

Livre des résumés

12^{es}
Journées

Sofamea RehaZenter 2013 • 23, 24 & 25 janvier

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

Hémicycle Européen  Luxembourg

“
Le mouvement assisté :
de la conception à la pratique”
”

Sous le patronage
du **Ministère de la Santé**

Grand-Duché de
luxembourg.

 **REHAZENTER**
LUXEMBOURG

 **BIL** BANQUE
INTERNATIONALE
À LUXEMBOURG

Secrétariat technique :
TECHNI MÉDIA SERVICES / SOFAMEA
23, rue de l'Océan
Mirville - BP 225
85602 Montaigu Cedex - FRANCE
Tél. +33 (0)2 51 46 48 48
Fax. +33 (0)2 51 46 48 50

www.sofamea.org

Avec le soutien de :

 **ottobock.**


Medtronic

 **ALLERGAN**



12^{es}
Journées

Sofamea

2013

• 23, 24 & 25 janvier

Hémicycle Européen - Luxembourg

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

Éditorial

Chers amis, chers collègues,

La Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte ainsi que le Comité d'Organisation sont heureux de vous accueillir cette année au Grand Duché du Luxembourg pour ses **12^{es} journées de la SOFAMEA**.

Le thème du congrès est « **Le mouvement assisté : de la conception à la pratique** ». Il s'inscrit dans la vision pluridisciplinaire et transversale propre à notre société et devrait être l'occasion de débats sur les récentes avancées technologiques et nos stratégies d'approche dans les désordres du mouvement.

La journée Satellite a été construite autour de ce sujet avec l'idée de privilégier les échanges entre le monde de l'ingénierie et le monde médical. Pour cela, des chercheurs, biomécaniciens et cliniciens ont accepté d'animer des Workshops et Symposiums. Nous les remercions de leur présence !

Nous remercions également les 6 conférenciers-chercheurs qui ont accepté de partager leur expertise lors de la journée spécifique de ce jeudi. Ils nous permettront d'approcher différents domaines touchant la plasticité cérébrale, l'imagerie encéphalique et la perception du mouvement, les interfaces cerveau/machine, les neuroprothèses, la stimulation centrale et l'assistance robotisée.

Enfin, les échanges devraient être riches autour des nombreuses propositions de communications libres que nous avons reçues. Nous vous invitons à profiter des pauses pour découvrir certaines d'entre elles sous forme de poster. Les autres seront présentées lors de la journée du vendredi dont le contenu s'annonce dense et varié.

Grâce à ce programme, nous espérons que ces journées de la SOFAMEA seront l'occasion de partager des moments de retrouvailles et de convivialité, propices aux échanges et aux idées prospectives, mais aussi à la détente.

Nous vous souhaitons un excellent séjour au Grand Duché du Luxembourg !

Le Comité d'Organisation

Membres du Comité d'Organisation

Paul FILIPETTI
Frédéric CHANTRAINE
Gérard GRENOT
Céline SCHREIBER
Florent MOISSENET
Angélique REMACLE

Membres du Comité Scientifique

José PEREIRA
Jean-Marie DOUMONT
Thierry HAUMONT
Guy MATGE
Steven LAUREYS
Laurence CHEZE

Secrétariat technique

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

Agrément formation continue

Éditorial	<i>p. 3</i>
Programme des 12^{es} Journées de la SOFAMEA	<i>p. 5</i>
Le mouvement assisté : de la conception à la pratique (<i>sommaire détaillé</i>)	<i>p. 10</i>
Communications libres n°1 (<i>sommaire détaillé</i>) :	
« Neuroprothèses et prothèses »	<i>p. 19</i>
Communications libres n°2 (<i>sommaire détaillé</i>) :	
« Analyse du mouvement et implications cliniques chez l'adulte »	<i>p. 24</i>
Communications libres n°3 (<i>sommaire détaillé</i>) :	
« Outils et méthodes »	<i>p. 31</i>
Communications libres n°4 (<i>sommaire détaillé</i>) :	
« Avancées dans la modélisations du thorax et du membre supérieur »	<i>p. 38</i>
Communications libres n°5 (<i>sommaire détaillé</i>) :	
« Analyse du mouvement chez l'enfant paralysé cérébral »	<i>p. 47</i>
Posters (<i>sommaire détaillé</i>)	<i>p. 57</i>

7h30 Accueil des participants à l'Hémicycle Européen

8h00 **Mot d'accueil**

« Le mouvement assisté : de la conception à la pratique »

• *Modérateur de la matinée : Philippe DECQ*

8h15 **Conférence n°1 :**

Plasticité Cérébrale et Rééducation Motrice.

Jean-Michel GRACIES

9h00 **Conférence n°2 :**

Imagerie encéphalique et perception du mouvement.

Aurore THIBAUT, Olivia GOSSERIES, Steven LAUREYS

9h45 **Table ronde**

Jean-Marie GRACIES, Aurore THIBAUT, Philippe DECQ

10h00 **Pause-café, visite des stands et posters**

10h30 **Conférence n°3 :**

Interfaces cerveau-machine : instrumentation, méthodes et applications en BCI pour l'EEG et l'ECOG.

Stéphane BONNET

11h15 **Conférence n°4 :**

Les neuroprothèses : pourquoi restaurer le mouvement reste difficile ?

Jovana JOVIC

12h00 **Table ronde**

Stéphane BONNET, Jovic JOVIC, Philippe DECQ

12h15 **Mot de bienvenue :**

Allocution du **Dr Gérard GRENOT**, Directeur du Rehacenter

Allocution de **M. Mars DI BARTOLOMEO**, Ministre de la Santé

12h30 Déjeuner

• *Modérateur de l'après-midi : Olivier REMY-NERIS*

14h00 **Conférence n°5 :**

Apport de la stimulation centrale dans les désordres du mouvement.

Sylvie RAOUL

15h00 **Pause-café, visite des stands et posters**

15h30 Conférence n°6 :

Perspectives apportées par la robotique en rééducation

*Agnès ROBY-BRAMI, Vincent CROCHER, Nathanaël JARRASSÉ,
Johanna ROBERTSON, Anis SAHBANI, Guillaume MOREL*

16h30 Communications libres n°1 : « Neuroprothèses et prothèses »

16h30 Stimulation électrique fonctionnelle sélective implantée des nerfs fibulaires dans la parésie spastique.

E. HUTIN, M. GHEDIRA, S. TAZI, JM. GRACIES, P. DECQ

16h45 Effets à court et long terme de la stimulation électrique fonctionnelle implantée au niveau du nerf Fibularis Communis sur le pied tombant post-lésion cérébrale : premier résultats.

F. CHANTRAINE, F. MOISSENET, G. MATGÉ, S. LAUREYS, P. FILIPETTI

17h00 Appareillage des personnes amputées du membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante.

C. SAURET, C. VILLA, H. PILLET, P. FODE, J. PAYSANT, N. MARTINET, F. LAVASTE

17h15 Évaluation du pied prothétique du Comité International de la Croix-Rouge (CICR) pendant la marche d'amputés trans-tibiaux.

S. ARMAND, K. TURCOT, Y. SAGAWA JR, A. LACRAZ, J. LENOIR, M. ASSAL

17h30 Fin de la première journée

17h45 Au choix :

17h45 Départ Navettes

18h15-19h15 Visite de la vieille ville

19h30 Retour Navettes Plateau de Kirchberg

18h15-19h30 Détente sportive au D'COQUE

19h30 Soirée conviviale à « La Table du Belvédère » (sur inscription)

Programme

Vendredi 25 Janvier 2013

7h30 Accueil des participants à l'Hémicycle Européen

8h00 Communications libres n°2 : « Analyse du mouvement et implications cliniques chez l'adulte »

Implication des extenseurs de genou au cours de la station debout et de la marche chez des patients ayant une flexion importante du tronc.

C. BILLON, S. BAEARDI, D. FORT, MA. HALDRIC, C. BEYAERT, J. PAYSANT

Anomalie de marche dans la Dystrophie Myotonique de type 1 (DM1) : analyse tridimensionnelle, coût énergétique et activité musculaire.

V. TIFFREAU, C. DETREMBLEUR, P. VAN DEN BERGH, A. RENDERS, V. KINET, E. ALLART, T. LEJEUNE

Identification de différentes stratégies chez les personnes avec une arthrose sévère de genou lors de la réalisation de la tâche de transition assis-debout : une analyse en correspondances multiples.

Y. SAGAWA JR, S. ARMAND, A. LUBBEKE, P. HOFFMEYER, D. SUVA, K. TURCOT

De l'utilisation des capteurs inertiels pour l'analyse du mouvement pendant la marche : analyse de l'influence du positionnement des capteurs.

L. FRADET, F. MARIN

Effet de la rééducation robotisée sur la marche chez des patients hémiplegiques : étude préliminaire.

L. WALLARD, B. BREDIN, M. BRUNO, G. DIETRICH, JP. FLAMBART, I. JANNIN, Y. KERLIRZIN, N. PICCARETA

Effet du port du releveur Liberté® sur les paramètres biomécaniques de la marche chez les sujets hémiparétiques adultes.

D. PRADON, J. BOUDARHAM, N. ROCHE, R. ZORY

9h15 Communications libres n°3 : « Outils et méthodes »

Fouille de données pour l'analyse de la marche de patients atteints d'infirmité motrice cérébrale (ICT4Rehab).

YA. LE BORGNE, B. BONNECHERE, P. SALVIA, S. VAN SINT JAN, G. BONTEMPI

Répétabilité intra-sujet, inter-session et inter-opérateur de l'index GDI.

V. POMERO, G. AUTIER, E. CASTANIER, C. BOULAY, Y. GLARD, JL. JOUVE, E. VIEHWEGER

Une étude préliminaire de suivi de marqueurs sur l'intégralité du pied.

W. SAMSON, S. SANCHEZ, S. LIU, S. VAN SINT JAN, V. FEIPEL

Correction a posteriori des axes du membre inférieur pour l'Analyse Quantifiée de la Marche.

A. NAAIM, R. DUMAS, S. ARMAND, A. BONNEFOY-MASURE

Application clinique de modèles cinématiques : étude des contacts fémoraux-tibiaux.

X. GASPARUTTO, R. DUMAS, E. JACQUELIN

L'artefact de varus-valgus du genou n'est pas un indicateur de qualité de la mesure de rotation de hanche.

E. DESAILLY

10h30 Pause-café, visite des stands et posters

11h00 Communications libres n°4 : « Avancées dans la modélisation du thorax et du membre supérieur »

Validité de concurrence entre trois systèmes d'évaluation de la mobilité cervicale : un système inertiel, un système optoélectronique et un électrogoniomètre à 6 degrés de liberté.

A. LUBANSU, C. DUC, N. LEBAILLIF, K. AMINIAN, V. FEIPEL, P. SALVIA

Modélisation du thorax : cinématique des complexes articulaires costo-vertébraux.

B. BEYER, J. COUPIER, O. SNOECK, F. MOISEEV, V. SHOLUKHA, PM. DUGAILLY, P. SALVIA, V. FEIPEL, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN

Cinématique 3D du membre supérieur : application au plexus brachial obstétrical opéré de l'enfant 3D.

P. SALVIA, C. QUESTIENNE, A. ARM, V. SHOLUKHA, B. BONNECHERE, F. MOISEEV, J. BAHM, F. SCHUIND, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN



Modélisation cinématique et dynamique d'un mouvement du membre supérieur pour l'analyse comparée de tâches de préhension.

R. TISSERAND, L. CHEZE



Utilisation de systèmes robotiques comme outils valides, reproductibles et sensibles afin de quantifier les déficiences du membre supérieur chez les patients cérébro-lésés.

M. GILLIAUX, T. LEJEUNE, C. DETREMBLEUR, J. SAPIN, B. DEHEZ, G. STOQUART

Modèle 3D anatomique et biomécanique des doigts longs.

J. COUPIER, F. MOISEEV, O. SNOECK, C. MAHIEU, B. BEYER, V. SHOLUKHA, P. SALVIA, V. VEIPEL, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN

Rôle biomécanique du Lacertus Fibrosus.

O. SNOECK, P. LEFEVRE, B. BEYER, J. COUPIER, V. FEIPEL, C. MAHIEU, F. MOISEEV, P. SALVIA, V. SHOLUKHA, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN

Utilisation conjointe de l'échographie et d'un système d'analyse du mouvement : application à la détermination du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale

M. LEMPEREUR, L. KOSTUR, S. BROCHARD, O. REMY-NERIS

12h35 Annonce des 13^{es} Journées de la SOFAMEA - Paris 2014

E. DESAILLY, Fondation Ellen Poidatz, Saint-Fargeau Ponthierry

12h40 Assemblée Générale

12h40 Déjeuner Groupe 1, visite des stands et posters

13h30 Déjeuner Groupe 2, visite des stands et posters

14h15 Communications libres n°5 : « Analyse du mouvement chez l'enfant paralysé cérébral »

Classification de la marche des patients infirmes moteurs cérébraux par une approche d'extraction de connaissances.

A. BONNEFOY-MAZURE, Y. SAGAWA JR, P. LASCOMBES, G. DE COULON, S. ARMAND

Classification des mouvements du tronc pendant la marche des personnes atteintes de paralysie cérébrale.

M. ATTIAS, A. BONNEFOY, G. DE COULON, P. LASCOMBES, S. ARMAND

Étude préliminaire de la cinématique du membre inférieur lors de changements de direction au cours de la locomotion chez les enfants paralysés cérébraux hémiplésiques.

A. GRIGORIU, S. VIELLEDENT, M. LEMPEREUR, O. REMY-NERIS

Lien entre co-activation musculaire et cinématique pendant la marche chez l'enfant sain et chez l'enfant paralysé cérébral hémiplésique.

R. GROSS, F. LEBOEUF, M. LEMPEREUR, S. BROCHARD, O. REMY-NERIS

Utilisation de chaussures à talon négatif et physiopathologie du pied équin au cours de la marche chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale.

C. BEYAERT, S. CAUDRON, C. BILLON, MA. HALDRIC, J. PAYSANT

Proposition d'une méthode de détermination quantifiée du vaulting

M. FRESLIER, R. BRUNNER

La cassure du médio-pied : prévention par des injections de toxine botulique (Dysport®) dans le Peroneus longus ?

C. BOULAY, E. VIEHWEGER, E. CASTANIER, H. GIORGI, G. AUTHIER, V. POMERO, B. CHABROL, G. BOLLINI, JL. JOUVE, M. JACQUEMIER

Effets de la chirurgie d'abaissement rotulien chez l'enfant et l'adolescent atteints de paralysie cérébrale.

C. THEVENIN LEMOINE, N. KHOURI, E. DESAILLY

Comparaison entre la marche pieds nus et pieds chaussés chez le jeune enfant : premiers résultats sur la force de réaction au sol.

A. VAN HAMME, W. SAMSON, B. DOHIN, R. DUMAS, L. CHEZE

16h15 Mot du Président

16h20 Remise des Prix Conf'Étudiant

16h30 Fin des 12^{es} Journées de la SOFAMEA

« Le mouvement assisté : de la conception à la pratique »

Conférence n°1 :

Plasticité Cérébrale et Rééducation Motrice.

Jean-Michel GRACIES p. 11

Conférence n°2 :

Imagerie encéphalique et perception du mouvement.

Aurore THIBAUT, Olivia GOSSERIES, Steven LAUREYS p. 12

Conférence n°3 :

Interfaces cerveau-machine : instrumentation, méthodes et applications en BCI pour l'EEG et l'ECOG.

Stéphane BONNET p. 13

Conférence n°4 :

Les neuroprothèses : pourquoi restaurer le mouvement reste difficile ?

Jovana JOVIC p. 14-15

Conférence n°5 :

Apport de la stimulation centrale dans les désordres du mouvement.

Sylvie RAOUL p. 16

Conférence n°6 :

Perspectives apportées par la robotique en rééducation.

*Agnès ROBY-BRAMI, Vincent CROCHER, Nathanaël JARRASSÉ,
Johanna ROBERTSON, Anis SAHBANI, Guillaume MOREL* p. 17-18

Jean-Michel GRACIES

*Professeur et Chef de service de Médecine Physique et de Réadaptation
du Centre Hospitalier Universitaire Henri Mondor
Créteil, France*

Après un AVC, les prédictions de récupération fonctionnelle par les professionnels ont longtemps été caractérisées par un pessimisme convenu, qui apparaît aujourd'hui excessif. Depuis Hebb (1949) et son concept de plasticité cérébrale (restructuration neuronale) induit par l'activité ou l'expérience, la littérature sur la plasticité cérébrale a révélé notamment 4 facteurs principaux stimulant la plasticité : la lésion cérébrale elle-même, les stimulations électriques ou magnétiques (périphériques ou centrales), les traitements pharmacologiques (la plupart des médicaments couramment utilisés chez le patient neurologique étant des inhibiteurs de la plasticité) et les changements comportementaux, avec notamment l'apprentissage de nouvelles capacités sensorimotrices. Seul le premier et le dernier facteur peuvent également guider la plasticité. Nous centrerons la présentation sur les traitements pharmacologiques et les changements comportementaux.

On sait avec Schallert (2000) que le potentiel de récupération après une lésion cérébrale persiste même en phase chronique, longtemps après la lésion. Les années 2000 - avec notamment les travaux de l'équipe de Merzenich et de Nudo - ont vu se développer de nombreuses études chez le primate notamment, montrant qu'un entraînement spécifique réalisé après une lésion inductrice de parésie, aboutissait à une réorganisation corticale des zones non touchées par la lésion (ipsi-ou controlatérales) quel que soit son siège exact, à condition que l'entraînement ne soit pas pratiqué trop tôt (7 premiers jours) après la survenue de la lésion. On sait inversement que la non-utilisation complète du membre parétique dans les 7 premiers jours après la lésion (cas habituel d'une hospitalisation classique après un AVC) diminue les chances de récupération fonctionnelle, qui par contre est améliorée par un bloc anesthésique transitoire du membre non-parétique. Ultérieurement, la quantité quotidienne d'entraînement a été prouvée chez l'homme (méta-analyses de Kwakkel) être un facteur positif de récupération.

Les principes de l'apprentissage moteur requis pour l'existence d'une plasticité liée à l'activité comportementale sont la difficulté du geste appris, l'activation musculaire pendant la pratique des mouvements, l'attention concentrée sur le mouvement pratiqué, la répétition en grand nombre des mouvements pratiqués et l'apprentissage de mouvements proches des mouvements normaux, visant à des tâches fonctionnelles particulières. Enfin, les agents chimiques prouvés inhibiteurs de la plasticité cérébrale sont les gabamimétiques (baclofène, benzodiazépines), les antiépileptiques, les neuroleptiques et les antihypertenseurs.

Imagerie encéphalique et perception du mouvement

Aurore THIBAUT⁽¹⁾, Olivia GOSSERIES, Steven LAUREYS

⁽¹⁾ Chercheur

*COMA Science group, Centre de recherche Cyclotron
CHU Liège, Belgique*

Pendant des siècles, les philosophes ont étudié la relation entre le comportement humain et le fonctionnement du cerveau, tandis que les neuroscientifiques ont été en mesure d'explorer ce sujet depuis seulement quelques dizaines d'années. Cette avancée scientifique a été rendue possible grâce à de récentes percées technologiques et aux modalités de neuro-imagerie émergentes.

De nos jours, il est non seulement possible d'obtenir des images extrêmement précises de la structure du cerveau, mais aussi des images des fonctionnements neuronaux qui sous-tendent des processus mentaux et moteurs (imagerie fonctionnelle). En effet, nous sommes en mesure de voir la manière dont s'active des régions spécifiques du cerveau lorsque des tâches motrices, telle que la marche, sont effectuées, ou d'étudier les régions du cerveau qui récupèrent à la suite d'une lésion cérébrale et comment nos neurones et leurs millions de milliards de connexions peuvent (ou non) montrer une certaine plasticité.

Dans cette présentation, nous passerons en revue les différentes modalités de neuro-imagerie : l'IRM structurale de la matière grise et de la substance blanche (par exemple, l'imagerie à base de voxel et l'imagerie par tenseur de diffusion); l'IRM fonctionnelle « de repos » (paradigmes passifs et actifs) ; l'imagerie métabolique (par exemple, la tomographie par émission de positons) ; l'électrophysiologie (par exemple, l'EEG et les potentiels évoqués). Nous examinerons également leurs utilités dans l'étude non invasive de la récupération des troubles moteurs chez l'homme.

Interfaces cerveau-machine : instrumentation, méthodes et applications en BCI pour l'EEG et l'ECOG

Stéphane BONNET

*Ingénieur chercheur en applications biomédicale,
Commissariat à l'Énergie Atomique
Centre de Grenoble, France*

A brain-computer interface (BCI) is a system for translating the brain neural activity into commands for external devices. It aims at restoring communication and control in severely motor-disabled subjects that cannot use conventional communication channels like muscles or speech to interact with their environment. The targeted population concerns paralyzed people suffering from severe motor disabilities: locked-in syndrome (LIS), spinal cord injury (SCI) in the range C4-C7... Such motor disabilities may have been caused either by traumatic lesions (SCI), cerebro-vascular diseases (stroke) or degenerative neuromuscular diseases -muscular dystrophies and motor neuron disorders such as amyotrophic lateral sclerosis (ALS) -. In all cases, cognitive functions are preserved in these patients as opposed to the (progressive) loss of muscular activity. There is also today a current trend to apply modern BCIs for healthy persons in various applications where these new interfaces may be more appropriate or more efficient than the standard ones.

As stated, BCI is based on the monitoring of the user's brain activity and the translation of the user's intention into commands. To do so, different measurement systems have been proposed ranging from invasive recording techniques (micro-electrodes implanted into the cortex to record single-unit or multi-unit activity, ECoG) to non-invasive ones. The latter ones can be divided into magnetic fields (MEG), electrical potentials (EEG) or hemodynamic (NIRS) measurements. This talk will be focused on EEG-based BCI and ECoG-based BCI. The instrumentation that is needed for these techniques will be detailed with their main benefits and weaknesses. Medical ECoG devices for implantable monitoring and BCI applications will also be discussed.

Furthermore, different electrophysiological sources of BCI control will be described either based on evoked potentials brain responses (steady-state evoked potentials, P300 evoked potentials and related components to cite a few) or spontaneous signals like slow cortical potentials, and voluntary changes in the dynamics of brain oscillations such as event-related (de)synchronization (motor imagery). The different paradigms that are usually used to run these BCIs and the main associated mathematical methods will be reviewed.

Finally, perspectives will be given on the field of BCI with a focus on the exploitation of user's mental states for BCI reliability and confidence measures. These so-called passive BCIs could indeed be the future of this very active field.

REFERENCES :

[1] Barachant A, Bonnet S, Congedo M, Jutten C (2012). *Multi-class Brain Computer Interface Classification by Riemannian Geometry. IEEE Trans. on Biomed. Eng., 59(4), 920-928.*

[2] Foerster M, Porcherot J, Robinet S, Van Langenhove A, Bonnet S, Charvet G (2012) *Integration of a state of the art ECoG recording ASIC into a fully implantable electronic environment. IEEE BIOCAS Conference, Nov. 28-30, 2012, Hsinchu, Taiwan.*

[3] Charvet G, Foerster M, Chatalic G, Michea A, Porcherot J, Bonnet S, Filipe S, Audebert P, Robinet S, Josselin V, Reverdy J, D'Errico R, Sauter-Starace F, Mestais C, Benabid A-L (2012). *A wireless 64-channel ECoG recording Electronic for implantable monitoring and BCI applications: WIMAGINE. 34th Annual Intl. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC-2012), San Diego, California, USA, August 28 – Sept. 1, 2012, p. 783-786.*

[4] Barachant A, Bonnet S, Congedo M, Jutten C (2012). *BCI Signal Classification using a Riemannian-based kernel. ESANN – 20th European Symposium on Artificial Neural Networks, Computational Intelligence and Machine Learning. Bruges, April 25-27, 2012, Proceedings, Editor Michel Verleysen, p. 97-102.*

Les neuroprothèses : pourquoi restaurer le mouvement reste difficile ?

Jovana JOVIC

Chercheur - INRIA Sophia-Antipolis Méditerranée

Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM)

Montpellier, France

Les neuro-prothèses permettent de restaurer certaines fonctions déficientes dès lors qu'une structure neurale, un muscle ou un organe sensoriel peut être électriquement stimulé. Par exemple, les stimulateurs cardiaques ^[1] et les implants cochléaires ^[2] sont de très loin les plus nombreux et ont démontré largement leur efficacité avec des résultats spectaculaires! Ainsi, l'implant cochléaire permet sous certaines conditions, à un sourd profond de retrouver une audition suffisante pour la communication orale, y compris par téléphone. Il n'y a aucun équivalent thérapeutique. D'autres applications, comme la stimulation du cerveau profond ^[3], ont un effet impressionnant sur les patients répondants notamment pour stopper les tremblements chez les sujets atteints de la maladie de Parkinson.

Mais cinquante ans après les premiers essais dans le domaine du mouvement ^[4], la restauration motrice ne démontre pas un niveau de résultat fonctionnel équivalent à ceux évoqués précédemment. Il y a quelques succès mais relativement limités en nombre : la stimulation du releveur de pied pour les patients ayant subi un accident vasculaire cérébral, incapables de contrôler cette commande motrice et la fonction de préhension chez les tétraplégiques. Ce dernier, le « freehand system » répondait à un vrai besoin mais malheureusement sa commercialisation a été suspendue sans qu'aucun autre dispositif ne prenne la suite. Le mouvement semble pourtant plus facile à appréhender que la fonction cardiaque, l'audition ou encore le tremblement parkinsonien. Dans le dernier cas, on ne connaît même pas dans le détail les mécanismes neuraux qui bloquent les tremblements et pourtant ça marche.

Mais qu'est-ce qui rend si difficile la restauration de fonctions motrices ? Le mouvement coordonné est en fait d'une extrême complexité et sa dimension fonctionnelle peu aisée à formaliser. La plupart des mouvements fonctionnels ne peut s'effectuer sans retour sensoriel et sans commande en boucle fermée : aucun des systèmes que l'on peut prescrire ne fonctionne en boucle fermée. Tout au plus, certains proposent un déclenchement de la stimulation en fonction d'événements discrets mais de là à contrôler une trajectoire ou la stabilité d'un mouvement, les solutions ne sont jamais sorties des laboratoires. Ensuite, les cibles sont nombreuses puisque plusieurs muscles sont nécessaires pour effectuer un mouvement ^[5-6] : il est technologiquement difficile de mettre au point un système capable de « recréer » une synergie musculaire qui de plus tient compte des résidus moteurs de chaque individu.

Les solutions actuelles sont très figées et ne permettent pas une adaptation pourtant essentielle à chaque cas. Enfin le système est profondément dépendant de variables non contrôlées par le neuro-stimulateur : les muscles fatiguent, le patient à des mouvements volontaires qui modifient la dynamique globale, l'environnement évolue en permanence.

Comment prendre en compte efficacement ces évolutions ? Elles sont en effet très significatives, ne peuvent donc être ignorées ni même souvent simplement considérées comme « perturbations ».

L'exposé tentera de faire un panorama de ces questions en ouvrant quelques pistes pour l'avenir.

Apport de la stimulation centrale dans les désordres du mouvement.

Sylvie RAOUL

*Docteur dans le service de Neurochirurgie
du Centre Hospitalier Universitaire de Nantes (Hopital Nord Laënnec)
Nantes, France*

Le tremblement essentiel, la maladie de Parkinson et la dystonie sont caractérisés par des troubles du mouvements associant tremblement, rigidité et mouvements dystoniques ou dyskinétiques. Leur prise en charge pose des problèmes spécifiques pour lequel l'avènement de la stimulation du système nerveux central a apporté des réponses tout à fait satisfaisantes. Deux grands types de stimulation du système nerveux permettent une amélioration du mouvement : la stimulation cérébrale profonde et la stimulation corticale.

La stimulation cérébrale profonde a été initialement mise au point en France par AL Bénabib en 1987 pour du tremblement essentiel. La technique consiste à descendre une électrode dans un des noyaux gris de la base (Thalamus, noyau sous thalamique, pallidum interne) et envoyer à travers cette électrode un courant électrique qui module ces relais automatiques du mouvement. La première partie de cette conférence sera consacrée à décrire cette technique avec ses indications, contre-indications et résultats à court et long terme sur les mouvements anormaux.

La stimulation du cortex moteur et/ou prémoteur est plus récente. Elle a été initiée par Tsubokwa en 1991 pour le traitement des douleurs, puis développée par JP N'Guyen tant en douleur que pour les troubles du mouvements (tremblement, dystonie). La deuxième partie de cette conférence sera consacrée à l'étude de cette technique, de ces résultats et au développement futurs.

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

Perspectives apportées par la robotique de rééducation.

**Agnès ROBY-BRAMI ^(1,2), Vincent CROCHER ⁽¹⁾, Nathanaël JARRASSÉ ⁽¹⁾
Johanna ROBERTSON ⁽²⁾, Anis SAHBANI ⁽¹⁾, Guillaume MOREL ⁽¹⁾**

*⁽¹⁾ University Pierre & Marie Curie, Institute of Robotics and Intelligent Systems (ISIR)
CNRS UMR 7222 - Paris, France*

⁽²⁾ Hôpital Raymond Poincaré - Garches, France

La robotique de rééducation s'est développée à la suite de la mise en évidence de la plasticité neuronale dans des modèles animaux et la reconnaissance de capacités accrues de récupération chez l'homme, d'abord pour la récupération de la locomotion puis, plus récemment à la récupération des gestes finalisés du membre supérieur.

Les travaux de Rossignol [1] chez le chat ont montré que l'entraînement locomoteur pouvait entraîner une récupération locomotrice liée à la plasticité des réseaux spinaux. Cela a motivé des essais de marche assistée (par un support du poids du corps et un tapis roulant) chez les patients blessés médullaires et cérébro-lésés. Ces innovations ont abouti au Locomat, qui permet de faire répéter des patterns de marche normalisés. Les évaluations récentes ont toutefois des résultats mitigés : la locomotion semble améliorée mais la spécificité de l'action reste discutée [2,3].

Les principes contemporains de la rééducation chez les patients cérébrolésés sont basés sur le principe de l'apprentissage moteur [4], motivé par les observations de Nudo qui a démontré l'importance de la plasticité corticale activité-dépendante chez le singe [5] et de Taub qui a montré que l'activité forcée permet de récupérer du phénomène de « learned disuse » [6]. La rééducation doit être précoce, intense et prolongée, active et finalisée, dans un environnement motivant. En plus des technologies de l'information, la robotique permet de développer de nouveaux modes d'interaction physique entre le patient et le robot. Le premier but du robot est de supporter et de mobiliser passivement le bras. Par exemple, le robot pionnier MIT-MANUS est un manipulateur horizontal, avec lequel l'humain interagit par l'intermédiaire d'une poignée [7]. Il dispose de différents modes d'interaction actifs-aidés (le robot prend le relai si le mouvement humain est insuffisant ou guide le mouvement humain comme par des parois élastiques). Le robot peut également générer une résistance réglable lorsque les patients ont suffisamment récupéré ou provoquer des « erreurs » que l'humain doit corriger. Ces robots permettent de faire en une séance plusieurs centaines de gestes au lieu de quelques dizaines en rééducation habituelle. Les premiers résultats sont encourageants et montrent le bénéfice fonctionnel, bien que l'apport qualitatif du robot ne soit pas évident à quantité égale [8].

Notre approche est complémentaire. Elle consiste à utiliser des robots de type exosquelette qui permettent d'agir sur le bras humain directement en plusieurs points de contact pour contrôler la coordination inter-articulaire du membre. En effet, on sait que le corps humain est redondant et que les patients hémiparétiques ont des troubles de la coordination épaule-coude : les synergies flexibles normales sont perturbées et remplacées par des synergies pathologiques fixées. De plus, ces patients ont tendance à utiliser des compensations, ce qui maintient la situation de « learned disuse ». Les exosquelettes permettront de guider des exercices sensori-moteurs tout en préservant la qualité de la coordination. Ce travail a permis de rationaliser les méthodes de fixation et de développer des méthodes de commande de l'interaction homme-robot basées sur la notion de synergie qui permettent de corriger la coordination des mouvements actifs du patient.

Des premiers essais avec un groupe de patients hémiparétiques ont permis de valider la pertinence de l'approche pour modifier la coordination mais l'efficacité clinique reste encore à démontrer [9].

(Références page suivante)

**Stimulation électrique fonctionnelle sélective implantée
des nerfs fibulaires dans la parésie spastique.**

E. HUTIN, M. GHEDIRA, S. TAZI, JM. GRACIES, P. DECQ p. 20

**Effets à court et long terme de la stimulation électrique fonctionnelle
implantée au niveau du nerf Fibularis Communis sur le pied tombant
post-lésion cérébrale : premier résultats.**

F. CHANTRAINE, F. MOISSENET, G. MATGÉ, S. LAUREYS, P. FILIPETTI p. 21

**Appareillage des personnes amputées du membre inférieur
dans les situations contraignantes de la vie courante.**

C. SAURET, C. VILLA, H. PILLET, P. FODE, J. PAYSANT, N. MARTINET, F. LAVASTE p. 22

**Évaluation du pied prothétique du Comité International de la Croix-Rouge (CICR)
pendant la marche d'amputés trans-tibiaux.**

S. ARMAND, K. TURCOT, Y. SAGAWA JR, A. LACRAZ, J. LENOIR, M. ASSAL p. 23

Stimulation électrique fonctionnelle sélective implantée des nerfs fibulaires dans la parésie spastique.

E. HUTIN, M. GHEDIRA, S. TAZI, JM. GRACIES, P. DECQ

*Laboratoire Analyse et Restauration du Mouvement
Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, AP-HP
Créteil, France*

MOTS-CLÉS : Hémiparésie, marche, stimulation électrique périphérique fonctionnelle.

INTRODUCTION : La Stimulation Électrique Fonctionnelle (SEF) sélective des collatérales motrices des nerfs fibulaires superficiel et profond vise à réduire le déficit de flexion dorsale de cheville en phase oscillante de marche dans la parésie spastique [1].

MÉTHODES : Huit sujets cérébrolésés chroniques (52 ± 8 ans) ont été implantés chirurgicalement avec deux électrodes de stimulation au contact des collatérales motrices des nerfs fibulaires. La stimulation est déclenchée en phase oscillante en marche chaussée par un contacteur plantaire (StimuStepTM). L'intensité est réglée sur l'efficacité et le ressenti du patient lors de la marche.

L'efficacité de la stimulation est testée, en décubitus dorsal, cheville relâchée (flexion plantaire, $-39,4\pm 6,2^\circ$), par goniométrie informatisée des déplacements en flexion dorsale/plantaire et varus/valgus de cheville, et flexion/extension de l'hallux et des orteils.

Deux mois avant (M-2) et 6 mois après la chirurgie (M6), une analyse cinématique de la marche à vitesse spontanée (5x6m/condition) évaluait : flexion dorsale active maximale de cheville en phase oscillante, éversion maximale, flexion dorsale en fin de phase oscillante, vitesse de marche, cadence et longueur de pas. Les résultats sans (M-2, M6_OFF) et avec SEF (M6_ON) étaient comparés.

RÉSULTATS : La stimulation, en décubitus dorsal, entraînait un déplacement en flexion dorsale de $14,8\pm 3,5^\circ$, éversion de $17,2\pm 14,8^\circ$, extension de l'hallux de $3,4\pm 10,9^\circ$ et des autres orteils de $5,2\pm 7,4^\circ$.

À la marche, les évaluations M-2 et M6_OFF étaient similaires. Les seules modifications par la stimulation étaient des réductions du pic d'inversion (M6_OFF, $8,2\pm 6,8^\circ$; M6_ON, $4,4\pm 8,9^\circ$, $p=0,021$) et de flexion plantaire de cheville en fin de phase oscillante (M6_OFF, $13,1\pm 6,3^\circ$; M6_ON, $5,3\pm 5,8^\circ$, $p=0,0014$).

CONCLUSION : La SEF sélective implantée des nerfs fibulaires améliore la flexion dorsale et l'éversion de cheville sans modification de vitesse, cadence ou longueur du pas de la marche testée en laboratoire chez les patients parétiques. D'autres tests (endurance, montée d'escaliers) et leur comparaison avec l'utilisation d'un releveur passif de cheville sont en cours d'exploration.

RÉFÉRENCES

[1] Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 1961; 42:101-5.

Effets à court et long terme de la stimulation électrique fonctionnelle implantée au niveau du nerf Fibularis Communis sur le pied tombant post-lésion cérébrale : premiers résultats.

F. CHANTRAINE⁽¹⁾, F. MOISSENET⁽¹⁾, G. MATGÉ⁽²⁾, S. LAUREYS⁽³⁾, P. FILIPETTI⁽¹⁾

⁽¹⁾ Laboratoire d'Analyse du Mouvement et le Posture, RehaCenter CNRFR, Luxembourg

⁽²⁾ Service de Neurochirurgie, CHL, Luxembourg

⁽³⁾ Coma Science Group, Département de Neurologie, CHU de Liège, Belgique

MOTS-CLÉS : Stimulation électrique fonctionnelle, pied tombant, accident vasculaire cérébral, rééducation, marche.

INTRODUCTION : Cette étude a pour but d'étudier les effets à distance de la SEF implantée au niveau du nerf Fibularis Communis [1,2] sur l'équilibre locomoteur et les modifications plastiques du système nerveux central auprès d'une population de patients présentant une cérébrolésion ainsi qu'un pied tombant.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Il s'agit d'une étude observationnelle, prospective et ouverte validée par le Comité d'Éthique National du Luxembourg. Au total, 20 patients seront inclus et devront présenter un pied tombant perturbant le déroulement du pas et la locomotion, survenu suite à un accident vasculaire cérébral. Le protocole s'étale sur une durée de 3 ans avec une batterie de bilans réguliers tout au long de cette période. Les bilans retenus comprennent une évaluation clinique, kinésithérapique, neurophysiologique, baropodoscopique, cinématique, dynamique et encéphalique par imagerie. En parallèle, chaque patient est régulièrement consulté pour évaluer son niveau de satisfaction vis-à-vis de l'appareillage.

RÉSULTATS : Au total, 13 patients (8 hommes, 5 femmes) sont déjà entrés dans cette étude depuis son démarrage en septembre 2011. L'évolution de l'ensemble des patients utilisant régulièrement aujourd'hui leur implant est marquée par une progression significative de la plupart des paramètres suivis. Nous nous proposons ici d'exposer, en guise d'exemple, les résultats d'un premier patient ayant dépassé les 12 mois post-implantation. Pour ce patient, nous avons identifié de nettes améliorations sur le plan cinématique et dynamique, avec notamment une amélioration significative du pré-positionnement du pied, du pattern de flexion dorsale de cheville et une augmentation du moment net de la cheville pendant la phase d'appui, ainsi qu'une nette amélioration du contrôle du genou pendant cette même période. La diminution du rapport Hmax/Mmax semble également suggérer une inhibition de la spasticité du triceps surae.

DISCUSSION - CONCLUSION : Les premiers résultats exposés ici sont d'ores et déjà très encourageants et tendent à montrer que la stimulation du nerf Fibularis Communis a des répercussions cinématiques [3], neurologiques [4] voire au niveau du système nerveux central. Bien entendu, il faudra attendre une population suffisamment conséquente pour commencer à tirer des conclusions.

RÉFÉRENCES :

[1] Postans N.J. et al., *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:604-10

[2] Burridge J.H. et al., *J Rehabil Med* 2007;39:212-8

[3] Kottink A.I.R. et al., *J Rehab Med* 2012;44:51-57

[4] Veltink P.H. et al., *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:1016-24

Appareillage des personnes amputées du membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante.

**C. SAURET^(1,2), C. VILLA⁽¹⁾, H. PILLET⁽¹⁾, P. FODE⁽²⁾
J. PAYSANT⁽³⁾, N. MARTINET⁽³⁾, F. LAVASTE^(1,2)**

⁽¹⁾ Arts et Métiers ParisTech, LBM, France

⁽²⁾ INI, Centre d'Étude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Woippy, France

⁽³⁾ Centre de Médecine Physique et de Réadaptation Louis Pierquin IRR-UGECAM Nord, Nancy, France

MOTS-CLÉS : Locomotion, rééducation, amputation, prothèses, situations contraignantes.

INTRODUCTION : L'autonomie des personnes amputées est limitée par des situations contraignantes et pourtant quotidiennes telles que la montée/descente de pentes, la montée/descente d'escaliers ou la marche en devers, situations sollicitant différemment les articulations par rapport à la marche à plat. Dans la littérature, peu d'études portent sur l'analyse de la marche des personnes amputées dans ces situations contraignantes [1] [2]. Jusqu'à présent ces études ne se sont focalisées que sur une seule situation. Le but de cette étude est d'étudier les stratégies d'adaptation entre le plat et plusieurs situations contraignantes comme les pentes, le devers et les escaliers.

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Un système optoélectronique d'analyse du mouvement (Vicon V8i, UK) et des dispositifs de plat, pente (5%, 12%), devers (10%) et escaliers (4 marches) instrumentés par des plateformes de force (AMTI, 100Hz) sont utilisés pour mesurer la cinématique et la dynamique des segments et articulations du membre inférieur, du bassin et du tronc. Les paramètres de la marche (vitesse, longueur et largeur de pas) sont aussi calculés. Une collecte de données sur 25 sujets transfémoraux, transtibiaux et asymptomatiques est en cours.

RÉSULTATS ET DISCUSSION : L'étude de l'adaptation entre le plat et une situation spécifique permet de comprendre les limites des composants prothétiques et/ou des stratégies de marche qui ne pourraient pas être évaluées lors de l'étude d'une seule situation de marche. De plus, l'analyse des paramètres de la marche en situation contraignante en comparaison avec le plat pourrait permettre d'aider à la fois à la conception de prothèses plus adaptées à cette situation et d'utiliser les systèmes d'analyse du mouvement pour développer des protocoles de rééducation utiles en routine clinique.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Bellmann M., Schmalz T., and Blumentritt S., *Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints*. *Arch Phys Med Rehabil*, 2010, 91(4):644–652.

[2] Schmalz T, Blumentritt S, Marx B, *Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees*. *Gait & Posture*, 2007, 25(2):267-278

REMERCIEMENTS :

Cette étude a été financée par l'Agence National de la Recherche sous la référence ANR-2010-TECS-020.

Évaluation du pied prothétique du Comité International de la Croix-Rouge (CICR) pendant la marche d'amputés trans-tibiaux.

S. ARMAND⁽¹⁾, K. TURCOT⁽¹⁾, Y. SAGAWA JR⁽¹⁾
A. LACRAZ⁽²⁾, J. LENOIR⁽³⁾, M. ASSAL⁽⁴⁾

⁽¹⁾ Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals and Geneva University, Switzerland

⁽²⁾ Division of Orthopaedics and Trauma Surgery, Geneva University Hospitals, Switzerland

⁽³⁾ Lenoir Orthopaedics, Geneva, Switzerland

⁽⁴⁾ Division of Orthopaedics and Trauma Surgery, Hôpital de La Tour, Geneva, Switzerland

MOTS-CLÉS : Comité International de la Croix-Rouge (CICR), marche, biomécanique, amputés trans-tibiaux, cinématique, cinétique.

INTRODUCTION : En 1998, le Comité international de la Croix-Rouge (CICR) a développé puis proposé un pied prothétique à but non lucratif, le pied CRE-Solid Ankle Cushion Heel (SACH) (pied CICR). Depuis, des études de terrain ont été menées afin d'améliorer sa durabilité [1-2]. Toutefois, bien que le pied du CICR soit largement utilisé, et que plusieurs améliorations aient été réalisées en termes de durabilité; aucune étude n'a évalué l'influence de ce pied sur les paramètres biomécaniques de la marche.

OBJECTIF : Comparer le pied du CICR avec celui de référence, le pied SACH.

MÉTHODOLOGIE : Une étude randomisée croisée en double aveugle a été menée pour comparer l'influence de ces deux pieds prothétiques sur la biomécanique de la marche. Quinze participants avec une amputation unilatérale et trans-tibiale ont été inclus dans cette étude. Un système d'analyse de mouvement 3D et deux plates-formes de force ont été utilisés pour obtenir la cinématique et la cinétique du membre inférieur lors de la marche à vitesses confortable et imposée (1,2 m / s). Des tests non paramétriques de Wilcoxon ont été utilisés pour comparer les deux pieds en termes de symétrie, de paramètres spatio-temporels, de cinématique et de cinétique.

RÉSULTATS : En comparaison avec le port du pied SACH, la marche effectuée avec le pied du CICR a démontré un indice de symétrie significativement plus élevé (SACH: 0,94 vs CICR: 0,97), une augmentation de l'amplitude de mouvement de la cheville dans le plan sagittal (SACH: 7° vs CICR: 12°), un angle maximal de flexion plantaire plus élevé pendant la fin de la phase d'appui (SACH: 10° vs CICR: 13°) et une puissance à la cheville plus élevée (SACH: 0,31 W/kg vs CICR: 0,40 W/kg). Aucune différence significative n'a été observée pour la cinématique du genou, de la hanche et du bassin.

CONCLUSION : Les résultats montrent que le pied du CICR octroi lors de la marche une meilleure symétrie, flexibilité et restitution d'énergie dans le plan sagittal que le pied SACH. Cette étude suggère que le pied proposé par le CICR présente de meilleures propriétés mécaniques que le pied SACH.

RÉFÉRENCES :

[1] Gauthier P. 12th World Congress of the ISPO, 2007.

[2] Gauthier P. 13th World Congress of the ISPO, 2010.

« Analyse du mouvement et implications cliniques chez l'adulte »

Implication des extenseurs de genou au cours de la station debout et de la marche chez des patients ayant une flexion importante du tronc.

C. BILLON, S. BAEARDI, D. FORT, MA. HALDRIC, C. BEYAERT, J. PAYSANT p. 25

Anomalie de marche dans la Dystrophie Myotonique de type 1 (DM1) : analyse tridimensionnelle, coût énergétique et activité musculaire.

V. TIFFREAU, C. DETREMBLEUR, P. VAN DEN BERGH, A. RENDERS, V. KINET, E. ALLART, T. LEJEUNE p. 26

Identification de différentes stratégies chez les personnes avec une arthrose sévère de genou lors de la réalisation de la tâche de transition assis-debout : une analyse en correspondances multiples.

Y. SAGAWA JR, S. ARMAND, A. LUBBEKE, P. HOFFMEYER, D. SUVA, K. TURCOT p. 27

De l'utilisation des capteurs inertiels pour l'analyse du mouvement pendant la marche : analyse de l'influence du positionnement des capteurs.

L. FRADET, F. MARIN p. 28

Effet de la rééducation robotisée sur la marche chez des patients hémiparétiques : étude préliminaire.

L. WALLARD, B. BREDIN, M. BRUNO, G. DIETRICH, JP. FLAMBART, I. JANNIN, Y. KERLIRZIN, N. PICCARETA p. 29

Effet du port du releveur Liberté® sur les paramètres biomécaniques de la marche chez les sujets hémiparétiques adultes.

D. PRADON, J. BOUDARHAM, N. ROCHE, R. ZORY p. 30

Implication des extenseurs de genou au cours de la station debout et de la marche chez des patients ayant une flexion importante du tronc.

C. BILLON ^(1,2), **S. BAEARDI** ⁽¹⁾, **D. FORT** ⁽³⁾
MA. HALDRIC ⁽¹⁾, **C. BEYAERT** ^(1,2), **J. PAYSANT** ^(1,2)

⁽¹⁾ Laboratoire d'analyse du mouvement, Centre de Réadaptation Pierquin, IRR Nancy, France

⁽²⁾ EA Développement Adaptation et Handicap, Université de Lorraine, Nancy, France

⁽³⁾ Unité du rachis déformé, Centre de Réadaptation Pierquin, IRR Nancy, France

MOTS-CLÉS : Posture, locomotion, tronc, biomécanique, compensation.

INTRODUCTION : La flexion importante du tronc (FIT) que présentent certaines personnes au cours de la station debout et de la marche nécessite un contrôle postural de l'équilibre impliquant les membres inférieurs. Cette étude avait pour but de montrer la sollicitation cinétique des extenseurs de genou associée à la flexion augmentée des genoux que présentent ces personnes.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Seize personnes avec FIT (76 ± 10 ans), atteintes d'une cyphose dégénérative et/ou d'une camptocormie, et 10 sujets sains (49 ± 12 ans) étaient soumis à une analyse cinématique et cinétique tridimensionnelle de la station debout calme pendant 30 secondes et de la marche libre, pieds nus. Pour chaque variable, la moyenne sur 30 secondes en station debout et la moyenne sur 3 cycles de marche étaient analysées.

RÉSULTATS : Lors de la station debout, les personnes avec FIT avaient une inclinaison antérieure du thorax ($21 \pm 14^\circ$ vs $0 \pm 2^\circ$), une flexion des genoux ($16 \pm 7^\circ$ vs $-2 \pm 3^\circ$) et un moment interne d'extension de genou ($0,15 \pm 0,10$ vs $0,01 \pm 0,07$ Nm/kg) augmentés par rapport aux sujets sains.

La marche chez les personnes avec FIT était plus lente, par réduction de la longueur de pas et de la cadence, que chez les sujets sains. Lors de la marche, les personnes avec FIT avaient, en milieu d'appui, une inclinaison antérieure du thorax ($35 \pm 13^\circ$ vs $5 \pm 2^\circ$), une flexion des genoux ($16 \pm 6^\circ$ vs $2 \pm 4^\circ$) et un moment interne d'extension de genou ($0,19 \pm 0,20$ vs $-0,02 \pm 0,13$ Nm/kg) augmentés par rapport aux sujets sains.

DISCUSSION - CONCLUSION : La posture avec genoux fléchis adoptée par les patients avec FIT sollicite les extenseurs de genou qui exercent un moment d'extension du genou s'opposant à la flexion du genou. Ainsi les extenseurs de genou contribuent à contrôler la position sagittale de la force de réaction du sol par rapport au genou et indirectement à stabiliser le tronc dans le plan sagittal chez les personnes avec FIT. Le même pattern associant une augmentation de la flexion et du moment d'extension des genoux au cours de la station debout et de la marche suggère qu'il s'agit d'une stratégie posturale de contrôle d'équilibre qui s'applique dans les deux conditions statique et dynamique.

Anomalie de marche dans la Dystrophie Myotonique de type 1 (DM1) : analyse tridimensionnelle, coût énergétique et activité musculaire.

**V. TIFFREAU ⁽¹⁾, C. DETREMBLEUR ⁽²⁾, P. VAN DEN BERGH ⁽³⁾
A. RENDERS ⁽³⁾, V. KINET ⁽³⁾, E. ALLART ⁽¹⁾, T. LEJEUNE ⁽²⁾**

⁽¹⁾ Service de MPR, Hopital Swynghedauw, CHRU de Lille, France

⁽²⁾ Université Catholique de Louvain, Rehabilitation and Physical Medicine Unit, 1200 Bruxelles, Belgique

⁽³⁾ Centre de référence neuromusculaire, Cliniques Universitaires Saint-Luc, Belgique

MOTS-CLÉS : Dystrophie myotonique, analyse de la marche, Cinématique, cinétique, EMG.

INTRODUCTION : La Dystrophie Myotonique de type 1 est la maladie neuromusculaire héréditaire la plus fréquente [1]. Des travaux ont montré qu'il existait des anomalies distales et suspectent un trouble de la coordination musculaire lors de la marche [2, 3]

OBJECTIFS : Décrire les anomalies cinématiques, cinétiques le coût énergétique et l'activation musculaire de patients atteints de DM1.

MÉTHODE : Quinze patients ont bénéficié d'une analyse 3D de la marche sur tapis roulant. Les paramètres étaient: les données cliniques, la Mesure de Fonction Motrice (MFM) [4], le test de marche sur 10m, les paramètres de l'analyse 3D. Les données étaient comparées à celles de 8 sujets contrôles.

RÉSULTATS ET DISCUSSION : La cadence était augmentée et la longueur de pas était réduite. Le ratio d'amplitude de mobilité de cheville (AROMr) durant la phase oscillante était effondré. Le premier moment d'extension du genou (MzKnee) était diminué. La puissance articulaire de flexion plantaire de cheville en phase de propulsion était effondrée. L'activité du Gastrocnemius Lateralis (GL) était prolongée et parfois constante en phase oscillante et inversement corrélée au AROMr. Le travail externe était normal alors que le travail interne était augmenté et le coût énergétique de la marche était normal. L'analyse multivariée en composante principale montrait une corrélation entre le AROMr, la MFM, et le MzKnee et une corrélation inverse avec la durée d'action du GL. L'analyse en clusters distinguait deux groupes de sujets: le groupe le moins atteint avait une plus grande vitesse de marche (>3.5 km.h-1), un score MFM plus élevé (>95%) un AROMr plus grand, un MzKnee plus grand et une durée d'activation du GL moins longue.

CONCLUSION : Les anomalies de la marche dans la DM1 sont liées à la faiblesse et à une activité anormale des fléchisseurs plantaires de la cheville. Le phénomène myotonique pourrait être en cause.

RÉFÉRENCES :

[1] Norwood FLM, Harling C, Chinnery PF, Eagle M, Bushby K, Straub V. Prevalence of Genetic Muscle Disease in Northern England: In-Depth Analysis of a Muscle Clinic Population. *Brain*. 2009 janv 11;132(11):3175–86.

[2] Galli M, Cimolin V, Crugnola V, Priano L, Menegoni F, Trotti C, et al. Gait pattern in myotonic dystrophy (Steinert disease): A kinematic, kinetic and EMG evaluation using 3D gait analysis. *J Neurol Sci*. 2012 Mar 15;314(1-2):83-7.

[3] Missaoui B, Rakotovo E, Bendaya S, Mane M, Pichon B, Faucher M, et al. Posture and gait abilities in patients with myotonic dystrophy (Steinert disease). Evaluation on the short-term of a rehabilitation program. *Ann Phys Rehabil Med*. 2010 sept;53(6-7):387–98.

Identification de différentes stratégies chez les personnes avec une arthrose sévère de genou lors de la réalisation de la tâche de transition assis-debout : une analyse en correspondances multiples.

**Y. SAGAWA JR ^(1,2), S. ARMAND ^(1,2), A. LUBBEKE ⁽²⁾
P. HOFFMEYER ⁽²⁾, D. SUVA ⁽²⁾, K. TURCOT ^(1,2)**

⁽¹⁾ *Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals and Geneva University, Switzerland*

⁽²⁾ *Division of Orthopaedics and Trauma Surgery, Geneva University Hospitals, Switzerland*

MOTS-CLÉS : Transition assis-debout (TAD), arthrose de genou, analyse du mouvement, douleur, fonction, biomécanique.

INTRODUCTION : Les personnes avec arthrose de genou ont de la difficulté pour réaliser la transition assis-debout (TAD) [1]. Les objectifs de cette étude sont de déterminer différentes stratégies lors de la TAD chez les personnes avec une arthrose de genou et d'identifier les principales associations entre ces personnes et des paramètres biomécaniques et cliniques.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Cent un participants avec arthrose de genou et 27 participants asymptomatiques ont participé à cette étude. La TAD a été réalisée à vitesse confortable et évaluée à l'aide d'un système d'analyse du mouvement et 2 plateformes de force. Six paramètres biomécaniques (ST, cinématiques, cinétiques) et 5 paramètres cliniques (WOMAC, BMI, SF12) ont été analysés [2]. L'Analyse en Correspondances Multiples Floues (ACMF) a été utilisée pour réduire l'information et mettre en évidence les principales associations entre les personnes et les paramètres.

RÉSULTATS : Le temps d'exécution de la TAD, son temps en phase de suspension, la flexion et l'obliquité du tronc du côté non affecté ont été révélés par l'ACMF comme les paramètres les plus importants. Selon la représentation entre les personnes et les modalités des paramètres, 3 groupes ont été observés. Le 1^{er} groupe a exécuté la TAD dans le même temps et possédait le même score mental du SF12 que le groupe contrôle. Lors de la TAD, ce groupe a augmenté la flexion et l'obliquité du tronc de 9° et 4,6° respectivement. Le 2^e groupe a réalisé la TAD à une vitesse intermédiaire. Ce groupe a conservé le même niveau de flexion du tronc que le 1^{er}, mais avec une obliquité du tronc plus faible. Le 3^e groupe, a mis plus de temps que les 2 groupes précédents pour réaliser la TAD en faisant une flexion et une obliquité excessive du tronc par rapport au groupe contrôle.

CONCLUSION : Trois principales stratégies ont été identifiées pour la réalisation de la TAD à partir de son temps de réalisation et le mouvement du tronc dans les plans sagittal et frontal. En comparaison avec le temps de réalisation de la TAD chez le groupe contrôle, on peut distinguer 3 catégories : ceux capables de bien compenser lors de la TAD, ceux qui compensent de manière insuffisante et ceux qui sont sévèrement atteints. En plus, le groupe capable de bien compenser lors de la TAD est celui pour lequel aucune différence n'a été trouvée pour le score mental du SF12 par rapport au groupe contrôle.

RÉFÉRENCES :

[1] *Farquhar S, Gait Posture. 2009*

[2] *Turcot K, Gait Posture. 2012.*

De l'utilisation des capteurs inertiels pour l'analyse du mouvement pendant la marche : analyse de l'influence du positionnement des capteurs.

L. FRADET ⁽¹⁾, F. MARIN ⁽²⁾

⁽¹⁾ Institut PPRIME, Axe « Robotique, Biomécanique Sport Santé », Université de Poitiers, France

⁽²⁾ BMBI-UMR 7338, Université de Technologie de Compiègne, France

MOTS-CLÉS : Capteurs inertiels, position des capteurs, méthodologie, analyse de la marche.

De nouveaux systèmes d'analyse du mouvement basés sur des capteurs inertiels dits IMUs ont été récemment développés. Toutefois, les conditions optimales d'utilisation de ces systèmes ne sont pas encore définies. L'artefact de mesure lié aux mobilités des masses molles sur lesquelles ces IMUs sont placés est vraisemblablement amplifié et dépendant du placement des IMUs. L'objectif de cette étude consiste donc à évaluer l'influence du positionnement des IMUs sur la mesure.

Le protocole consistait en une analyse simultanée par système optoélectronique (Vicon, 13 caméras) et système inertiel (Xsens, MTx) de la marche et de la course de 13 sujets réalisées à 2 allures différentes (lente, rapide). Les marqueurs réfléchissants étaient placés selon le modèle de Helen Hayes. Un IMU était placé sur la face latérale de chaque cuisse à mi-hauteur, un autre au-dessus de chaque genou, un sur la face latérale de la jambe à deux-tiers de sa hauteur et le dernier sur la face antérieure du tibia à un tiers de sa hauteur. Trois marqueurs réfléchissants étaient également placés sur chacun des IMUs.

Ici, seules les données provenant des marqueurs réfléchissants ont été analysés pour 6 sujets. Pendant une phase d'acquisition du sujet en statique, les matrices de transformation entre les repères anatomiques des segments définis par le modèle PlugInGait et les repères techniques basés sur les marqueurs réfléchissants placés sur les IMUs ont été définies. Au cours des mouvements, la cinématique de chaque articulation ont été calculés en utilisant le formalisme d'angles d'Euler par 3 méthodes : une en se basant uniquement sur le modèle PlugInGait ; les deux autres en calculant les angles d'Euler entre le repère du segment proximal de l'articulation obtenu à partir du modèle PlugInGait et les repères des segments distaux obtenus à l'aide des marqueurs placés sur les IMUs. L'erreur RMS et les différences maximales entre les angles ainsi obtenus a été calculée en prenant à chaque fois comme référence les angles provenant du modèle PlugInGait.

Les résultats montrent que la position des IMUs influence la valeur des angles mesurés aux articulations. Ainsi, l'angle de flexion/extension de la hanche était plus proche de la valeur de référence lorsque l'IMU était placé latéralement à mi-cuisse. Par contre, l'angle d'abduction/adduction de la hanche était plus proche de la valeur standard pour l'IMU placé au-dessus du genou. Pour les angles du genou, l'IMU placé latéralement donnait les meilleurs résultats. Ce travail ouvre des perspectives pour la standardisation des localisations des capteurs inertiels pour l'analyse du mouvement pendant la marche.



Effet de la rééducation robotisée sur la marche chez des patients hémiplegiques : étude préliminaire.

L. WALLARD ⁽¹⁾, B. BREDIN ^(2,3), M. BRUNO ⁽⁴⁾, G. DIETRICH ⁽¹⁾
JP. FLAMBART ⁽²⁾, I. JANNIN ⁽²⁾, Y. KERLIRZIN ⁽¹⁾, N. PICCARETA ⁽²⁾

⁽¹⁾ Laboratoire Techniques et Enjeux du Corps, Université Paris Descartes, UFR-STAPS, Paris, France

⁽²⁾ Unité Clinique d'Analyse du Mouvement, Institut Rossetti-PEP06, Nice, France

⁽³⁾ Laboratoire Motricité Humaine Education Sport Santé EA6309, UFR-STAPS, Université Nice-Sophia Antipolis, Nice, France

⁽⁴⁾ Service de Médecine Physique et de Réadaptation, hôpital de l'Archet-I, CHU de Nice, France

MOTS-CLÉS : Rééducation robotisée, hémiplegie, analyse du mouvement, locomotion.

INTRODUCTION : L'hémiplegie est une perte plus ou moins complète, suite à une lésion cérébrale, de la motricité volontaire d'un hémicorps. Cette perte entraîne généralement des altérations de l'appareil locomoteur se traduisant le plus souvent par un ensemble de troubles persistants du mouvement et de la posture. Plusieurs études [2] ont mis en évidence différents profils de schéma de marche chez les hémiplegiques. Nous nous sommes intéressés pour cette étude au schéma de marche dit « stiff knee gait », c'est-à-dire la marche en genou raide qui renvoie à un déficit de flexion du genou dans la phase oscillante dû fréquemment à une spasticité du Rectus Femoris, entraînant généralement un accrochage du pied au sol. L'objectif principal de cette étude préliminaire est de mettre en évidence le rôle d'une rééducation robotisée (Lokomat®) sur l'amélioration ou la modification du schéma de marche après rééducation chez des adultes hémiplegiques [1].

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Une analyse quantifiée de la marche (AQM) a été réalisée avant et après une rééducation robotisée (Lokomat®) intensive de 4 séances par semaine pendant 4 semaines sur 9 adultes hémiplegiques présentant un « stiff knee gait ».

RÉSULTATS : On remarque une amélioration des paramètres spatio-temporels de la marche après la rééducation robotisée, principalement une augmentation de la vitesse de marche, de la longueur du pas et de la cadence associées à une diminution du temps d'appui du côté sain, mais également une amélioration de l'équilibre statique (ellipse de confiance) et dynamique lors de la marche (Functional Ambulation Profile).

DISCUSSION - CONCLUSION : Cette première étude a permis d'observer des modifications sur l'organisation motrice de marche chez ces adultes. En effet, grâce à une rééducation robotisée, les patients hémiplegiques semblent adopter de nouvelles stratégies de marche modifiant ainsi leurs paramètres locomoteurs. L'utilisation du Lokomat® semble donc être intéressante et utile dans la rééducation de l'appareil locomoteur des adultes hémiplegiques.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES :

[1] Malouin et al. (2003) *Nouvelles perspectives en réadaptation motrice après un accident vasculaire cérébral*. *Med Sci*; 19(10):994-8.

[2] Wollacott, M.H. & Crenna, P. (2008) *Postural control in standing and walking in hemiplegic*, pp. 236-242. In: Hadders-Algra, M. & Brogen Carlberg, E., editors. *Posture: a key issue in developmental disorders*. London: Mac Keith Press.

Effet du port du releveur Liberté® sur les paramètres biomécaniques de la marche chez les sujets hémiparétiques adultes.

D. PRADON, J. BOUDARHAM, N. ROCHE, R. ZORY

EA4497 GRCTH - CIC-IT 805 - CHU Raymond Poincaré

Garches, France

MOTS-CLÉS : Hémiplégie, orthèse releveur, marche.

INTRODUCTION : Suite à un accident vasculaire, les patients hémiparétiques présentent un certain nombre de troubles de la marche tels que les déficits de flexion de genou et de dorsiflexion de cheville en phase oscillante. Plusieurs solutions existent pour réduire ces déficits. L'appareillage et plus particulièrement les orthèses releveurs de pied dynamiques (ORPD) sont une possibilité. Cependant, peu d'études se sont focalisées sur leurs effets biomécaniques lors de la marche. L'objectif de cette étude est d'évaluer l'effet d'une ORPD sur les variables spatiotemporelles du cycle de marche, la cinématique et dynamique articulaire des patients hémiparétiques présentant un équin spastique modéré.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : 12 sujets hémiparétiques adultes chroniques ont participé à cette étude. Chaque sujet a effectué deux analyses de la marche à vitesse spontanée : pieds nus et avec le port du releveur Liberté®. Ce dispositif permet une mobilité articulaire de la cheville dans le plan sagittal, grâce à une bande élastique liant le pied à la jambe. Les paramètres spatiotemporels du cycle de marche et la cinématique de la hanche, du genou et de la cheville ont été mesurés avec un système d'analyse du mouvement (Motion Analysis, 100Hz, Modèle Helen Hayes). Les paramètres cinétiques ont été enregistrés en utilisant deux plates-formes de force (AMTI, 1000Hz).

RÉSULTATS : Côté parétique, on note un effet significatif de ORPD sur : la vitesse (+40 %), l'enjambée et la longueur de pas (+25 %) et la cadence (+16 %). Concernant les paramètres cinématiques articulaires, on observe un effet significatif de ORPD avec : en phase d'appui, une réduction de l'attaque en équin ($-11\pm 9^\circ$ à $-3\pm 8^\circ$) et une normalisation du moment en plantarflexion de cheville, en phase oscillante, une augmentation la dorsiflexion de cheville ($-4\pm 7^\circ$ à $1\pm 7^\circ$). On ne note pas de modifications ou d'altérations sur les autres paramètres.

DISCUSSION - CONCLUSION : Cette orthèse releveur de pied dynamique vise à compenser ou suppléer certains troubles de la marche tels que : le déficit de dorsiflexion de cheville et flexion de genou en phase oscillante, mais également une réduction de l'attaque en équin. Les résultats soulignent l'intérêt clinique de cette orthèse simple et peu onéreuse dans le cas d'utilisation chez des patients hémiparétiques adultes présentant un équin spastique modéré.

Fouille de données pour l'analyse de la marche de patients atteints d'infirmité motrice cérébrale (ICT4Rehab).

YA. LE BORGNE, B. BONNECHERE, P. SALVIA, S. VAN SINT JAN, G. BONTEMPI p. 32

Répétabilité intra-sujet, inter-session et inter-opérateur de l'index GDI.

V. POMERO, G. AUTIER, E. CASTANIER, C. BOULAY,
Y. GLARD, JL. JOUVE, E. VIEHWEGER p. 33

Une étude préliminaire de suivi de marqueurs sur l'intégralité du pied.

W. SAMSON, S. SANCHEZ, S. LIU, S. VAN SINT JAN, V. FEIPEL p. 34

Correction a posteriori des axes du membre inférieur pour l'Analyse Quantifiée de la Marche.

A. NAAIM, R. DUMAS, S. ARMAND, A. BONNEFOY-MASURE p. 35

Application clinique de modèles cinématiques : étude des contacts fémoraux-tibiaux

X. GASPARUTTO, R. DUMAS, E. JACQUELIN p. 36

L'artefact de varus-valgus du genou n'est pas un indicateur de qualité de la mesure de rotation de hanche.

E. DESAILLY p. 37

Fouille de données pour l'analyse de la marche de patients atteints d'infirmité motrice cérébrale (ICT4Rehab).

YA. LE BORGNE ⁽¹⁾, **B. BONNECHERE** ⁽²⁾, **P. SALVIA** ^(2,3)
S. VAN SINT JAN ⁽²⁾, **G. BONTEMPI** ⁽¹⁾

⁽¹⁾ *Machine Learning Group (MLG), Faculté des Sciences, Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique.*

⁽²⁾ *Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogénèse (LABO), Faculté de Médecine, ULB, Belgique*

⁽³⁾ *Centre d'Évaluation Fonctionnelle, Faculté de Médecine, ULB, Belgique*

MOTS-CLÉS : Analyse de la marche, fouille de données, infirmité motrice cérébrale, Gillette Gait Index, Gait Deviation Index, Gait Profile Score.

INTRODUCTION : L'analyse de la marche de l'enfant atteint d'infirmité motrice cérébrale (IMC) est une tâche difficile qui nécessite d'analyser et de comparer de nombreuses données cliniques et fonctionnelles. Nous proposons de faciliter cette tâche en ayant recours à des outils de fouille de données (data mining en anglais), dont le but est de mettre en évidence les relations statistiquement pertinentes existant dans les données. Les outils sont développés dans le cadre du projet ICT4Rehab (www.ICT4Rehab.org), et mis à disposition des utilisateurs cliniques par le biais d'une interface Web interactive.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : Trois types d'outils ont été développés, permettant de comparer, classifier et projeter les données de cinématiques de patients contrôles et IMC. L'outil de comparaison permet d'afficher les données de cinématique pour deux sous-ensembles de patients, et fournit une comparaison des sous-ensembles en termes de Gillette Gait Index, Gait Deviation Index et Gait Profile Score. L'outil de classification permet de déterminer les règles discriminant deux sous-ensembles de patients par le biais d'une technique de fouille de données appelée arbre de décision. L'outil de projection permet d'explorer les similarités/dissimilarités de deux sous-ensembles de patients par le biais d'une technique de fouille de données appelée Analyse en Composante Principale. Les données sont accessibles grâce à la base de données ICT4Rehab, où 1828 essais provenant des hôpitaux ERASME et HUDE de Bruxelles sont actuellement enregistrés.

RÉSULTATS : Tous les outils sont intégrés dans une interface Web dynamique (mlg.ulb.ac.be/ICT4Rehab). L'utilisateur peut filtrer les essais en fonction de l'hôpital d'accueil, du type de pathologie et du score GMFCS. Ainsi, l'interface permet par exemple de répondre à des questions telles que « Quel est le Gait Profile Score moyen pour les patients d'ERASME ayant une hémiplégié gauche? » (outil de comparaison) ou encore « Quelles sont les articulations dont la cinématique permet de discriminer les patients IMC ayant un GMFCS 2 de ceux ayant un GMFCS 3 ? » (outil de classification).

DISCUSSION - CONCLUSION : La pertinence statistique des outils dépend de la quantité de données accessible dans la base, et les outils bénéficieront de l'intégration de données de la marche d'autres hôpitaux. Les développements futurs visent la conception d'outils d'aide à l'écriture de rapports cliniques.

Répétabilité intra-sujet, inter-session et inter-opérateur de l'index GDI.

V. POMERO, G. AUTIER, E. CASTANIER, C. BOULAY

Y. GLARD, JL. JOUVE, E. VIEHWEGER

CHU Timone Enfants, AP-HM

Marseille, France

MOTS-CLÉS : Répétabilité, index de pathologie de la marche, GDI, qualité AQM.

INTRODUCTION : Les index associés aux AQM comme le Gillette Gait Index, le Gait Profile Score ou encore le Gait Deviation Index (GDI) sont fréquemment utilisés dans la pratique clinique. Ils permettent d'apprécier l'évolution motrice des patients, en comparant les scores obtenus d'un examen à l'autre. Néanmoins, comme ils sont calculés à partir des cinématiques enregistrés qui induisent une variabilité (intrinsèque au sujet, inter-session et inter-opérateur), il nous faut connaître ce que ces variabilités entraînent en terme de score clinique. Cette étude propose une étude de la variabilité intra-sujet, inter-session et inter-opérateur du GDI.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Une évaluation de la reproductibilité du score GDI est réalisée. Trois opérateurs ont équipé avec le modèle Plugin'Gait 2 adultes volontaires sains au cours de 3 sessions de 5 essais de marche enregistrés avec un système VICON. Le GDI est calculé pour chaque essai et chaque jambe [1]. Les répétibilités sont obtenus par un traitement statistique proche de celui de Schwartz [2].

RÉSULTATS : La moyenne des GDI est de 95.7 (DS : 5.2) pour l'ensemble des jambes et des essais. Les variabilités calculées par la méthode de Schwartz sont :

- Intra-sujet : 2.2 (jambe gauche : 2.3, droite : 2.1)
- Inter-session : 3.7 (jambe gauche : 4.3, droite : 3)
- Inter-opérateur : 4.4 (jambe gauche : 5.4, droite : 3.3)

DISCUSSION ET CONCLUSION : Il faut noter que pour nos deux sujets test, la variabilité de la jambe gauche est sensiblement supérieure à la variabilité de la jambe droite. A ce stade de l'étude, nous n'expliquons pas cette différence (Dominance d'une jambe par rapport à l'autre ?).

La variabilité maximum observée est de 5.4 points de GDI. Dans la mesure où ces valeurs sont obtenues à partir d'essais de marche pour des sujets sains, nous proposons qu'une variation de moins de 5 points de GDI d'un examen AQM à l'autre pour un patient ne soit pas considérée comme une évolution de sa motricité.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] M.H. Schwartz, A. Rozumalski : *Gait & Posture* 28 (2008) 351–357.

[2] M. H. Schwartz, J.P. Trost, R.A. Wervy : *Gait & Posture* 20 (2004) 196–203.

Une étude préliminaire de suivi de marqueurs sur l'intégralité du pied.

W. SAMSON ^(1,2), S. SANCHEZ ⁽¹⁾, S. LIU ⁽³⁾, S. VAN SINT JAN ⁽⁴⁾, V. FEIPEL ⁽²⁾

⁽¹⁾ Lion Systems S.A., Foetz, Luxembourg

⁽²⁾ Laboratory of Functional Anatomy (CP 619), Université Libre de Bruxelles (ULB), Brussels, Belgium

⁽³⁾ Augmented Vision, German Research Center for Artificial Intelligence, Kaiserslautern, Germany

⁽⁴⁾ Laboratory of Anatomy, Biomechanics and Organogenesis (CP 619), Université Libre de Bruxelles Brussels, Belgium

MOTS-CLÉS : Suivi de marqueurs, numérisation dynamique 3D, pied.

INTRODUCTION : L'analyse cinématique du pied est communément utilisée pour des applications cliniques et sportives [1]. Pour cela, un système d'analyse du mouvement enregistre la trajectoire de sphères positionnées sur des repères anatomiques. Avec ces systèmes, le suivi de marqueurs est uniquement réalisé sur la face dorsale du pied. L'objectif de l'étude est de proposer une méthode palliant à cette limite en incluant le suivi de marqueurs sur la face plantaire du pied.

MÉTHODES : Des disques réfléchissantes sont placés sur les faces dorsale (repères anatomiques classiques) et plantaire (e.g. têtes métatarsiennes, cuboïde) du pied d'un sujet. La surface 3D du pied est ensuite enregistrée durant plusieurs essais de marche à partir d'un système dynamique de numérisation 3D (Dynamic Foot Morphology) intégré dans un couloir de marche. Brièvement, ce système est composé d'un boîtier couvert par une vitre. Trois caméras Time-of-Flight (40Hz), disposées de chaque côté du boîtier et sous la vitre, enregistrent respectivement les faces médiale, latérale et plantaire du pied. Une procédure de mise en correspondance des données de chaque caméra permet de reconstruire la surface 3D du pied [2]. Les coordonnées des marqueurs sont extraites durant la phase d'appui à partir des informations de couleur des fichiers CAD des enregistrements.

RÉSULTATS : De manière générale, le suivi de marqueurs est possible sur la majeure partie du cycle d'appui. Les marqueurs sont principalement perdus ou non identifiés lors des premières et dernières images du cycle d'appui.

CONCLUSIONS : La présente méthode permet de suivre des marqueurs sur l'intégralité du pied. Ainsi, plusieurs perspectives sont possibles : optimisation de la définition des centres de rotation des articulations métatarso-phalangiennes (i.e. inter-distance de marqueurs sur les faces dorsale et plantaire des têtes métatarsiennes), mesure dynamique de la hauteur de l'arche plantaire, analyse du mécanisme de treuil. Toutefois, les systèmes dynamiques de numérisation 3D du pied présentent encore de nombreuses limites pour la réalisation de ces perspectives (e.g. résolution et fréquence d'acquisition limitée, volume de capture réduit, précision de la reconstruction 3D) et « ont besoin d'être améliorés avant d'être commercialement disponible au niveau clinique » [3].

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Deschamps K, Staes F, Roosen P, Nobels F, et al., 2011. *Gait Posture* 33, 338-349.

[2] Stürmer M, Seiler C, Becker G, Hornegger J, 2011. *Conference book, 23rd ISB congress, Brussels, Belgium.*

[3] Telfer S, Woodburn J, 2010. *J Foot Ankle Res* 3-19.

Correction a posteriori des axes du membre inférieur pour l'Analyse Quantifiée de la Marche.

A. NAAIM ⁽¹⁾, **R. DUMAS** ⁽¹⁾, **S. ARMAND** ⁽²⁾, **A. BONNEFOY-MASURE** ⁽²⁾

⁽¹⁾ *Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs, Lyon, France*

⁽²⁾ *Hôpital Universitaire de Genève, Suisse*

MOTS-CLÉS : Analyse de marche, méthode d'optimisation, centre articulaire, axe anatomique, paramétrage anatomique

INTRODUCTION : Le protocole de Davis est utilisé dans de nombreux systèmes commerciaux d'analyse de marche. Le problème est que ce protocole définit de manière imprécise les différents axes anatomiques et conduit à des erreurs dans la cinématique calculée. Des méthodes permettant une meilleure définition des axes anatomiques sont proposées dans cette étude. Il a été choisi d'utiliser des méthodes de corrections a posteriori puisqu'il était impossible de modifier le protocole lui-même.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Deux méthodes, dites d'optimisation articulaire [1] et géométrique, ont été utilisées pour modifier respectivement l'axe de flexion du genou et la normale au plan frontal de la cuisse. La première est basée sur la réorientation de l'axe de flexion du genou afin de minimiser l'abduction-adduction calculée. La seconde est basée sur la projection de la normale au plan frontal de la cuisse dans un plan définis par le centre articulaire de la hanche, du genou et de la cheville pour corriger la rotation interne externe de la hanche. En utilisant un système d'axes anatomiques non-orthogonal pour le calcul des angles articulaires [3] il a été possible d'appliquer indépendamment ces différentes méthodes de corrections. Ces différentes méthodes ont été testées sur 12 patients aux pathologies différentes afin de vérifier que celles-ci fonctionnaient pour une large gamme de sujets.

RÉSULTATS : Les résultats ne semblent pas liés à la pathologie. Même s'il n'était pas possible de valider à proprement parler la méthode géométrique, elle semblait intéressante pour corriger les erreurs en rotation axiale dues à l'utilisation du marqueur déporté sur la cuisse. Pour le genou, la méthode d'optimisation articulaire a permis d'améliorer la qualité des données en réduisant l'effet du cross-talk et en réduisant l'amplitude d'abduction-adduction calculée.

DISCUSSION ET CONCLUSION : En conclusion, l'utilisation de méthode correction a posteriori des axes anatomiques couplée à un calcul adapté des angles articulaires permet une meilleure analyse de la cinématique à partir d'un protocole de mesure connu pour être imprécis.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Rivest (2005). «A correction for axis misalignment in the joint angle curves representing knee movement in gait analysis.» *Journal of Biomechanics*38(8)

[2] Dumas et al. (2012). «Joint and Segment Coordinate Systems Revisited.» *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*15(S1)



Application clinique de modèles cinématiques : étude des contacts fémoraux-tibiaux

X. GASPARUTTO, R. DUMAS, E. JACQUELIN

*LBMC UMR_T 9406 - Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs
Université Claude Bernard Lyon 1 - IJsttar, France*

MOTS-CLÉS : Modèle cinématique, cinématique du genou, points de contact.

INTRODUCTION : L'obtention d'une cinématique articulaire précise du genou est l'un des enjeux de l'analyse du mouvement. Cela s'avère très difficile à partir de marqueurs cutanés. Plusieurs méthodes existent pour réduire les artéfacts de tissus mou (ATM) comme l'utilisation de modèles cinématiques ou de dispositifs externes. Les modèles cinématiques utilisent deux types de méthodes : les modèles géométriques et les courbes de couplages. La première crée des couplages articulaires à partir de liaisons mécaniques représentant les structures anatomiques. La seconde écrit les couplages entre les degrés de libertés comme des fonctions de l'angle de flexion du genou. Les dispositifs externes réduisent les ATM par des solutions technologiques (e.g. système d'attache KneeKG). Le but de cette étude est la comparaison des déplacements des points de contact (PC) du fémur sur le tibia obtenus par quatre approches : classique, modèles géométriques, courbe de couplages et dispositif externe.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : Les quatre méthodes ont été testées sur des cycles de marche d'un sujet asymptotique (25 ans, 1m80, 70kg) avec marqueurs cutanés ou KneeKG. Les déplacements des PC sont observés en fonction de l'angle de flexion.

Méthode classique : La cinématique 3D est calculée à partir de marqueurs cutanés.

Modèle géométrique : Un mécanisme parallèle constitué de deux liaisons sphère-sur-plan et de quatre ligaments déformables a été développé [2].

Courbes de couplage : Les courbes de couplage du logiciel SIMM [5] ont été utilisées avec la flexion en entrée.

Dispositif externe : Ce dispositif est constitué de deux attaches (une sur le tibia, une sur le fémur) limitant les ATM. Des marqueurs y sont fixés.

RÉSULTATS : Avec la flexion du genou le PC latéral recule, le PC médial avance. Les déplacements estimés sont non physiologiques avec la méthode classique.

DISCUSSION - CONCLUSION : Les résultats sont cohérents avec la littérature [4]. Les déplacements articulaires ne sont pas accessibles avec une méthode classique à cause des ATM. Le modèle géométrique et les courbes de couplages rendent la cinématique physiologique mais le modèle géométrique a la possibilité d'une personnalisation (imagerie médicale). L'avantage du KneeKG est qu'il ne repose sur aucune connaissance à priori, mais sur une mesure obtenue avec des ATM réduits. Aucun des déplacements des PC estimés dans cette étude n'est validé.

RÉFÉRENCES :

[1] Dennis 2005, JB, No38

[3] Hageimaster 2005, JB, No38

[5] Walker 1985, JRRD, V22, No1

[2] Gasparutto 2012, CMBBE, No15:sup1

[4] Kurosawa 1985, JB, V18, No7

L'artefact de varus-valgus du genou n'est pas un indicateur de qualité de la mesure de rotation de hanche.

E. DESAILLY

Fondation Ellen Poidatz
Saint-Fargeau Ponthierry, France

MOTS-CLÉS : Crosstalk, artefact de Varus-Valgus, genou, simulation, indicateur de qualité.

INTRODUCTION : Le « knee crosstalk » ou artefact de varus-valgus est utilisé pour évaluer l'erreur potentielle d'orientation transverse du repère cinématique de la cuisse et donc pour fournir un indicateur de qualité des mesures de rotation de hanche. Ce phénomène a largement été étudié et certains auteurs proposent même d'introduire un offset de la rotation du repère fémoral pour minimiser son amplitude [1,2]. Néanmoins seul l'impact de la rotation fémorale sur le knee crosstalk a été étudié. L'impact sur le crosstalk de l'ensemble des incertitudes relatives à la constitution du repère fémoral reste à établir. Notre hypothèse est que d'autres incertitudes sont susceptibles d'affecter la relation quasi linéaire entre knee crosstalk et erreur de mesure de la rotation fémorale.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Des incertitudes de localisation du centre de la hanche ($\pm 0.02\text{m}$) [3], et de localisation du centre du genou (X: $\pm 0.015\text{m}$, Z : 0.01m) [4,5] ont été utilisées pour considérer les bornes possibles d'erreur d'orientation en flexion et en adduction du repère fémoral en fonction de la taille du fémur (0.25 à 0.45m). Une simulation de la cinématique du genou commandée en flexion-extension du genou a permis de tester l'effet des erreurs combinées d'orientation 3D du repère fémoral sur la valeur du knee crosstalk.

RÉSULTATS : Le phénomène de crosstalk est retrouvé pour des erreurs de rotation isolées. Respectivement, pour différents fémurs (0.25 à 0.45m) l'ajout d'erreurs en flexion ($\pm 8^\circ$ à 4°) et en adduction ($\pm 7^\circ$ à 4°) du fémur introduit des effets de couplage. Des crosstalk de 0° , 5° et 10° peuvent alors correspondre à des erreurs de $6^\circ(0,25)$ à $3^\circ(0,45)$, $14^\circ(0,25)$ à $11^\circ(0,45)$ et $22^\circ(0,25)$ à $18^\circ(0,45)$ de rotation de hanche.

DISCUSSION - CONCLUSION : Le phénomène de crosstalk n'est pas remis en question. Néanmoins, il ne dépend pas uniquement de l'erreur de rotation de hanche. Un artefact de varus-valgus du genou modéré n'est dès lors pas une garantie de qualité de la mesure de rotation de hanche.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Baker R et al. *Human Movement Science*. 1999;18(5):655-67.

[2] Rivest LP. *Journal of biomechanics*. 2005;38(8):1604-11.

[3] Harrington ME et al. *Journal of biomechanics*. 2007;40(3):595-602.

[4] Della Croce U et al. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1999;37(2):155-61.

[5] Della Croce U et al. *Medical Engineering and Physics*. 2003;25(5):425-31.

« Avancées dans la modélisation du thorax et du membre supérieur »

**Validité de concurrence entre trois systèmes d'évaluation de la mobilité cervicale :
un système inertiel, un système optoélectronique et un électrogoniomètre
à 6 degrés de liberté.**

A. LUBANSU, C. DUC, N. LEBAILLIF, K. AMINIAN, V. FEIPEL, P. SALVIA p. 39

Modélisation du thorax : cinématique des complexes articulaires costo-vertébraux.

*B. BEYER, J. COUPIER, O. SNOECK, F. MOISEEV, V. SHOLUKHA,
PM. DUGAILLY, P. SALVIA, V. FEIPEL, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN* p. 40

Cinématique 3D du membre supérieur :

application au plexus brachial obstétrical opéré de l'enfant.

*P. SALVIA, C. QUESTIENNE, A. ARM, V. SHOLUKHA, B. BONNECHERE,
F. MOISEEV, J. BAHM, F. SCHUIND, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN* p. 41

**Modélisation cinématique et dynamique d'un mouvement du membre
supérieur pour l'analyse comparée de tâches de préhension.**

R. TISSERAND, L. CHEZE p. 42

**Utilisation de systèmes robotiques comme outils valides, reproductibles
et sensibles afin de quantifier les déficiences du membre supérieur
chez les patients cérébro-lésés.**

M. GILLIAUX, T. LEJEUNE, C. DETREMBLEUR, J. SAPIN, B. DEHEZ, G. STOQUART p. 43

Modèle 3D anatomique et biomécanique des doigts longs.

*J. COUPIER, F. MOISEEV, O. SNOECK, C. MAHIEU, B. BEYER, V. SHOLUKHA,
P. SALVIA, V. VEIPEL, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN* p. 44

Rôle biomécanique du Lacertus Fibrosus.

*O. SNOECK, P. LEFEVRE, B. BEYER, J. COUPIER, V. FEIPEL, C. MAHIEU, F. MOISEEV,
P. SALVIA, V. SHOLUKHA, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN* p. 45

**Utilisation conjointe de l'échographie et d'un système d'analyse du mouvement :
application à la détermination du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale.**

M. LEMPEREUR, L. KOSTUR, S. BROCHARD, O. REMY-NERIS p. 46

Validité de concurrence entre trois systèmes d'évaluation de la mobilité cervicale : un système inertiel, un système optoélectronique et un électrogoniomètre à 6 degrés de liberté.

A. LUBANSU ^(1,3), **C. DUC** ⁽²⁾, **N. LEBAILLIF** ⁽¹⁾,
K. AMINIAN ⁽²⁾, **V. FEIPEL** ⁽¹⁾, **P. SALVIA** ⁽¹⁾

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

⁽²⁾ *LMAM, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse*

⁽³⁾ *Department of Neurosurgery, Erasme Hospital, Université Libre de Bruxelles, Belgique*

MOTS-CLÉS : Validité de concurrence, évaluation rachis cervical, système portable, senseurs inertiels, système optoélectronique, électrogoniomètre 3D.

INTRODUCTION : L'amplitude des mouvements (ROM) et leur vitesse angulaire (RAV) sont les paramètres les plus utilisés dans l'évaluation quantitative de la mobilité cervicale du sujet sain et des patients. L'électrogoniométrie 3D (OSI CA6000), les systèmes optoélectroniques de capture du mouvement (MCS, VICON®) et les systèmes inertiels portables (WS, Physilog®) ont montré un intérêt potentiel dans le suivi continu du ROM et du RAV. Nous comparons les ROM et les RAV cervicales obtenus par ces trois systèmes d'analyse du mouvement 3D chez dix volontaires sains.

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Les trois systèmes sont utilisés simultanément. Après une calibration fonctionnelle des systèmes, le sujet est évalué dans des mouvements de flexion-extension, de rotation axiale et d'inclinaison latérale effectués le mieux possible (BEST) ou le plus vite possible (FAST). Pour les trois systèmes, les moyennes des différences absolues des ROM et des RAV sont comparées pour les composants primaires des mouvements. La méthode graphique de Bland & Altman est utilisée pour estimer l'agrément entre les systèmes. Les coefficients de corrélations multiples (CMC) et la RMSE sont calculés sur les courbes normalisées des différents systèmes pour estimer la validité de concurrence sur les patterns de mouvement et de vitesse.

RÉSULTATS : Pour les ROM, les moyennes des différences absolues entre WS et MCS, MCS et OSI, WS et OSI étaient respectivement de 5%, 3% et 7% pour les taches en condition BEST et de 7%, 4% et 11% pour les taches FAST. Pour les RAV, les moyennes des différences absolues étaient respectivement de 6%, 11% et 13% pour les taches BEST et de 11%, 20% et 20% pour les taches FAST. Les différences de ROM et RAV entre les différents systèmes sont plus petites en condition BEST, qu'en condition FAST. Pour les mesures de RAV, les différences deviennent plus grandes pour la comparaison entre WS-MCS (11%). Cette différence s'accroît entre OSI et WS (20%). Pour les patterns de mouvements, les CMC pour les courbes d'amplitude et de vitesse angulaire étaient supérieures à 0.99. La RMSE sont < 6° pour la comparaison des différentes courbes et des différents systèmes.

DISCUSSION ET CONCLUSION : L'OSI, le VICON® et le Physilog® montrent une validité de concurrence trois systèmes efficaces et concurrentiels pour évaluer les paramètres de ROM et de RAV de la mobilité rachidienne cervicale.

Modélisation du thorax : cinématique des complexes articulaires costo-vertébraux.

B. BEYER ⁽¹⁾, **J. COUPIER** ⁽¹⁾, **O. SNOECK** ⁽¹⁾, **F. MOISEEV** ⁽¹⁾, **V. SHOLUKHA** ⁽¹⁾
PM. DUGAILLY ⁽²⁾, **P. SALVIA** ⁽¹⁾, **V. FEIPEL** ⁽²⁾, **M. ROOZE** ^(1,2), **S. VAN SINT JAN** ⁽¹⁾

⁽¹⁾ *Laboratory of Anatomy, Biomechanics and Organogenesis (LABO)
Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique*

⁽²⁾ *Laboratory of Functional anatomy, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles (ULB), Belgique*

MOTS-CLÉS : Costo-vertébral, cinématique des côtes, thorax.

INTRODUCTION : Les articulations costo-vertébrales sont des complexes anatomiques impliqués mécaniquement, à la fois dans la fonction respiratoire et dans la stabilité du rachis thoracique [1, 2]. Ces dernières décennies le complexe articulaire costo-vertébral a été l'objet de plusieurs études dans le but d'améliorer la compréhension du comportement mécanique du thorax. Les études expérimentales en rapport avec les articulations costo-vertébrales rapportent des données in vitro lors de tests de compressions [3, 4] ou des analyses de variations de volume globaux [5].

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Dans cette présentation, des images tomодensitométriques in vivo ont été obtenues chez un sujet asymptomatique. Le sujet a maintenu une pause respiratoire à trois volumes pulmonaires différents (depuis la capacité pulmonaire totale (CPT) à la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF)). La méthode de fusion de données incluant les modèles 3D ainsi que l'analyse cinématique a été utilisée afin d'obtenir une visualisation 3D des complexes articulaires costo-vertébraux. La procédure a été réalisée à partir de palpation virtuelle [6] à l'aide d'un logiciel spécifiquement adapté appelé lhpFusionBox [7]. La cinématique a été mesurée à partir de la méthode OVP (orientation vector position) et du calcul des axes hélicoïdaux.

RÉSULTATS : La représentation des axes hélicoïdaux a été obtenue. Le déplacement des articulations costo-vertébrales a été interpolé entre les positions discrètes. Un nouveau référentiel anatomique spécifique des côtes est proposé dans le but de représenter leur mouvement. L'amplitude de mouvement des sept côtes vraies et des vertèbres associées a été mesurée.

DISCUSSION-CONCLUSION : Cette méthode de traitement de données permet une représentation avancée des mouvements des os, de la représentation de la cinématique et de l'axe hélicoïdal. Les paramètres de l'axe hélicoïdal du complexe costo-vertébral donnent une nouvelle opportunité. Le recueil et le traitement de données supplémentaires est actuellement en cours.

Cinématique 3D du membre supérieur : application au plexus brachial obstétrical opéré de l'enfant 3D

**P. SALVIA ⁽¹⁾, C. QUESTIENNE ⁽¹⁾, A. ARM ⁽²⁾, V. SHOLUKHA ⁽¹⁾, B. BONNECHERE ⁽¹⁾
F. MOISEEV ⁽¹⁾, J. BAHM ⁽²⁾, F. SCHUIND ⁽²⁾, M. ROOZE ⁽¹⁾, S. VAN SINT JAN ⁽¹⁾**

⁽¹⁾ *Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogénèse (LABO)*

Faculté de Médecine, Université Libre de Bruxelles, Belgique

⁽²⁾ *Service d'Orthopédie Hôpital Erasme, Université Libre de Bruxelles, Belgique*

MOTS-CLÉS : Membre supérieur, cinématique, plexus brachial obstétrical.

INTRODUCTION : Évaluer la mobilité du membre supérieur atteint d'un plexus brachial obstétrical est une des parties fondamentales de la prise en charge de l'enfant au travers du score de Mallet [1]. Cette évaluation visuelle appréciée dans le plan, des tâches fonctionnelles qui sont par essence multidimensionnelles. Pouvoir quantifier les trois composantes du mouvement de cette chaîne multi-segment est possible en combinant la méthodologie de l'analyse du mouvement et notre méthode de palpation des marqueurs anatomiques (MA) [2].

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Quatre enfants ont été évalués en pré- et post-opératoire. L'intervention consistait en une ostéotomie de dérotation de l'humérus. Les tâches fonctionnelles demandées sont celles établies dans le score de Mallet interrogeant bilatéralement entre autre le « cookies test », la rotation interne par la main dans le dos, la rotation externe en mettant la main derrière la tête ou la prosupination de l'avant-bras. Des référentiels techniques (clusters de marqueurs réfléchissants) sont placés sur le thorax, la scapula, l'humérus, l'avant-bras et la main. En utilisant la pulpe de l'index calibrée dans un cluster lié à la main de l'expérimentateur [2], des MA sont palpés/numérisés sur le thorax, la clavicule, la scapula et l'humérus. Associé à des MA collés, ils permettent de définir les référentiels anatomiques nécessaire au calcul des angles articulaires. Les angles du thorax sont exprimés relativement au bassin. Les angles de la scapula et de l'humérus sont donnés en termes d'angles relatifs et absolus par rapport au thorax. Nous utilisons Matlab et le Biomechanical Toolkit (BTK) pour produire des C3D utilisables par le viewer Polygon (VICON).

RÉSULTATS : La correction de la rotation externe réduit le signe de la trompette, permet l'atteinte de la tête et améliore la flexion du coude. L'hyper-correction est un facteur pouvant péjorer le résultat de l'intervention.

DISCUSSION - CONCLUSION : L'utilisation combinée d'angles relatifs et absolus dans la présentation du rapport électronique associé à des vidéos 3 plans et les modèles 3D correspondants permet une appréciation plus fine par les cliniciens, des compensations induites par la lésion du plexus brachial.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Nath R et al., *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10:32, 2009

[2] Salvia P. *Gait & posture*, 29, 4,587-591,2008



Modélisation cinématique et dynamique d'un mouvement du membre supérieur pour l'analyse comparée de tâches de préhension.

R. TISSERAND, L. CHEZE

Université Claude Bernard Lyon 1, France

MOTS-CLÉS : Biomécanique, préhension, contrôle moteur, équilibre, membre supérieur.

INTRODUCTION : La succession des deux phases de la préhension, approche et saisie [1], a peu été étudiée en position debout. L'objectif est d'observer les modifications de la cinématique articulaire et de la dynamique posturale puisque que les stratégies d'exécution changent selon le poids et la position de l'objet à saisir.

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Dix sujets, équipés de marqueurs, ont « saisi pour soulever » une bouteille pleine et vide, placée dans 9 positions de l'espace, chaque pied sur une plateforme de force. Nous avons utilisé un modèle de segments rigides articulés, avec 27 Degrés De Liberté (DDL), selon la recommandation de l'ISB [2,3], intégrant des paramètres inertiels [4]. Le Centre de Masse (CM) est projeté verticalement au sol pour comparer son déplacement à celui du Centre des Pressions (CP). Le traitement des données a consisté en une Analyse en Composantes Principales (ACP), le calcul de matrices de corrélations des amplitudes articulaires, la comparaison des moyennes (T de Student) des amplitudes articulaires et des déplacements du CP et du CM, et la représentation de la différence de distance CM-CP.

RÉSULTATS : L'ACP place l'influence des efforts aux pieds devant celle des déplacements du haut du corps. D'après les corrélations, le comportement de l'épaule est opposé à celui des articulations distales. Les déplacements du CP varient selon le poids, la position spatiale et sous chaque pied. Un changement de pente sur la différence entre le CM et le CP apparaît à 75% du mouvement. La cinématique révèle aussi des différences d'angles articulaires entre les cibles, mais dues au poids uniquement aux articulations distales.

DISCUSSION : Les résultats montrent que le sujet utilise une stratégie par étapes, qui dépend de la cible et des caractéristiques intrinsèques de l'objet. L'épaule initie le mouvement et sa coordination avec le coude est stéréotypée, alors que les autres DDL sont responsables des ajustements. L'analyse cinématique permet d'établir qu'au niveau distal, la stratégie devient spécifique à chacun. La différence de déplacement entre les CP gauche et droit traduit le mouvement du haut du corps. Enfin, l'observation de la différence CM-CP montre que le sujet était en mesure d'anticiper le mouvement à venir au cours de l'approche.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Jeannerod M. (1984), *J. Motor Behav.*, 16, 235-254

[2] Wu G. et al (2002), *J. Biomech.*, 35, 543-548

[3] Wu G. et al (2005), *J. Biomech.*, 38, 981-992

[4] Dumas R. et al (2007), *J. Biomech.*, 40, 543-553



Utilisation de systèmes robotiques comme outils valides, reproductibles et sensibles afin de quantifier les déficiences du membre supérieur chez les patients cérébro-lésés.

M. GILLIAUX⁽¹⁾, T. LEJEUNE^(1,2), C. DETREMBLEUR⁽¹⁾
J. SAPIN⁽³⁾, B. DEHEZ⁽³⁾, G. STOQUART^(1,2)

⁽¹⁾ Institut des NeuroSciences, Université catholique de Louvain, Bruxelles, Belgique

⁽²⁾ Cliniques universitaires Saint-Luc, Département de MPR, Bruxelles, Belgique

⁽³⁾ Institut de Mécanique, Matériaux et Génie Civil, Université catholique de Louvain, Belgique

MOTS-CLÉS : Robotique, méthode d'évaluation, biomécanique, cinématique, reproductibilité, changement minimum détectable, accident vasculaire cérébral, membre supérieur.

INTRODUCTION : De récentes revues systématiques recommandent l'utilisation de la cinématique afin d'évaluer de manière objective et quantitative le membre supérieur des patients cérébro-lésés. Gilliaux et al. (2012) ont proposé un protocole standardisé afin d'évaluer quantitativement les déficiences du membre supérieur avec un système robotique. Le but de cette étude est d'évaluer les qualités statistiques de ce protocole.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : 25 patients cérébro-lésés et 25 sujets sains pairés en âge ont participé à cette étude. Divers indices de cinématique (n=46) ont été analysés à partir de quatre tâches différentes effectuées par les sujets avec le ReaPLAN. Le ReaPLAN est un dispositif robotique à effecteur distal permettant de réaliser des mouvements avec le membre supérieur dans le plan horizontal. Ces tâches ont été effectuées avec le bras atteint chez les patients (n=25), le bras dominant chez les sujets sains (n=25) et le bras non-dominant chez certains sujets sains (n=15). De plus, 15 patients et 15 sujets sains ont réalisé ces tâches une deuxième fois quelques jours plus tard. La dextérité et le contrôle moteur du membre supérieur ont été respectivement évalués par les tests du "Box & Block" (BB) et la sous échelle du Fugl-Meyer (FM) évaluant le membre supérieur.

RÉSULTATS : Chez les patients, 45/46 indices de cinématique ont une reproductibilité modérée à excellente (Coefficients de Corrélation Intraclasse [CCI] compris entre 0.42 et 0.95 ; Changement Minimum Détectable compris entre 9.8% et 131%). Chez les sujets sains, 27/46 indices de cinématique ont une reproductibilité modérée à excellente (CCI compris entre 0.40 et 0.89) et 3/46 indices étaient significativement différents entre les bras dominant et non-dominant (p<0.05). De plus, 28/46 indices ont montré une différence entre les patients et les sujets sains (p<0.05). Enfin, le BB et le FM ont montré des corrélations modérées à hautes pour 14 et 5/46 indices, respectivement (p<0.05; r > 0.4).

CONCLUSION : Cette étude propose un protocole standardisé, sensible, reproductible et valide afin de quantifier les déficiences du membre supérieur chez le patient cérébro-lésé en utilisant un outil robotique tel que le ReaPLAN.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Kwakkel G et al. *Neurorehabil Neural Repair* 2008; 22:111-121.

[2] Gilliaux M et al. *J Rehab Med* 2012 44: 210-217.

Modèle 3D anatomique et biomécanique des doigts longs.

**J. COUPIER, F. MOISEEV, O. SNOECK, C. MAHIEU, B. BEYER
V. SHOLUKHA, P. SALVIA, V. VEIPEL, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN**

*Laboratory of Anatomy, Biomechanics and Organogenesis (LABO)
Faculty of Medicine, Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique*

MOTS-CLÉS : Modélisation, biomécanique, doigts.

INTRODUCTION : La faisabilité d'un protocole méthodologique pour l'acquisition de données requises dans la modélisation musculo-squelettique des doigts longs est présenté. Le modèle permet l'obtention d'information sur le fonctionnement des articulations, les excursions tendineuses ainsi que les bras de levier.

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Le protocole a été appliqué sur une main non pathologique issue d'un cadavre frais. Plusieurs séries d'images tomодensitométriques ont été obtenues afin d'acquérir différentes positions discrètes de la main. L'exploitation des données a été effectuée dans un programme adapté appelé « lhpFusionBox » [4] afin de créer un modèle spécifique du spécimen et de reconstruire le mouvement en se basant sur la palpation virtuelle de repères anatomiques [5] pour chacune des positions discrètes. Les informations liées aux tendons musculaires ont été ajoutées en se basant sur des connaissances anatomiques ainsi que des dissections. L'orientation de l'axe hélicoïdal a été utilisée pour orienter les référentiels anatomiques [6] qui seront utilisés dans la représentation du mouvement. Des renseignements biomécaniques comme les paramètres du mouvement ainsi que les bras de levier musculaires ont été calculés. Les trajets tendineux ont été repérés sur les images tomодensitométriques afin de les reconstruire. Les lignes d'actions musculaires ont été améliorées en utilisant une méthode de « wrapping » [1] et les longueurs musculaires ont été obtenues.

RÉSULTATS : L'amplitude de mouvement pour chaque articulation ainsi que les bras de levier obtenus sont en accord avec les données de la littérature [2,3].

DISCUSSION - CONCLUSION : Ce protocole permet d'obtenir une série de données précises et fiables qui ont été exploitées pour une meilleure visualisation des paramètres biomécaniques. Cette méthode permet l'obtention d'axes hélicoïdaux fiables utilisés dans l'orientation des référentiels anatomiques. Le modèle obtenu semble suffisamment précis pour être utilisé dans des modélisations futures plus complexes.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Audenaert A et al., *Comput Methods Programs Biomed*, Oct;92(1):8-19, 2008.

[2] Brand PW. *Clinical Mechanics of the Hand*. Mosby, 1985-1993.

[3] Cerveri P et al., *Ann Biomed Eng*, Mar;33(3):402-12, 2005.

[4] Van Sint Jan S., Viceconti M. *Modern Visualisation Tools for Research and Education in Biomechanics*, Proc. 8th Int. Conf. Information Visualisation - IEEE, p. 9-14, 2004.

[5] Van Sint Jan S. *Color Atlas of Skeletal landmark definitions. Guidelines for reproducible manual and virtual palpations*, Elsevier, 2007.

[6] Wu G et al., *J Biomech*, May;38(5):981-992 2005.

Rôle biomécanique du *Lacertus Fibrosus*

O. SNOECK, P. LEFEVRE, B. BEYER, J. COUPIER, V. FEIPEL, C. MAHIEU

F. MOISEEV, P. SALVIA, V. SHOLUKHA, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN

Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique

MOTS-CLÉS : *Lacertus Fibrosus*, biomécanique, coude, avant bras, biceps brachial, bras de levier.

INTRODUCTION : Le muscle biceps brachial (BBm) est mécaniquement lié au fascia antébrachial via une expansion aponévrotique appelée *Lacertus Fibrosus* (LF). LF augmente la force du BBm s'insérant sur la tubérosité du radius [4]. De nombreux rôles sont attribués à LF mais ils ne sont pas quantifiés [1,2,3,5,6,7,8]. Le but de notre recherche était d'investiguer le rôle biomécanique de LF sur les mouvements de flexion du coude et de supination l'avant-bras.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Cinq membres supérieurs complets provenant de spécimens frais ont été rigide-ment attachés sur un montage expérimental. Les tendons du BBm, brachial antérieur et triceps brachial ont été rattachés par des câbles à des poids pour simuler la mise en tension. Durant la mise en charge, la cinématique a été analysée par stéréophotogrammétrie pour mesurer l'amplitude de flexion du coude et de supination de l'avant-bras.

Les mesures ont été réalisées avec une charge de 4kg avant et après résection de LF.

Ces données ont été importées et fusionnées avec les modèles osseux 3D obtenus par imagerie médicale en utilisant le programme "IhpFusionBox". Les référentiels anatomiques de l'humérus, de l'ulna et du radius ont été créés à partir des axes hélicoïdaux moyens du coude et de l'avant-bras.

Les courbes de mouvements nous ont permis de quantifier les différences cinématiques entre un spécimen intact et après résection de LF pour déduire la fonction de ce dernier.

Les bras de levier et les moments du BBm ont aussi été calculés.

RÉSULTATS : Le LF semble diminuer le bras de levier et le moment du BBm. Il réduit les mouvements de flexion du coude et de supination de l'avant bras et semble jouer un rôle dans la synergie entre ces mouvements.

DISCUSSION ET CONCLUSION : Cette étude permet de quantifier un rôle du LF dans la biomécanique du coude et de l'avant bras.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Benjamin M., *J. Anat.* 214:1-18, 2009.

[2] Congdon E.D., Fish H.S., *The Anat Record*, vol.116, 4: 395-401,1953.

[3] Eames M.H.A., Bain G.I., Fogg Q.A., Van Riet R.P., *J BJS*, 89:1044-9, 2007.

[4] Landa, J., Bhandari, S., Strauss, E. J., Walker, P. S., & Meislin, R. J. *Am. J. of Sports Med*, 37(1): 120-123,2008

[5] Nielsen K., *Acta. Orthop. Scand.* 58: 287-288, 1987.

[6] Poirier P. et Charpy. A. *Traité d'anatomie humaine- Muscles du membre thoracique. Tome II, Masson et Compagnie*, p.95-99, 1896.

[7] Stecco C., Gagey O., Macchi V., Porzionato A., De Caro R., Aldegheri R., Delmas V. *Morphologie.* 91:29-37, 2007.

[8] Stecco C, Gagey O, Belloni A, Pozzuoli A, Porzionato A, Macchi V, et al. *Morphologie.* 91(292):38-43, 2007

Utilisation conjointe de l'échographie et d'un système d'analyse de mouvement : application à la détermination du centre de rotation de l'articulation gléno-humérale

M. LEMPEREUR ^(1,2,4), **L. KOSTUR** ⁽³⁾, **S. BROCHARD** ^(1,2,4), **O. REMY-NERIS** ^(1,2,4)

⁽¹⁾ *Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale INSERM U1101, Brest, France*

⁽²⁾ *Université de Bretagne Occidentale, Brest, France*

⁽³⁾ *Institut de Formation en Pédiatrie-podologie, Ergothérapie et masso-Kinésithérapie, Rennes, France*

⁽⁴⁾ *Hôpital CHRU de Brest, France*

MOTS-CLÉS : Échographie, épaule, articulation gléno-humérale, centre de rotation.

Les techniques d'imagerie médicale telles que l'IRM ou le scanner permettent d'estimer le centre de rotation de l'articulation gléno-humérale (GHRC) en approximant la tête humérale par une sphère. Cependant, il n'est pas simple de réaliser une fusion entre ces données et celles obtenues par un système d'analyse du mouvement. Par contre, l'échographie est un moyen plus répandu, moins onéreux, non irradiant et a déjà fait l'objet d'études dans ce contexte d'utilisation conjointe en analyse du mouvement [1]. Cependant, aucune validation n'a été réalisée dans la détermination de GHRC.

L'objectif de cette étude est d'exposer la méthodologie mise en œuvre pour l'utilisation conjointe de l'échographie et d'un système d'analyse du mouvement et de l'appliquer à l'estimation de GHRC.

Une phase de calibration est nécessaire afin de transformer les points 2D des images échographiques en points 3D. Pour cela, un cluster de 3 marqueurs lié à la sonde ainsi qu'un objet de calibration (Cambridge stylus) muni également d'un cluster sont utilisés. L'extrémité de l'objet de calibration est facilement repérable sur les images et la position de ce point est également connue dans un repère lié à l'objet. La calibration est réalisée dans l'eau où sont enregistrés simultanément l'image issue de la sonde ainsi que les 2 clusters par le système optoélectronique Vicon dans différentes positions. La matrice de transformation reliant les 2 systèmes est obtenue par optimisation. Une fois calibré, ce système a une précision de 3.75 mm et une très bonne reproductibilité.

Dans cette étude préliminaire, deux sujets masculins ont pris part aux expérimentations permettant d'estimer GHRC par méthodes fonctionnelles (GH_fonc) et par échographie (GH_echo) en comparaison à une mesure de référence (Centre Anatomique de l'articulation Gléno-Humérale (GHAC)) (système EOS). Un recalage entre les systèmes est réalisé de manière à positionner GH_echo et GHAC dans le repère du système Vicon.

Les premiers résultats montrent que le couplage échographie/Vicon a une meilleure précision comparé aux méthodes fonctionnelles. En effet, la distance entre GH_echo et GHAC est de 16.1 mm tandis que GH_fonc est à 22.85 mm de GHAC en utilisant les axes hélicoïdaux (meilleure méthode sur 5 méthodes testées).

RÉFÉRENCES :

[1] Peters A. et al., (2010). *Gait Posture*, 31(4), 530-532.

« Analyse du mouvement chez l'enfant paralysé cérébral »**Classification de la marche des patients infirmes moteurs cérébraux par une approche d'extraction de connaissances.**

A. BONNEFOY-MAZURE, Y. SAGAWA JR, P. LASCOMBES, G. DE COULON, S. ARMAND p. 48

Classification des mouvements du tronc pendant la marche des personnes atteintes de paralysie cérébrale.

M. ATTIAS, A. BONNEFOY, G. DE COULON, P. LASCOMBES, S. ARMAND p. 49

Étude préliminaire de la cinématique du membre inférieur lors de changements de direction au cours de la locomotion chez les enfants paralysés cérébraux hémipariés.

A. GRIGORIU, S. VIEILLEDENT, M. LEMPEREUR, O. REMY-NERIS p. 50

Lien entre co-activation musculaire et cinématique pendant la marche chez l'enfant sain et chez l'enfant paralysé cérébral hémiparié.

R. GROSS, F. LEBOEUF, M. LEMPEREUR, S. BROCHARD, O. REMY-NERIS p. 51

Utilisation de chaussures à talon négatif et physiopathologie du pied équin au cours de la marche chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale.

C. BEYAERT, S. CAUDRON, C. BILLON, MA. HALDRIC, J. PAYSANT p. 52

Proposition d'une méthode de détermination quantifiée du vaulting.

M. FRESLIER, R. BRUNNER p. 53

La cassure du médio-pied : prévention par des injections de toxine botulique (Dysport®) dans le Peroneus longus ?

C. BOULAY, E. VIEHWEGER, E. CASTANIER, H. GIORGI, G. AUTHIER, V. POMERO, B. CHABROL, G. BOLLINI, JL. JOUVE, M. JACQUEMIER p. 54

Effets de la chirurgie d'abaissement rotulien chez l'enfant et l'adolescent atteints de paralysie cérébrale

C. THEVENIN LEMOINE, N. KHOURI, E. DESAILLY p. 55

Comparaison entre la marche pieds nus et pieds chaussés chez le jeune enfant : premiers résultats sur la force de réaction au sol.

A. VAN HAMME, W. SAMSON, B. DOHIN, R. DUMAS, L. CHEZE p. 56

Classification de la marche des patients infirmes moteurs cérébraux par une approche d'extraction de connaissances.

A. BONNEFOY-MAZURE ⁽¹⁾, **Y. SAGAWA JR** ⁽¹⁾
P. LASCOMBES ⁽²⁾, **G. DE COULON** ⁽²⁾, **S. ARMAND** ⁽¹⁾

⁽¹⁾ *Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals and Geneva University, Geneva, Switzerland*

⁽²⁾ *Division of Pediatric Orthopedics, University Hospitals of Geneva, Geneva, Switzerland*

MOTS-CLÉS : Patients infirmes moteurs cérébraux, Analyse quantifiée de la marche, extraction de connaissance.

INTRODUCTION : Les patients atteints d'infirmité motrice cérébrale (IMC) se caractérisent par une grande diversité dans leurs types de marche et dans leurs spécificités cliniques. L'identification de profil de marche permet d'aider à l'interprétation des troubles de leur marche [1]. Néanmoins, cette démarche est difficile de part la nature même des données (dimension importante, dépendance temporelle et grande variabilité).

OBJECTIF : L'objectif de cette étude est d'identifier les paramètres cinématiques les plus discriminants pour la marche des patients IMC et d'utiliser ces paramètres pour classer objectivement la marche de ces patients.

MÉTHODOLOGIE : Une recherche rétrospective des Analyses Quantifiées de Marche réalisées entre 2006 et 2012 a permis d'inclure cent vingt-trois patients IMC dans cette étude (54 femmes et 69 hommes, âge (moyen ± écart type): 14,2 ± 7,5 ans). Seize paramètres spatio-temporels et cinématiques ont été utilisés [2]. Ces données ont été transformées par un codage flou. Une analyse en composante multiple (ACM) a été utilisée pour définir différentes classes. Les différentes classes ont été comparées par une ANOVA ($p=0.05$).

RÉSULTATS : Sept paramètres ont été identifiés afin de caractériser la marche des patients IMC : l'extension maximale de hanche, l'amplitude angulaire de la hanche et du genou, la flexion maximale du genou au contact initial, l'instant du pic de flexion du genou, et la dorsiflexion maximale de la cheville en phase d'appui et en phase oscillante. A partir de ces paramètres, 4 profils de marche sont ressorties qui se distinguent essentiellement au niveau de la cinématique de la cheville et genou.

CONCLUSIONS : Cette étude a permis d'identifier les paramètres cinématiques importants dans la marche des patients et d'identifier par une approche multivariée sans a priori 4 groupes qui correspondent aux observations de la littérature : pied équin apparent, vrai pied équin, crouch gait et jump knee. Ces 4 groupes ont des caractéristiques cliniques différentes (spasticité, GMFCS).

RÉFÉRENCES :

[1] Dobson F, et al. *Gait & posture*. 2007.

[2] Schutte LM, et al. *Gait & posture*. 2000.

Classification des mouvements du tronc pendant la marche des personnes atteintes de Paralyse Cérébrale.

M. ATTIAS ⁽¹⁾, **A. BONNEFOY** ⁽¹⁾, **G. DE COULON** ⁽²⁾, **P. LASCOMBES** ⁽²⁾, **S. ARMAND** ⁽¹⁾

⁽¹⁾ *Laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard,*

Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Suisse

⁽²⁾ *Service d'Orthopédie Pédiatrique, Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse*

MOTS-CLÉS : Tronc, marche, paralysie cérébrale, classification.

INTRODUCTION : Les désordres moteurs chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale (PC) sont complexes et entraînent de nombreux déficits et compensations qu'il est nécessaire d'identifier et de comprendre pour établir une stratégie thérapeutique. Pour aider cette démarche d'interprétation des troubles de la marche, de nombreuses classifications ont été proposées au niveau des membres inférieurs [1]. Cependant, il n'existe que très peu d'information sur les déficits et les compensations du haut du corps chez les patients PC bien que le tronc soit la partie la plus lourde du corps et le siège de nombreux déficits et compensations [2]. Le but de cette étude est de classer et caractériser les mouvements du tronc des personnes atteintes de PC.

MÉTHODES : Les patients PC ayant bénéficié d'une Analyse Quantifiée de la Marche corps complet (modèle Plug-in-Gait) entre 2005 et 2011, sans aide technique ont été sélectionnés rétrospectivement pour cette étude. Une analyse en composante principale puis une classification hiérarchique ascendante ont été réalisées sur les paramètres cinématiques (position moyenne et amplitude) du tronc et du bassin dans les plans sagittal, frontal et transversal pour identifier respectivement : les variables les plus discriminantes et les classes de marche. Les paramètres cinématiques et cliniques des classes identifiées ont été comparés avec un test Kruskal-Wallis et post hoc ($p > 0.05$).

RÉSULTATS : Cent dix-neuf patients ont répondu à nos critères de sélection. Quatre classes de mouvement du tronc ont été identifiées. Les 4 classes présentent des différences essentiellement par rapport au niveau d'atteinte (diploégie/hémiplégie, GMFCS), à l'amplitude de mouvement et la position moyenne du segment bassin et tronc.

CONCLUSIONS : Cette étude a permis d'identifier 4 grandes classes de comportement au niveau du tronc pendant la marche des patients PC. Des études complémentaires sont nécessaires pour différencier les déficits et les compensations.

RÉFÉRENCES :

[1] Dobson F. et al., 2007, *Gait Posture*, 25, 140-152.

[2] Romkes J. et al., 2007, *J Pediatr Orthop B*, 16, 175-180.

Étude préliminaire de la cinématique du membre inférieur lors de changements de direction au cours de la locomotion chez les enfants paralysés cérébraux hémiplégiques.

A. GRIGORIU ⁽¹⁾, S. VIEILLEDENT ^(2,3), M. LEMPEREUR ^(1,2), O. REMY-NERIS ^(1,2,3)

⁽¹⁾ CHRU, Service de Médecine Physique et Réadaptation, Brest, France

⁽²⁾ Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (LATIM), INSERM UMR 1101, Brest, France

⁽³⁾ Université de Bretagne Occidentale, Brest, France

MOTS CLÉS : Paralysie cérébrale, changement de direction, analyse de la marche, cinématique.

INTRODUCTION : Dans la vie quotidienne la marche implique beaucoup de changements de direction [1]. Nous formulons l'hypothèse qu'un changement de direction en marchant représente une double contrainte pour les enfants atteints de paralysie cérébrale à cause de l'asymétrie fonctionnelle de l'appareil locomoteur et de l'asymétrie géométrique de la tâche à réaliser. Le but de notre étude est d'évaluer les modifications de la cinématique des articulations des membres inférieurs d'une part chez les enfants asymptomatiques et, d'autre part, chez les enfants hémiplégiques pour chaque membre concerné (parétique ou sain) en fonction de 1) la position du membre dans le virage (situé à l'intérieur ou à l'extérieur de la trajectoire) et de 2) la courbure du virage.

MÉTHODE : 15 sujets asymptomatiques et 14 sujets paralysés cérébraux hémiplégiques âgés de 7 à 13 ans ont marché le long d'une trajectoire comprenant un changement de direction vers la gauche ou la droite. Ils se sont dirigés vers une cible située à 45°, 90°, 135° ou 180°. La cinématique a été enregistrée à l'aide d'un système optoélectronique Vicon. Les paramètres cinématiques analysés pour le membre inférieur ont été choisis parmi ceux introduits par Benedetti et al. [2]. Les résultats sont analysés en termes d'effet de cible c'est à dire d'influence de la courbure du virage sur chacun des membres. Les tests statistiques utilisés sont l'U de Mann-Whitney et l'ANOVA de Kruskal-Wallis par rang avec un seuil de significativité de .001.

RÉSULTATS : Des adaptations cinématiques spécifiques concernant l'influence de la cible ont été observées chez les enfants asymptomatiques y compris, pour certains paramètres, lorsque l'on compare des cibles distantes de seulement de 45°. Ces adaptations sont moins marquées pour les enfants hémiplégiques.

DISCUSSION : Le manque d'adaptation spécifique des enfants hémiplégiques à des changements de position des cibles inférieurs à 90° souligne leurs possibilités de compensation des perturbations introduites par les contraintes de la tâche. Ces possibilités dépendent de la présence et de la gravité de l'atteinte.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Glaister, B. C., & al. (2007). Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait Posture*, 25(2), 289-294.

[2] Benedetti, M. G., & al. (1998). Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(3), 204-215.

Lien entre co-activation musculaire et cinématique pendant la marche chez l'enfant sain et chez l'enfant paralysé cérébral hémiplégié.

R. GROSS ⁽¹⁾, **F. LEBOEUF** ⁽¹⁾, **M. LEMPEREUR** ⁽²⁾, **S. BROCHARD** ⁽²⁾, **O. REMY-NERIS** ⁽²⁾

⁽¹⁾ *Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Hôpital Saint-Jacques, CHU de Nantes, France*

⁽²⁾ *Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (LATIM), INSERM U650, CHRU de Brest, France*

MOTS-CLÉS : Co-activation, cinématique, paralysie cérébrale, spasticité, marche.

INTRODUCTION : La co-activation musculaire (CA) est un phénomène physiologique mais aussi potentiellement une manifestation motrice pathologique (dérégulation de l'inhibition réciproque des muscles dans le cas d'un syndrome pyramidal). La CA pourrait créer un frein au mouvement. Nous avons souhaité étudier le lien entre CA et cinématique pendant la marche chez des enfants sains et des enfants paralysés cérébraux hémiplégiés (PCH).

PATIENTS ET MÉTHODES : La marche de 10 enfants PCH et 10 enfants sains a été explorée en analyse de la marche avec enregistrement électromyographique de surface (vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior et soleus des deux côtés), et acquisition de la cinématique par système Vicon TM. Les 8 mouvements suivants ont été individualisés dans le plan sagittal à partir des paramètres de Benedetti [1] : hanche : extension et flexion ; genou : amorti, extension en phase d'appui, flexion en phase oscillante ; cheville : flexion dorsale en phase d'appui, flexion plantaire en fin d'appui/début d'oscillation, et flexion dorsale en phase oscillante. Pour chacun de ces mouvements, l'indice de CA correspondant était calculé selon la méthode décrite par Unnithan [2]. Un modèle linéaire a été utilisé pour étudier le lien entre amplitude de mouvement et indice de coactivation.

RÉSULTATS : Chez l'enfant sain, la CA augmente l'amplitude de mouvement pour la flexion et extension de hanche, la flexion et l'extension de genou, le relever de cheville. Il n'y avait pas de lien entre CA et amplitude pour les autres mouvements de cheville. Chez l'enfant PC, le lien entre CA et amplitude était différent pour 6 mouvements sur 8 du côté hémiplégié (relation moindre voire inverse entre CA et mouvement) et pour 4 mouvements sur 8 du côté sain (effet supérieur de la CA sur l'amplitude).

DISCUSSION - CONCLUSION : La CA pourrait avoir un effet favorable à l'amplitude du mouvement pendant la marche chez l'enfant sain. Son effet est différent, moins favorable au mouvement, chez l'enfant PCH du côté spastique. Les modifications des propriétés mécaniques du muscle spastique sont potentiellement à l'origine de ces différences. Les différences observées du côté sain des PCH sont probablement des compensations.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data management applications in gait analysis for clinical. *Clin Biomech* 1998; 13: 204–215.

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

Utilisation de chaussures à talon négatif et physiopathologie du pied équin au cours de la marche chez l'enfant ayant une paralysie cérébrale.

C. BEYAERT^(1,2), S. CAUDRON⁽²⁾, C. BILLON^(1,2), MA. HALDRIC⁽¹⁾, J. PAYSANT^(1,2)

⁽¹⁾ *Laboratoire d'analyse du mouvement, Centre de Réadaptation Pierquin, IRR Nancy, France*

⁽²⁾ *EA3450 Développement Adaptation et Handicap, Université de Lorraine, Nancy, France*

MOTS-CLÉS : Locomotion, équin, cinétique, adaptation, paralysie cérébrale.

INTRODUCTION : L'enfant avec paralysie cérébrale (PC) marche habituellement en posant le pied en équin. Lors du premier double appui, il freine davantage sa marche qu'un enfant avec un développement typique [1]. Le triceps sural, en freinant la dorsiflexion, ne peut contribuer à ce freinage précoce que lorsque l'avant-pied touche le sol [2]. Cette étude a pour objectif de montrer que le freinage précoce de la dorsiflexion pourrait avoir une fonction adaptative plutôt qu'être imposé par un dysfonctionnement du triceps sural d'origine centrale. Selon cette physiopathologie, l'utilisation de chaussures à talon négatif (CTN), qui favorise le freinage précoce par un talon plus bas que l'avant du pied, s'accompagnerait d'une adaptation motrice immédiate réduisant l'équin dès le contact initial.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Huit enfants avec PC (8,5±2,5 ans) dont 5 diplégiques et 3 hémiplegiques, ayant des triceps spastiques peu ou pas rétractés (dorsiflexion maximale genou tendu ≥ 5°) et marchant sans aide de marche, étaient soumis à une analyse quantifiée de la marche, pieds nus, avec chaussures standards (CS) et avec CTN de 10°.

RÉSULTATS : Dès les premiers cycles de marche, la chaussure inversée entrainait en contact avec le sol de la même façon que le pied nu (à plat ou par l'avant-pied). Lors du contact initial, la marche avec CTN par rapport à la marche avec CS ou pieds nus présentait une réduction significative de l'équin (5°±6° vs -5°±6° et -8°±6°, respectivement, valeur positive = dorsiflexion) sans modification de la flexion de genou (19±13° vs 21±10° et 21±6°). La vitesse de marche était comparable dans les 3 conditions, alors que la longueur du cycle était significativement plus grande avec CTN et CS que pieds nus (99±11 et 94±13 vs 87±11 cm). Le pic de puissance négative de cheville en début d'appui était marqué lors de la marche avec CTN, avec CS et pieds nus (2,3±0,9, 1,7±1,1 et 1,2±0,7 Watts/kg), significativement plus grand avec CTN que pieds nus.

DISCUSSION - CONCLUSION : Lors du contact initial, l'équin du pied, immédiatement réduit par le port de CTN, ne paraît donc pas être imposé par un dysfonctionnement du triceps. Le freinage précoce de la dorsiflexion, favorisé par le pied équin, pourrait avoir un rôle fonctionnel, comme contribuer au contrôle de l'équilibre dynamique.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Kurz M et col. *Gait & Posture* 2010, 31, 347-50.

[2] Neptune R et col. *J Biomech* 2001, 34, 1387-98

Proposition d'une méthode de détermination quantifiée du vaulting.

M. FRESLIER, R. BRUNNER

*Laboratoire d'analyse du mouvement
Hôpital Universitaire pour Enfants de Bâle, Suisse*

MOTS-CLÉS : Analyse quantifiée de la marche, compensation, vaulting, oscillation libre du pied.

Au cours de la marche, la distinction entre un mouvement pathologique et une compensation n'est pas toujours très claire [1]. Le vaulting ('ankle plantarflexion to improve contralateral foot clearance' [2]) est une compensation commune à plusieurs pathologies. Dans divers articles, cette flexion plantaire est déterminée à partir de différentes variables cinématiques ou cinétiques autour de la cheville [1,2,3,4] (flexion plantaire précoce, moment fléchisseur augmenté ou précoce en phase de milieu d'appui, production de puissance...). Nous proposons ici une méthode permettant de quantifier le vaulting afin de le distinguer d'un mouvement pathologique.

La quantification nécessite des données cinématiques et cinétiques d'analyse du mouvement.

Pour qu'il y ait vaulting, les caractéristiques suivantes doivent être présentes: flexion plantaire active en phase d'appui et longueur de la jambe opposée en oscillation supérieure à celle de la jambe en phase d'appui. Cette différence peut être structurelle ou fonctionnelle (bascule du bassin; en phase oscillante: flexion insuffisante du genou ou de la hanche, pied tombant).

On doit donc pouvoir prouver simultanément au cours de la phase de milieu d'appui :

- une flexion plantaire
- un moment fléchisseur interne de la cheville positif
- une hauteur par rapport au sol du centre articulaire de la hanche en oscillation, supérieure à la hauteur pouvant être produite par la jambe en appui tendue avec le pied à plat.

L'application de cette méthode permet de mettre à jour un vaulting dans des cas d'hémiplégie, de plasticité de retournement, de différence de longueur de jambes et de considérer comme pathologique une flexion plantaire active pour des patients atteints de spina bifida.

L'outil proposé ici est objectif et indépendant de la pathologie du patient. Contrairement aux différentes études mentionnant le vaulting, il prend aussi en compte la cause de la compensation et permet ainsi de discerner d'un mouvement pathologique. Pour de bons résultats, il est préférable d'utiliser un système de capture du mouvement en 3D couplé à une plate-forme de force avec un placement précis des marqueurs pour la détermination des centres articulaires, mais il est aussi possible de se baser sur un enregistrement vidéo couplé à une plate-forme de force.

RÉFÉRENCES :

- [1] Stebbins et al. *Gait compensations caused by foot deformity in cerebral palsy.* G&P 32(2)226-30
- [2] Ferrarin et al. *Gait pattern classification in children with Charcot-Marie-Tooth disease type 1A.* G&P 35(1)131-7
- [3] Riad et al. *Power generation in children with spastic hemiplegic cerebral palsy.* G&P 27(4)641-7
- [4] Walsh et al. *Leg length discrepancy – an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis* G&P 12(2)156-61

La cassure du médio-pied : prévention par des injections de toxine botulique (Dysport®) dans le Peroneus longus ?

C. BOULAY ^(1,2), **E. VIEHWEGER** ⁽¹⁾, **E. CASTANIER** ⁽¹⁾, **H. GIORGI** ⁽¹⁾, **G. AUTHIER** ⁽¹⁾
V. POMERO ⁽¹⁾, **B. CHABROL** ⁽²⁾, **G. BOLLINI** ⁽¹⁾, **JL. JOUVE** ⁽¹⁾, **M. JACQUEMIER** ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Laboratoire d'Analyse du Mouvement, service de chirurgie orthopédique pédiatrique,
CHU Timone Enfants, Marseille, France

⁽²⁾ service de neurologie pédiatrique, CHU Timone Enfants, Marseille, France

MOTS-CLÉS : Cassure du médio-pied, toxine botulique, Peroneus longus, enfants, hémiplégié, EMG dynamic.

INTRODUCTION : Une prématurée anormale de l'EMG du Peroneus longus (PL), en phase d'oscillation, était constatée chez des enfants hémiplegiques [1] présentant une cassure du médio-pied (CMP) debout, à la marche et objectivée par des radios. Ces résultats suggéraient que le PL pouvait être une nouvelle cible thérapeutique grâce à des injections de toxine botulique pour prévenir la CMP. Cette hypothèse est testée dans une étude rétrospective. L'efficacité clinique et radiologique est rapportée. L'apport de l'Oxford Foot Model (OFM) est avancé.

MÉTHODES : 16 enfants hémiplegiques GMFCS1 (3 ans±1.5) présentant une CMP et une activation EMG prématurée du PL étaient traités par des injections de toxine botulique (Dysport®) dans le PL. Les radios mesuraient : la pronation de l'avant-pied (AVP), le valgus du médio-pied et de l'arrière-pied (ARP) [2,3]. La variabilité intra et extra-observateur est évaluée et comparée avec celle de la littérature [2,3]. Ces paramètres sont validés [2,3]. Un test de Student comparait chaque angle pré et post injection.

RÉSULTATS : La variabilité des paramètres était < 3°. Les paramètres pré-toxines vs normes montraient : incidence du calcanéum (8° vs 17° p < 0.001), divergence talo-calcanéenne (55°vs49°p < 0.05), angle talo-1ermétatarsien (29° vs 13° p < 0.001) et le « metatarsal stacking » (2°vs8°p < 0.001). En pré vs post-toxine, il n'y avait pas de différence significative pour l'incidence du calcanéum (8° vs 9° p < 0.05) et l'incidence rétro-tibial antéro-postérieure (14° vs 15° p < 0.05). En pré vs post-toxine, une différence significative existait pour la divergence talo-calcanéenne (55° vs 46° p < 0.01), l'angle talo-1ermétatarsien (29° vs 18° p < 0.01) et le « metatarsal stacking » (2° vs 7° p < 0.01).

DISCUSSION - CONCLUSION : En pré-toxine, les radios objectivaient une CMP : valgus ARP et du médio-pied, pronation AVP. Une amélioration clinique AVP par rapport à ARP existait. En post-toxine, les radios ne décrivaient pas une CMP : diminution du valgus de ARP et du médio-pied, absence de pronation de AVP [2,3] ; l'OFM pratiqué chez 2 enfants le confirmait. Les injections ont eu une action thérapeutique sur l'avant et le médio-pied mais pas sur le calcaneum. Le PL est une cible thérapeutique précoce dans la prévention de la CMP avant sa fixation orthopédique. Une étude prospective associée avec l'OFM doit confirmer cela.

RÉFÉRENCES :

[1] Boulay et al. *Dynamic equinus with hindfoot valgus in hemiplegia*.*GaitPost*.2012;36:108-12

[2] Davids et al. *Quantitative analysis of radiographs of the children foot*.*JPedOrth*.2005;25:769-76

[3] Westberry et al. *Qualitative versus quantitative radiography of foot deformities in hemiplegic*.*JPedOrth*.2008;28:359-65

Effets de la chirurgie d'abaissement rotulien chez l'enfant et l'adolescent atteints de paralysie cérébrale

C. THEVENIN LEMOINE ^(1,2), N. KHOURI ^(1,2), E. DESAILLY ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Fondation Ellen Poidatz, St Fargeau Ponthierry, France

⁽²⁾ Hôpital Armand Trousseau, Paris, France

MOTS-CLÉS : Cerebral palsy, marche genoux fléchis, rotule haute.

INTRODUCTION : Une rotule haute pourrait être un facteur aggravant de la marche genoux fléchis chez l'enfant paralysé cérébral. Une correction par abaissement rotulien (AR) peut être proposée au cours d'une chirurgie multi-sites. Le but de cette étude est d'évaluer l'effet de cette procédure sur la marche.

MÉTHODES : D'une base de données de patients marchant genoux fléchis (flexion de genou >20° au contact initial), a été isolé le groupe A (11 membres) dont le programme chirurgical comprenait un AR, habituellement indiquée en cas d'indice de Caton-Deschamps (ICD) >1,2. Le groupe contrôle B (18 membres) a été constitué par appariement du programme chirurgical, mais sans AR. Les paramètres étudiés étaient le GDI, le flessum du genou, l'angle mort quadricipital, l'ICD, la flexion du genou au pic d'amortissement et au pic d'oscillation, et l'extension du genou en mi-appui (E), en pré et post-opératoire. L'effet de l'AR sur la variation de ces paramètres a été évalué par ANOVA, $p=0,05$. Des analyses de corrélations par coefficients de Pearson ont été réalisées entre hauteur rotulienne, angle mort et extension du genou en mi-appui.

RÉSULTATS : Le recul moyen est de 2,2 1 ans après la chirurgie. Dans les 2 groupes, tous les paramètres étudiés ont été significativement améliorés par la chirurgie exceptés l'angle mort quadricipital et le pic de flexion du genou en oscillation. Seule l'amélioration du flessum de genou a été significativement majorée par l'AR (A: +8 (4); B: -1 (4); $p=0,0143$). En pré-opératoire, il a été retrouvé une corrélation entre l'ICD et l'angle mort quadricipital ($r=0,37$; $p<0,05$) mais pas entre l'ICD et E ($r=0,27$; $p=0,15$).

DISCUSSION - CONCLUSION : L'absence de corrélation entre l'ICD et E suggère que la mesure radiologique de la hauteur rotulienne n'est pas suffisante pour porter l'indication d'un abaissement rotulien. Dans cette série, l'effet de l'AR n'a pas majoré le bénéfice fonctionnel à la marche. L'analyse d'autres tâches que la marche semble nécessaire pour en préciser les indications.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Rodda JM et al. Correction of severe crouch gait in patients with spastic diplegia with use of multilevel orthopaedic surgery. *JBJS Am.* 2006 Dec;88(12):2653–64.

[2] Stout JL et al. Distal Femoral Extension Osteotomy and Patellar Tendon Advancement to Treat Persistent Crouch Gait in Cerebral Palsy. *JBJS Am.* 2008 Nov;90(11):2470–84.

Comparaison entre la marche pieds nus et pieds chaussés chez le jeune enfant : premiers résultats sur la force de réaction au sol.

A. VAN HAMME ^(1,2), **W. SAMSON** ⁽³⁾, **B. DOHIN** ^(4,5), **R. DUMAS** ⁽²⁾, **L. CHEZE** ⁽²⁾

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

⁽²⁾ Labo. de Biomécanique et Mécanique des Chocs UMR_T 9406, UFR Mécanique, Villeurbanne, France

⁽³⁾ Laboratoire d'Anatomie Fonctionnelle (CP 619), Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

⁽⁴⁾ Univ. Claude Monnet St Etienne, Hôpital Nord CHU de St Etienne, Serv. de chir. pédiatrique, France

⁽⁵⁾ Laboratoire Inserm U 864, Université de Lyon, France

MOTS-CLÉS : Enfant sain, marche chaussée, force de réaction au sol.

INTRODUCTION : Des propriétés géométriques et mécaniques spécifiques sont requises pour la chaussure de running, sous peine d'altérer le système musculo-squelettique de son porteur [1]. De même, une chaussure adaptée est nécessaire pour accompagner le jeune enfant au cours de sa croissance. Cependant, peu d'études ont abordé cette thématique [2-3]. Afin de mieux connaître l'influence de la chaussure chez les jeunes enfants, l'étude propose une analyse comparative de la marche pieds nus et pieds chaussés, avec différents types de chaussures.

MÉTHODES : 33 enfants âgés entre 2 et 7 ans ont été mesurés pieds nus puis pieds chaussés avec un prototype donné. Parmi ces prototypes de chaussure, 3 critères de conception varient : la hauteur de talon (5-20mm), la hauteur de tige (basse-haute) et la dureté de semelle (45-60ShA). Pour chaque condition de chaussage, la force de réaction au sol (GRF) et la vitesse de marche sont enregistrées à partir de 3 plateformes de force synchronisées à un système d'analyse du mouvement. Une analyse en composante principale (ACP) est réalisée entre l'âge, la vitesse, 8 pics de GRF et les 3 critères de conception de la chaussure. De plus, les conditions sont comparées 1 à 1, pour chaque critère de conception : un test de Kolmogorov-Smirnov ($p < 0.05$) vérifie la différence de distribution sur les pics de GRF.

RÉSULTATS : L'ACP met en évidence une direction privilégiée pour l'ensemble des 3 critères de conception, clairement différente de l'orientation des autres variables. L'influence des hauteurs de tige et de talon est globalement similaire: diminution de la GRF à l'impact et augmentation de la GRF en fin de phase d'appui comparé aux pieds nus. Aucune différence significative n'est trouvée entre les groupes de valeurs min et max de ces deux critères. En revanche, des différences sont observées entre les groupes de dureté min et max.

DISCUSSION - CONCLUSION : Quel que soit le critère chaussure considéré, les résultats sont différents de la marche pied nus : porter des chaussures modifie la GRF chez les jeunes enfants. Cependant, seule la variation de la dureté de semelle modifie la dynamique de la marche. Cet effet de la dureté est également observé chez l'adulte [4]. Une analyse complète (i.e., cinématique et dynamique) est nécessaire afin de caractériser l'influence globale de la chaussure sur la marche du jeune enfant.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Paul IL, Munro MB, Abernethy PJ, Simon SR, Radin EL, Rose RM, 1978. *J Biomech* 11, 237-239

[2] Kristen KH, Kastner J, Holzreiter S, Wagner P, Engel A, 1998. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 136, 457-462

[3] Samson W, Dohin B, Van Hamme A, Dumas R, Cheze L, 2012. *Mov Sport Sci* 75, 97-105

[4] Boyer KA, Federolf P, Lin C, Nigg BM, Andriacchi TP, 2012. *J Biomech* 45, 1619-1624

Étude du lien entre l'équilibre dynamique et les phases d'appui lors de la marche au cours du vieillissement normal.

F. FONTAINE, R. PEQUIGNOT, V. CHABEDEC, E. DURAND, V. QUENTIN, V. ACHACHE p. 59

Utilisation de la toxine botulinique dans la prévention d'une déformation en varus du pied dans le cadre de la maladie de Charcot-Marie-Tooth : effets sur les paramètres de marche, à propos d'un cas.

E. ALLART, C. DANGLETERRE, N. BOUTRY, V. TIFFREAU p. 60

Indications, intérêts et limites de l'analyse quantifiée du mouvement dans la sclérose en plaques : revue bibliographique.

E. DURAND, V. ACHACHE, D. MAZEVET, R. PEQUIGNOT, V. QUENTIN p. 61

Mesures baropodométriques optiques : intérêts pour l'analyse clinique des pressions plantaires.

W. SAMSON, S. SANCHEZ, C. SEILER, S. VAN SINT JAN, V. FEIPEL p. 62

Analyse qualitative de la répétabilité inter-opérateur de l'Oxford Foot Model.

G. AUTHIER, E. VIEHWEGER, Y. GLARD, C. BOULAY, V. POMERO p. 63

Évolution longitudinale et à long terme des amplitudes articulaires chez les patients infirmes moteurs cérébraux GMFCS I à III.

*M. GAUTHIER, A. BONNEFOY-MAZURE, L. ALLET,
P. LASCOMBES, G. DE COULON, S. ARMAND* p. 64

Utilisation d'une caméra sans marqueur pour l'évaluation de la fonction du membre supérieur chez les enfants hémiplegiques, étude de faisabilité.

*V. SHOLUKHA, B. BONNECHERE, L. OMELINA, B. JANSEN, M. ROOZE,
Y. BLEYENHEUFT, S. VAN SINT JAN* p. 65

Utilisation et validation d'une approche Model-Based pour l'analyse du mouvement à l'aide d'une caméra sans marqueur.

B. BONNECHERE, V. SHOLUKHA, P. SALVIA, F. MOISEEV, M. ROOZE, S. VAN SINT JAN p. 66

(Suite du sommaire page suivante)

L'obésité influence négativement les capacités fonctionnelles.

Z. PATAKY, C. ELSWORTH, S. ARMAND, S. MALLER-PINGER, A. GOLAY, L. ALLET p. 67

Impacts du bras robotisé JACO sur la capacité à réaliser des activités de la vie quotidienne et sur la satisfaction d'une personne atteinte de sclérose en plaques : une étude de cas.

S. KRATTINGER, L. MUNIER, M. COURCELLE, P. MAYOR, P-A. RAPIN p. 68

Représentativité des paramètres biomécaniques obtenus lors du Manuel Wheelchair Propulsion Test 6 Minutes et lors d'un test en situation écologique.

C. MARCHIORI, J. IDDIR, L. SEDDE, B. GUILLON, D. PRADON p. 69

Mobilité et activité physique chez les personnes atteintes de sclérose en plaques.

C. ELSWORTH, H. DAWES, M. BUSSE, J. COLLETT, K. HOWELLS, H. IZADI, C. SACKLEY p. 70

Effet d'une séance d'entraînement à la marche avec robot d'assistance à la marche chez des sujets porteurs d'une prothèse totale de genou.

C. COFFINEAU, N. LAMPIRE, P. CARNE, N. ROCHE, N. PINSULT p. 71

Développement d'instruments partagés pour la gestion et l'interprétation de données relatives à la locomotion : le projet ICT4Rehab.

S. VAN SINT JAN, V. WERMENBOL, B. DAN, P. SALVIA, B. BONNECHERE, Y. LEBORGNE, G. BONTEMPI, S. VANSUMMEREN, V. SHOLUKHA, F. MOISEEV, B. JANSEN, M. ROOZE p. 72

Déficits fonctionnels chez les patients avec une entorse de cheville.

IM. PUNT, JL. ZILTENER, S. ARMAND, M. LAIDET, L. ALLET p. 73

Apports de l'analyse de mouvements pour une commande par intention.

P. ABELLARD p. 74

Étude du lien entre l'équilibre dynamique et les phases d'appui lors de la marche au cours du vieillissement normal.

F. FONTAINE, R. PEQUIGNOT, V. CHABEDEC
E. DURAND, V. QUENTIN, V. ACHACHE

Hôpitaux de Saint-Maurice
Saint-Maurice, France

MOTS-CLÉS : Équilibre, marche, vieillissement, posturographie.

INTRODUCTION : L'équilibre est modifié au cours du vieillissement. Le but de cette étude est de trouver un lien entre l'équilibre dynamique debout et les phases d'équilibre lors de la marche.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : Vingt sujets âgés asymptomatiques de plus de 60 ans ($70,2 \pm 7,4$) et 20 sujets de moins de 60 ans ($31,7 \pm 10,5$) ont participé à cette étude. L'équilibre statique puis dynamique et les paramètres spatiotemporels de la marche à vitesse spontanée ont été évalués sur une plateforme WinFDM Zebri®. L'équilibre dynamique antéro-postérieur (AP) et circulaire (Circ) ont été quantifiés. Des mesures anthropométriques ont été prises. Un test cognitif (Codex) a été réalisé dans le groupe des sujets âgés.

RÉSULTATS : L'analyse univariée montre une altération des paramètres spatio-temporels de la marche et de l'équilibre avec l'âge. L'analyse multivariée montre que la plupart des altérations sont liées à des modifications pathologiques, en particulier à une atteinte des fonctions cognitives. De plus, il existe des liens entre l'équilibre dynamique antéropostérieur et circulaire et les pourcentages de double appui au cours de la marche à vitesse spontanée ($r = -0,55$; $p < 0,05$).

DISCUSSION - CONCLUSION : Il existe des corrélations entre l'équilibre dynamique et le pourcentage de double appui de la marche à vitesse spontanée. L'altération des paramètres spatiotemporels de la marche avec l'âge n'est pas directement liée au vieillissement mais à des conditions pathologiques.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Sterke CS, Van Beeck EF, Looman CW, Kressing RW Van der Cammen TJ. An electronic walkway can predict short-term fall risk in nursing home residents with dementia. *Gait & Posture* 2012; 36 :95-101
- [2] Clark S, Debra MS, Rose J, Fujimoto K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78:1078-84
- [3] Elbe RJ, Thomas SS, Higgins C, Colver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *J Neurol* 1991; 238: 1-5
- [4] Prince F, Corriveau H, Hébert R & Winter D. gait in the elderly. *Gait and Posture* 1997; 5 : 128-35
- [5] Berger L & Demanze LB. Age-related effects of a memorizing spatial task in the adults and elderly postural control. *Gait & Posture* 2011; 33:300-2

Utilisation de la toxine botulinique dans la prévention d'une déformation en varus du pied dans le cadre de la maladie de Charcot-Marie-Tooth : effets sur les paramètres de marche, à propos d'un cas.

E. ALLART ⁽¹⁾, C. DANGLETERRE ⁽²⁾, N. BOUTRY ⁽³⁾, V. TIFFREAU ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Service de Médecine Physique et de Réadaptation, CHRU de Lille, France

⁽²⁾ Service d'orthopédie infantile, CHRU de Lille, France

⁽³⁾ Service de radiologie ostéo-articulaire, CHRU de Lille, France

MOTS CLÉS : Maladie de Charcot-Marie-Tooth, varus, pied creux, toxine botulinique, marche.

CONTEXTE : La maladie de Charcot Marie Tooth (CMT) s'accompagne de déformations progressives des pieds [1] dues à des modifications de structure musculaire et tendineuse induites par des déséquilibres entre les agonistes et les antagonistes et qui ont un retentissement sur la posture et la marche. La prévention de ces déformations, est un objectif important de la prise en charge [2,3].

OBSERVATION : Nous rapportons le cas d'une jeune patiente de 11 ans atteinte d'une CMT de type 2 qui présente un pied creux varus statique du pied gauche en station debout et un varus avec adduction d'avant pied dynamique durant la marche. Cette déformation entraîne une usure précoce des chaussures orthopédiques, des douleurs du bord latéral du pied et un inconfort de port des orthèses de posture nocturne. L'examen baropodométrie lors de la marche (plateforme Zebris FDM, Zebris Inc.) confirmait un hyperappui latéral majeur en regard de la base du cinquième métatarsien. A l'examen clinique, le varus était partiellement réductible, la force du muscle tibial postérieur (principal muscle varisant) était normale tandis que les fibulaires (antagonistes) étaient très déficitaires (2/5).

Une injection intramusculaire de 50 unités de toxine botulinique (Botox®) a été réalisée par voie échoguidée dans le muscle tibial postérieur gauche. Après quinze jours, la résistance passive à la correction du varus était cliniquement diminuée. La déformation en varus du pied était légèrement améliorée lors de la marche (analyse vidéo 2D) et on notait une nette baisse de l'hyperappui plantaire externe (-35%). Sur le plan cinétique, l'affaiblissement du tibial postérieur, fléchisseur plantaire accessoire, entraînait une diminution de la force de propulsion à gauche (-36%) sans toutefois de retentissement sur les paramètres spatio-temporels de marche (évalués par tapis GAITRite, Cir System Inc.). Le port des appareillages de posture nocturne était plus confortable.

DISCUSSION : En limitant le déséquilibre musculaire entre le muscle tibial postérieur et les muscles éverseurs déficitaires, le traitement par toxine botulinique a amélioré les pressions plantaires, les douleurs et limité la déformation en varus à la marche. Une étude à plus grande échelle paraît nécessaire, notamment pour évaluer son rôle préventif à long terme.

RÉFÉRENCES :

[1] Mann et al. 1988

[2] Burns et al. 2007

[3] Burns et al. 2010

Indications, intérêts et limites de l'analyse quantifiée du mouvement dans la sclérose en plaques : revue bibliographique.

E. DURAND ^(1,3), V. ACHACHE ⁽¹⁾, D. MAZEVET ⁽²⁾, R. PEQUIGNOT ⁽³⁾, V. QUENTIN ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Unité fonctionnelle d'analyse du mouvement, Hôpitaux de Saint Maurice, France

⁽²⁾ Service de Médecine Physique et de Réadaptation. CHU Pitié Salpêtrière, Paris, France

MOTS-CLÉS : Marche, troubles de la marche, neurologique, analyse quantifiée de la marche, sclérose en plaques.

INTRODUCTION : La SEP est une maladie chronique du système nerveux central débutant chez l'adulte jeune. En raison de l'importance des troubles de la marche chez ces patients, la mobilité est souvent utilisée pour caractériser l'état « d'avancement » de la pathologie. La classification la plus utilisée est celle de Kurtzke « Expanded Disability Status Scale ». L'examen clinique de ces patients peut être complété par l'utilisation d'outils d'évaluation des troubles de la marche.

OBJECTIFS : Les objectifs de cette revue bibliographique étaient de faire le point des connaissances actuelles sur les indications, l'intérêt et les limites de l'analyse quantifiée de la marche dans la sclérose en plaques et de proposer des pistes de réflexions.

MÉTHODOLOGIE : La base PUBMed a été interrogée. Les mots clés utilisés étaient « Gait », « Gait Disorders, Neurologic », « Quantified motion analysis », « Multiple Sclerosis ». L'ensemble des articles collectés ont été ensuite sélectionnés suivant les données de l'abstract. Les articles sélectionnés ont ensuite été classés suivant différentes thématiques.

RÉSULTATS : Cent trente six articles ont été identifiés par la base PubMed. Après lecture des abstracts, élimination des articles publiés dans une autre langue que le français ou l'anglais, élimination des articles hors sujet, 33 articles ont paru pertinents pour cette revue bibliographique.

Discussion et conclusions

En l'absence de recommandations, un certain nombre d'enseignements peuvent être tirés de cette revue : une analyse par tapis de marche GAITRite® peut être proposée dans un premier temps pour ces patients avant/après prise en charge en rééducation ou toxine botulique. Une AQM pourrait être effectuée dans un deuxième temps pour affiner le diagnostic et/ou la prise en charge thérapeutique. Plusieurs des études de cette revue démontrent en effet l'intérêt diagnostique de ces examens : données objectives vidéo, cinématique, cinétique... Ils sont également utiles pour évaluer une prise en charge et le risque de chute. Les limites restent celles d'outils qui ne font actuellement pas consensus pour cette pathologie. Ils sont encore peu utilisés ce qui rend nécessaire des études de validité sur un grand nombre de patients.

Mesures baropodométriques optiques : intérêts pour l'analyse clinique des pressions plantaires.

W. SAMSON^(1,2), S. SANCHEZ⁽¹⁾, C. SEILER⁽¹⁾, S. VAN SINT JAN⁽³⁾, V. FEIPEL⁽²⁾

⁽¹⁾ Lion Systems S.A., Foetz, Luxembourg

⁽²⁾ Laboratory of Functional Anatomy (CP 619), Université Libre de Bruxelles (ULB), Brussels, Belgium

⁽³⁾ Laboratory of Anatomy, Biomechanics and Organogenesis (CP 619), Université Libre de Bruxelles (ULB), Brussels, Belgium

MOTS-CLÉS : Baropodométrie, déroulé plantaire, haute résolution, mask.

INTRODUCTION : En fonction de la technologie utilisée, la résolution spatiale de capteurs de pressions plantaires varie entre 1 et 4 pixels/cm². Pour l'analyse clinique, les empreintes plantaires sont découpées en plusieurs masques. La frontière d'un masque peut représenter un grand nombre de pixels, en fonction du découpage utilisé. L'analyse du masque pourrait alors affecter les résultats (e.g pression moyenne, impulsion, surface de contact) [1]. Un sur-échantillonnage peut augmenter la résolution, mais introduit alors des erreurs d'interpolation. Pour pallier à cette limite, l'objectif de l'étude est de proposer une analyse baropodométrique avec une résolution élevée.

MÉTHODES : Les pressions plantaires d'un sujet ont été enregistrées durant plusieurs essais de marche à partir d'un système baropodométrique optique. Brièvement, le système est similaire à un podoscope (i.e. boîtier couvert par une vitre éclairée, miroir sous la vitre) adapté à l'analyse dynamique (i.e. caméra face au miroir, intégration dans un couloir de marche), générant des résultats similaires aux systèmes baropodométriques traditionnels (i.e. empreintes plantaires représentées par des pressions) [2]. La configuration actuelle du système conduit à une résolution de 280 pixels/cm². Pour l'analyse, l'empreinte maximale est divisée en 6 masques anatomiques. La différence d'aire d'un masque entre deux méthodes d'analyse (i.e. pixels de la frontière inclus ou pas) est exprimée en pourcentage. La même analyse est réalisée après sous-échantillonnage à 4 pixels/cm².

RÉSULTATS : La présente configuration du système optique conduit à une résolution de 280 pixels/cm². La frontière des masques, en fonction de son attribution à un masque ou un masque voisin, peut entraîner des variations de la surface des masques de 1 à 7% pour la résolution brute, de 15 à 52% pour la résolution sous-échantillonnée.

CONCLUSIONS : Avec une résolution traditionnelle de capteurs de pression, l'attribution de la frontière sur un masque ou un masque voisin peut doubler la surface du masque dans les cas défavorables. Cet effet pourrait être d'autant plus important si le nombre de masques était plus important. Par conséquent, un système optique semble plus recommandée que des capteurs de pression pour l'analyse dynamique du déroulé plantaire.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Pataky TC, Caravaggi P, Savage R, Crompton RH, 2008. *J Biomech* 41, 2772-2775

[2] Betts RP, Duckworth T, 1978. *Eng Med* 7, 223-228

Analyse qualitative de la répétabilité inter-opérateur de l'Oxford Foot Model.

G. AUTHIER, E. VIEHWEGER, Y. GLARD, C. BOULAY, V. POMERO

CHU Timone, Marseille, France

MOTS-CLÉS : Reproductibilité, oxford foot model, qualité d'AQM, inter-opérateur.

INTRODUCTION : L'exploration dynamique spécifique est indispensable dans le cadre d'une évaluation des pathologies du pied de l'enfant. L'Oxford Foot Model (OFM) est actuellement le protocole clinique de référence, mais encore peu utilisé en France. Dans une démarche de qualité des AQM, notre objectif est de mettre en évidence l'influence de la variabilité de la pose des capteurs sur les résultats donnés par l'OFM.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Une évaluation de la reproductibilité inter-opérateur des résultats de l'OFM a été réalisée. Trois opérateurs ont équipé 2 sujets sains au cours de 3 sessions avec l'OFM [1]. La reproductibilité est jugée par la superposition des courbes (moyennes gauche et droite des 13 variables cinématiques de l'OFM) pour chaque session d'enregistrement, que nous classons de la façon suivante :

A/ Courbes bien superposables (les courbes ont globalement un aspect dense, et ne divergent que rarement et peu (- de 5°)).

B/ Pattern de courbes superposables, mais avec un offset limité (les courbes sont globalement parallèles (offset de 5 à 10°) – mêmes timings, même sens de variation).

C/ Pattern de courbes superposables, mais avec un offset important (les courbes sont globalement parallèles (offset supérieur à 10°) – mêmes timings, même sens de variation).

D/ Pattern de courbes non superposables.

Les scores ont été comptabilisés pour chaque plan d'interprétation et par mouvements relatif de segments.

RÉSULTATS : 78 graphiques sont classés.

Par plan d'interprétation :

- Sagittal : 20A, 4B, trois fois sur quatre offset sur avant pied.
- Frontal : 13A, 10B, 1C, majoritairement (8/11) sur avant pied/tibia et avant/arrière pied.
- Transverse : 4A, 15B, 5C, irrégulièrement reparti.

Par mouvement relatif de segments :

- Arrière pied / tibia : 11A, 5B, 2C
- Arrière pied / labo : 10A, 7B, 1C
- Avant pied / tibia : 9A, 7B, 2C
- Avant / arrière pied : 7A, 10B, 1C
- Hauteur de l'Arche : 3A, 3B

DISCUSSION ET CONCLUSION : Les erreurs proviennent surtout des valeurs avant pied / arrière pied. Il faut noter que notre étude ne conduit jamais à un classement D. Nous retrouvons des valeurs similaires à l'étude de Stebbins et col. [2], bien qu'il ne s'agisse uniquement d'une évaluation intra-opérateur. Pour assurer la qualité des acquisitions de l'OFM, il est nécessaire d'établir des éléments de contrôle des valeurs des plans transverse et frontal sur l'arrière pied et l'avant pied à partir d'éléments cliniques mesurables.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] M.H. Schwartz, J.P. Trost, R.A. Warvey : *Gait & Posture* 20 (2004), 196-203

[2] J. Stebbins, M. Harrington, N. Thompson, A. Zavatsky, T. Theologis : *Gait & Posture* 23 (2006), 401-10.

Évolution longitudinale et à long terme des amplitudes articulaires chez les patients infirmes moteurs cérébraux GMFCS I à III.

M. GAUTHIER ⁽¹⁾, A. BONNEFOY-MAZURE ⁽¹⁾, L. ALLET ⁽¹⁾
P. LASCOMBES ⁽²⁾, G. DE COULON ⁽²⁾, S. ARMAND ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals and Geneva University, Geneva, Switzerland

⁽²⁾ Division of Pediatric Orthopedics, University Hospitals of Geneva, Geneva, Switzerland

MOTS-CLÉS : Évolution longitudinale, Mouvements articulaires passifs, Patients infirmes moteurs cérébraux.

INTRODUCTION : Les amplitudes articulaires des membres inférieurs passifs sont des paramètres cliniques importants à considérer dans la marche des patients IMC. Aussi, connaître l'évolution des paramètres cliniques en fonction des traitements reçus peut aider le clinicien à optimiser les stratégies thérapeutiques [1]. Néanmoins, la littérature concernant l'évolution à long terme des caractéristiques cliniques des patients infirmes moteurs cérébraux (IMC) est rare [2, 3].

OBJECTIF : Le but de cette étude est de déterminer l'évolution à long terme de la mobilité articulaire du membre inférieur chez des patients IMC en fonction des différents types de traitement reçus.

MÉTHODOLOGIE : Une recherche rétrospective des Analyses Quantifiées de Marche (AQM) réalisées entre 1993 et 2005 a permis d'inclure 24 patients IMC dans cette étude, à partir de plusieurs critères d'inclusions-exclusions : avoir réalisé deux AQM et deux examens cliniques complets, être âgé entre 5 et 15 ans lors de la première AQM, être âgé de plus de 15 ans lors du second enregistrement, et être capable de marcher avec ou sans appareils d'assistance. Les amplitudes articulaires mesurées avec un goniomètre manuel à la hanche, au genou et à la cheville lors de l'examen clinique ont été analysées. Les articulations ayant reçu un traitement ont été comparées aux articulations sans traitements avec un test de Mann-Whitney U ($p < 0.05$).

RÉSULTATS : Parmi les 24 patients IMC, il y avait : 12 patients hémiplésiques, 10 patients diplésiques spastiques et 2 patients tétraplésiques. 40 jambes ont été analysées. 15 jambes ont bénéficié de traitements chirurgicaux et/ou injections de toxine (aucun traitement pour 25 jambes). L'ensemble des amplitudes articulaires a diminué. Cependant, les patients ayant eu un allongement du tendon d'Achille présentaient une amélioration de leur dorsiflexion de cheville. Les patients ayant eu une chirurgie des ischio-jambiers ou une ostéotomie présentaient une amélioration ou une stabilisation de leur flexion de hanche.

CONCLUSIONS : Cette étude préliminaire montre une détérioration générale à long terme des amplitudes articulaires aux membres inférieurs chez les patients IMC. La détérioration est réduite sur les articulations avec des traitements chirurgicaux. Le lien entre la modification des caractéristiques cliniques et la marche des patients IMC reste à déterminer.

RÉFÉRENCES :

[1] Gage JR, et al. *JPO*, 2001.

[2] Dreher T, et al. *JBJSA*. 2012

[3] Dreher T, et al. *GP*. 2012.

Utilisation d'une caméra sans marqueur pour l'évaluation de la fonction du membre supérieur chez les enfants hémiplegiques, étude de faisabilité.

V. SHOLUKHA ⁽¹⁾, B. BONNECHERE ⁽¹⁾, L.OMELINA ⁽²⁾, B. JANSEN ^(2,3)

M. ROOZE ⁽¹⁾, Y. BLEYENHEUFT ⁽⁴⁾, S.VAN SINT JAN ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Labo. d'Anatomie, de Biomécanique et d'Organoénèse (LABO), Univ. Libre de Bruxelles, Belgique

⁽²⁾ Department of Electronics and Informatics à l'ETRO, Vrije Universiteit Brussel, Belgique

⁽³⁾ Interdisciplinary Institute for Broadband Technology (IBBT)

Dept. of Future Media and Imaging (FMI), Ghent, Belgium

⁽⁴⁾ Institut de Neurosciences à l'IONS, Université Catholique de Louvain, Belgique

MOTS-CLÉS : Évaluation du membre supérieur, enfant IMC, analyse du mouvement sans marqueur, nouvelle technologie.

INTRODUCTION : L'évaluation de la fonction et de la cinématique des membres supérieurs (MS) chez des enfants souffrant d'Infirmité Motrice Cérébrale (IMC) reste un challenge pour les cliniciens malgré un nombre important d'outils validés en clinique [1]. Trois problèmes peuvent expliquer ces difficultés : le temps (ex. AHA [2]), une faible reproductibilité inter observateur [3] ou encore la nécessité de disposer de matériel spécifique (ex. SHUUE [4]). Le développement d'un nouvel outil pour évaluer la fonctionnalité des MS doit prendre en compte ces problèmes. Une nouvelle méthode a été développée pour évaluer la fonction et la cinématique des MS d'enfant hémiplegique à l'aide d'une caméra sans marqueur peu onéreuse.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : 4 enfants hémiplegiques (8 (2) ans) ont pris part à cette étude de faisabilité. Une caméra Kinect est utilisée comme un système d'analyse de mouvement. Les enfants ont été invités à jouer à un jeu durant lequel ils devaient emmener un pirate d'un coin de l'écran vers un trésor situé dans le coin opposé en suivant un chemin préétabli. Trois répétitions ont été effectuées dans la même session et 2 sessions ont été enregistrées le même jour. Le temps nécessaire pour atteindre la cible (Temps) a été enregistré. Le déplacement spatial des poignets ont été analysés dans le référentiel technique de la caméra. Le plan moyen de déplacement fut obtenu et la distance quadratique orthogonale moyenne minimale entre les points et ce plan fut calculée (Erreur). Le rapport entre les côtés atteint et sain ont été calculés. Des tests de Wilcoxon, des coefficients de corrélations (Spearman) et des ICC ont été calculés pour comparer les résultats.

RÉSULTATS : Les résultats des sessions 1 et 2 sont concordants ($R=0.87$ pour l'Erreur et $R=0.91$ pour le Temps) et ne montrent pas de différence significative ($p=0.92$) pour l'Erreur ou pour le Temps ($p=0.35$). Les valeurs des ICC sont de 0.74 et 0.90 pour l'Erreur et le Temps lors de la session 1 et 0.72 et 0.76 lors de la session 2.

DISCUSSION : La méthode présentée est rapide, automatique et ne nécessite pas de matériel coûteux. Cette méthode peut facilement être utilisée en clinique (même dans des cabinets privés) ou intégrée dans un traitement de rééducation utilisant le serious gaming afin d'avoir un suivi de l'évolution du patient.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] McConnell K et al. *Dev Med Child Neurol.* 2011; 53(9):799-805

[2] Eliasson AC et al. *Dev Med Child Neurol.* 2006; 48(7):549-54.

[3] Klingels K et al. *Disabil Rehabil.* 2010; 32(5):409-16.

[4] Davids JR et al. *J Bone Joint Surg Am.* 2006; 88(2):326-33.

Utilisation et validation d'une approche Model-Based pour l'analyse du mouvement à l'aide d'une caméra sans marqueur.

B. BONNECHERE, V. SHOLUKHA, P. SALVIA

F. MOISEEV, M. ROOZE, S.VAN SINT JAN

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

MOTS-CLÉS : Analyse du mouvement sans marqueur, biomécanique, nouvelle technologie, analyse du mouvement.

INTRODUCTION : Développé depuis une vingtaine d'année les systèmes d'analyse de mouvement sans marqueurs n'ont cependant pas encore trouvé leur place dans la pratique clinique. La caméra Kinect (Microsoft®), une caméra sans marqueur (MMC) peu onéreuse, présente une bonne reproductibilité mais la précision varie fortement en fonction des articulations et/ou des mouvements effectués [1]. Afin d'améliorer cette précision et d'augmenter les paramètres disponible (ex. longueur musculaire) un système de modélisation articulaire (« model-based approach » (MBA)), développé précédemment [2,3], fut utilisé et validé dans le cadre de cette étude.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : 10 sujets (âge moyen 23 ans) ont participé à cette étude. Les sujets ont effectué une série de 10 mouvements de squat. Ces mouvements ont été enregistrés simultanément par la caméra Kinect (MMC) et par un système stéréophotogrammétrique Vicon (MBS). Les signaux des deux appareils ont ensuite été optimisés grâce au MBA. La cinématique (amplitude articulaire) des articulations du membre inférieur (hanches, genoux et chevilles) ont été comparée pour les deux systèmes (tests de Wilcoxon et erreur quadratique moyenne normalisée (NRMSE)).

RÉSULTATS : Des résultats similaires ont été trouvés pour les flexions de hanche ($p=0.16$), de genou ($p=0.11$) et de cheville ($p=0.10$) (mouvement principaux lors de la réalisation d'un mouvement de squat). Concernant les mouvements associés les mêmes résultats ont été obtenus pour l'abduction de hanche ($p=0.51$) et la rotation interne de genou ($p=0.10$). Les autres mouvements associés présentent des différences. Les NRMSE était respectivement 13%, 9% et 26% pour les flexions de hanches, genoux et chevilles.

DISCUSSION : A cause du déplacement des marqueurs (artéfact lié au glissement de la peau) et aux erreurs de palpation les résultats des analyses de mouvement réalisé avec MBS doivent être interprété prudemment [4] et sont seulement reproductible pour de grandes amplitudes [5]. En accord avec ce dernier point, les résultats du MBA en combinaison avec les données MMC présentent les mêmes valeurs que le MBA en combinaison avec les données MBS. Cette approche permet d'analyser beaucoup plus d'informations biomécaniques (longueurs musculaires, bras de levier) que les résultats bruts de MMC.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Bonnechère et al. In: ICDVRAT. Laval. France. 2012

[2] Van Sint Jan et al. J. Biomech. 2002, 35: 1475-1484

[3] Sholukha et al. J. Biomech. 2006, 39: 2087-2095

[4] Mae-Nilssen et al. Gait Posture. 2011, 33:297-9

[5] Cappozzo et al. Clin. Biomech. 1996, 11: 90-100

L'obésité influence négativement les capacités fonctionnelles.

Z. PATAKY ⁽¹⁾, C. ELSWORTH ⁽²⁾, S. ARMAND ⁽²⁾
S. MALLER-PINGER ⁽¹⁾, A. GOLAY ⁽¹⁾, L. ALLET ^(3,4)

⁽¹⁾ Service of Therapeutic Education for Chronic Diseases, WHO Collaborating Centre
Department of Community Medicine, University Hospitals of Geneva, Geneva, Switzerland

⁽²⁾ University Hospitals and University of Geneva, Willy Taillard Laboratory of Kinesiology
Geneva, Switzerland

MOTS-CLÉS : Obésité, indice de masse corporelle, Gait.

OBJECTIF : Des études récentes ont identifié que l'obésité a plusieurs conséquences fonctionnelles tels que des altérations des paramètres de marche, une diminution du contrôle postural et un risque de chute plus élevés. Ces difficultés pourraient décourager les personnes obèses à réaliser les 150 minutes d'exercices en aérobie par semaine comme recommandé par l'Organisation mondiale de la Santé (OMS). Cette étude visait à évaluer la relation entre l'Indice de la masse corporelle (IMC) et les caractéristiques de la marche et de l'endurance.

MÉTHODES : Un total de 36 femmes avec un IMC ≥ 30 kg/m² et 10 femmes ayant un poids normal (IMC compris entre 18 kg/m² et 25 kg/m²) ont été inclus dans cette étude. Le groupe obèse était constitué de 12 participantes avec un IMC ≥ 30 et < 35 (obèse), le groupe « obésité sévère » de 14 participantes avec un IMC ≥ 35 kg/m² et < 40 kg/m², le groupe « obésité morbide » de 10 participantes ayant un IMC ≥ 40 kg/m². Toutes les participantes ont passé un examen clinique, un test de marche et un test d'endurance (6 minutes de marche).

RÉSULTATS : Les participantes avec un IMC normal avaient une vitesse moyenne de marche de 1.53 ± 0.22 ms⁻¹. Les personnes ayant un IMC entre 30 et 35 kg/m² et entre 35 et 40 kg/m² ont marché respectivement à une vitesse de 1.34 ± 0.20 ms⁻¹; ($p \geq 0.05$) et de 1.15 ± 0.15 ms⁻¹; ($p < 0.001$). La longueur d'un cycle de marche était diminué dans le groupe obèse (IMC normal vs obèses: 1.50 ± 0.1 vs 1.34 ± 0.13 m, $p = 0.036$ pour la vitesse normale et de 1.73 ± 0.1 vs 1.52 ± 0.17 ; $p = 0.013$ pour la vitesse rapide) alors qu'aucun changement dans la cadence a pu être révélé. L'endurance a diminué en relation avec l'augmentation de l'IMC. Les participantes ayant un IMC inférieur à 25 kg/m² ont marché 613.4 ± 45.9 m en 6 minutes, les participantes dans la catégorie des obèses, ont marché 532.3 ± 62.7 m, les participantes avec obésité sévère 487.3 ± 61.2 m et les personnes avec une obésité morbide ont marché 462.8 ± 68.2 m. L'analyse post-hoc a révélé une différence significative entre les participantes ayant un IMC normal, et l'autres catégories d'IMC ($p < 0.05$).

CONCLUSION : Les personnes obèses semblent diminuer leur vitesse de marche par la diminution de leur longueur du cycle. L'endurance lors d'un test de 6 minutes diminue continuellement avec une augmentation de l'IMC. Néanmoins, après avoir atteint un certain degré de l'obésité, le gain de poids supplémentaire semble moins influencer les capacités fonctionnelles.

Impacts du bras robotisé JACO sur la capacité à réaliser des activités de la vie quotidienne et sur la satisfaction d'une personne atteinte de sclérose en plaques : une étude de cas.

S. KRATTINGER, L. MUNIER, M. COURCELLE, P. MAYOR, P-A. RAPIN

Institution de Lavigny, Suisse

MOTS-CLÉS : Adulte, dispositif d'assistance, système homme-machine, parésie, robotique, maladie chronique, membre supérieur.

INTRODUCTION : Le bras robotique JACO permet à des personnes ayant une parésie des bras de retrouver une partie de leur autonomie et par conséquent de réduire le recours à l'assistance de tiers. Pour une personne capable de se déplacer en fauteuil roulant électrique cet appareil est indiqué et l'apprentissage de son utilisation censé être simple et intuitif. Dans cette étude prospective, nous évaluons les performances et la satisfaction d'un utilisateur atteint d'une sclérose en plaques.

Cette personne, vivant dans un établissement médico-social, a des besoins d'accompagnement importants. L'utilisation du bras peut potentiellement réduire le temps d'assistance de 41% (1). Cette étude évalue aussi l'impact sur la charge en soins.

MATÉRIEL ET MÉTHODES : Population : personne tétraparétique atteinte d'une sclérose en plaques (EDDS 9) qui présente des déficiences cognitives (21/25 MMSE).

Équipement : le système, fixé au fauteuil roulant ou au lit, est composé d'un bras articulé et d'une pince. Il est commandé, pour cet utilisateur, par un contacteur.

Intervention : le paramétrage a été réalisé par un technicien orthopédiste. L'utilisateur a bénéficié d'ergothérapie pendant 9 mois (une séance par semaine), pour adapter les objets, les activités et acquérir les schémas moteurs.

Mesures des résultats : l'évaluation des capacités et de la satisfaction a été réalisée à l'aide de la mesure des habitudes de vie (MHAVIE) avant l'utilisation du robot, puis à 4 semaines, 6 semaines, 8 semaines, 3 mois, 6 mois et 1 an. L'évaluation des effets sur la charge en soin a été réalisée par la méthode PLAISIR® (Planification Informatisée des Soins infirmiers Requis).

RÉSULTATS : Les résultats préliminaires montrent une amélioration significative de la performance ($P = 0.03$) à 3 mois et une amélioration de la satisfaction ($P = 0.02$) à 6 mois. Bien que le temps d'assistance pour manger et pour se raser ait été réduit, l'utilisation du robot n'a pas eu d'effets sur la charge en soins.

DISCUSSION - CONCLUSION : Les résultats permettent de distinguer l'évolution des effets de la performance de ceux de la satisfaction, d'identifier les activités et le temps nécessaire pour acquérir les compétences chez une personne avec des troubles cognitifs. Cette étude donne des indications de coût-utilité.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Maheu V, Frappier J, Archambault PS, Routhier F. Evaluation of the JACO robotic arm : clinico-economic study for powered wheelchair users with upper-extremity disabilities. *IEEE Int Conf Rehabil Robot*. 2011 ; 2011 : 5975397.

Représentativité des paramètres biomécaniques obtenus lors du Manuel Wheelchair Propulsion Test 6 Minutes et lors d'un test en situation écologique.

C. MARCHIORI ⁽¹⁾, J. IDDIR ⁽¹⁾, L. SEDDE ⁽¹⁾, B. GUILLON ⁽²⁾, D. PRADON ⁽¹⁾

⁽¹⁾ EA4497 GRCTH - CIC-IT 805 - CHU Raymond Poincaré, Garches, France

⁽²⁾ Fondation Garches, Garches, France

MOTS-CLÉS : Fauteuil roulant, MWPT6m, biomécanique.

INTRODUCTION : Actuellement, peu de tests, simples avec peu de matériels, existent pour évaluer les difficultés de déplacement des utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM) dans le cadre de routines cliniques. Gagnon (2011) propose un nouveau test rapide, facile à mettre en place, peu coûteux, et ne demandant aucun matériel : le Manuel Wheelchair Propulsion Test 6 minutes (MWPT6m). Ce test a pour objectif d'évaluer la condition physique des utilisateurs de FRM. Néanmoins, aucune étude n'a évalué la représentativité du MWPT6m comparativement à des déplacements en situation écologique ou urbaine. L'objectif de cette étude est d'évaluer la représentativité du MWPT6m comparativement à un Test de Terrain Accidenté (TTA6m) contenant une représentation des principaux obstacles qu'un utilisateur de FRM rencontre dans un milieu urbain : plats, dévers, pentes, pavés.

MÉTHODE : 22 sujets sains (SAIN) ont participé à cette étude en réalisant les deux tests espacés de 24 heures. Le même fauteuil roulant équipé d'une roue Instrumentée (6 composantes du torseur, 500 Hz) a permis la quantification des efforts mécaniques exercés sur la main courante.

RÉSULTATS : Nous observons une forte corrélation entre les distances parcourues entre les deux tests. Concernant les déplacements sur le plat lors du TTA6m, nous n'observons pas de différences sur la somme des forces mais sur chaque composante de force. Concernant les autres situations : dévers, pentes, pavés, nous observons des différences sur l'ensemble des paramètres.

DISCUSSION - CONCLUSION : Malgré le fait que nous observons une forte corrélation entre les distances parcourues entre les deux tests, les résultats soulignent que la quantité mais aussi la gestion des efforts mécaniques exercés sur la main courante sont différents. En effet, le MWPT6m sous-estime ces efforts dans chacun des compartiments du TTA6m. Nous pensons que le MWPT6m peut s'avérer utile afin d'estimer le niveau d'autonomie des utilisateurs en début et pendant la rééducation. Toutefois, une relation entre performance au MWPT6m et autonomie de déplacement en situation écologique doit être encore approfondie.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Gagnon D, C.M.-F., Decary S, *The 6-minute manual wheelchair propulsion test : a novel, reliable and precise performance-based outcome measure for individuals with spinal cord injury*, in 16th International World Confederation for Physical Therapy Congress, Amsterdam, The Netherlands. June 2011.

Mobilité et activité physique chez les personnes atteintes de sclérose en plaques.

C. ELSWORTH ^(1,4,6), H. DAWES ^(1,3), M. BUSSE ⁽²⁾
J. COLLETT ⁽¹⁾, K. HOWELLS ⁽¹⁾, H. IZADI ⁽⁵⁾, C. SACKLEY ⁽⁴⁾

⁽¹⁾ *Movement Science Group, School of Life Sciences, Oxford Brookes University
Gipsy Lane, Headington, Oxford OX3 0BP, United Kingdom*

⁽²⁾ *Department of Physiotherapy, School of Healthcare Studies, Cardiff University,
Ty Dewi Sant, Heath Park, Cardiff, CF14 3PY, United Kingdom*

⁽³⁾ *Dept of Clinical Neurology, University of Oxford, United Kingdom*

MOTS-CLÉS : Mobilité, activité physique, sclérose en plaques.

INTRODUCTION : Les personnes avec sclérose en plaques présentent des difficultés à participer aux activités de la vie quotidienne à cause de leur problème x, y, z. Néanmoins les données sur leurs activités physiques et leur mobilité sont peu connues. Cette étude visait à déterminer les niveaux d'activité, l'intensité des mesures prises et le temps passé à marcher à vitesse de marche spontané (VMS) chez les personnes avec sclérose en plaques (PaSP). Un objectif secondaire était d'explorer les relations entre l'auto-évaluation et le nombre de pas enregistrés.

MÉTHODES : Vingt-trois participants PaSP (dont 6 hommes) âgés entre 18 et 70 ans ont été inclus dans cette étude observationnelle. Les données démographiques, le niveau fonctionnel et l'activité physique (indice de Barthel (BI) et Mobility Rivermead Index (RMI), l'échelle de l'activité physique pour les personnes âgées (PASE), à 2 minutes à pied) ont été enregistrés. La durée et l'intensité de la marche ont été déterminées à l'aide du moniteur d'activité Step.

RÉSULTATS : La moyenne (ET) pour l'âge, le poids et la taille était de 55.2 (7.8) (années), 1.7 (0.1) (m) et 71.3 (10.8) (kg). Pour les scores fonctionnels et d'activité physique, le BI, le RMI, le 2 minutes à pied étaient de 16.9 (3), 9.8 (4) et 51.7 (24.7) m. Pour le PASE, les participants ont totalisé 69.6 (50.11). Le nombre de pas quotidien était 1435 (141.3).

CONCLUSION : Les PaSP présentent des niveaux réduits d'activité physique. Une proportion importante des périodes de marche étaient de faible intensité et des périodes de moins d'une minute, ce qui indique que les PaSP sont peu susceptibles d'atteindre un niveau adéquat d'entraînement aérobie pendant leur marche pour améliorer la santé. Les cliniciens devraient encourager les individus à augmenter leur activité physique, en particulier, le temps passé à marcher.

Effet d'une séance d'entraînement à la marche avec robot d'assistance à la marche chez des sujets porteurs d'une prothèse totale de genou.

C. COFFINEAU ⁽¹⁾, N. LAMPIRE ⁽¹⁾, P. CARNE ⁽¹⁾, N. ROCHE ⁽²⁾, N. PINSULT ⁽³⁾

⁽¹⁾ CMPR L'ADAPT Loiret, Amilly, France

⁽²⁾ EA 4497 GRCTH, CIC-IT, CHU Raymond Poincaré, Garches, France

⁽³⁾ École de kinésithérapie du CHU de Grenoble, Echirolles, France

MOTS-CLÉS : Prothèse totale de genou (PTG), marche, amplitudes de genou, robot d'assistance à la marche.

INTRODUCTION : Le traitement de référence d'une gonarthrose évoluée est la prothèse totale de genou (PTG). La rééducation post opératoire doit permettre de retrouver une marche proche de la « norme ». Les techniques de rééducation post opératoire ont montré leur efficacité dans la récupération de la force et des amplitudes de flexion-extension du genou. Malgré cela un certain nombre de patients conserve un schéma de marche pathologique [1] : le transfert des acquis analytiques vers une situation fonctionnelle comme la marche est insuffisant. Si ce schéma de marche « pathologique » a été initié et renforcé dans la phase pré opératoire de la pathologie articulaire [2], on peut comprendre qu'il persiste en post opératoire. Le robot d'assistance à la marche « Lokomat[®] » pourrait permettre une « reprogrammation » d'une marche plus physiologique.

MÉTHODE : Cette étude visait à comparer, par évaluation de la douleur et analyse tridimensionnelle de la marche, l'effet de deux types de séance de rééducation sur la marche de patients opérés d'une PTG : une séance d'entraînement à la marche sur Lokomat[®] et une séance de rééducation « classique » fonctionnelle. Les sujets étaient inclus entre les 2^{ème} et 6^{ème} semaines post opératoire.

RÉSULTATS : Actuellement, six sujets ont été inclus. Aucune différence significative n'a pu être mise en évidence ; la puissance statistique était insuffisante. La séance de Lokomat[®] paraît augmenter la douleur. La flexion de genou lors de la marche paraît s'améliorer après la séance « classique ».

DISCUSSION - CONCLUSION : Dans les conditions testées, l'augmentation de la douleur semble être à prendre en compte dans l'utilisation du Lokomat[®]. L'amélioration de la flexion du genou lors de la marche met en avant l'intérêt de la séance « classique ». Il serait intéressant de poursuivre l'expérimentation afin d'augmenter la puissance statistique des résultats.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Milner CE. 2009. *Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. J Orthop Sci. Février 2009, pp. 114-120.*

[2] Haydar G, Süreyya E et Günes Y. 2003. *Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. Acta Orthop Scand. juin 2003, pp. 647-652.*

Développement d'instruments partagés pour la gestion et l'interprétation de données relatives à la locomotion : le projet ICT4Rehab.

S. VAN SINT JAN ⁽¹⁾, V. WERMENBOL ⁽²⁾, B. DAN ⁽³⁾, P. SALVIA ^(1,4), B. BONNECHERE ⁽¹⁾
Y. LEBORGNE ⁽⁵⁾, G. BONTEMPI ⁽⁵⁾, S. VANSUMMEREN ⁽⁶⁾, V. SHOLUKHA ⁽¹⁾
F. MOISEEV ⁽¹⁾, B. JANSEN ⁽⁷⁾, M. ROOZE ^(1,8)

⁽¹⁾ Labo. Anatomie, Biomécanique et Organogénèse (LABO), Université Libre de Bruxelles (ULB), Belgique

⁽²⁾ Service Neuropédiatrie, Hôpital Erasme, ULB, Belgique

⁽³⁾ Neurologie pédiatrique. Centre Hospitalier Universitaire des Enfants Reine Fabiola, ULB, Belgique

⁽⁴⁾ Centre d'Évaluation Fonctionnelle, ULB, Belgique

⁽⁵⁾ Machine Learning Group, ULB, Belgique

⁽⁶⁾ Computer & Decision Engineering department, ULB, Belgique

⁽⁷⁾ Dep. Electronics and Informatics, Vrije Universiteit Brussel, Belgique

⁽⁸⁾ Orthopédie, ULB, Belgique

MOTS-CLÉS : Base de données, feuille de données, outils partagés, Database, Data mining, Shared infrastructure, Serious gaming, ICT4Rehab.

INTRODUCTION : L'infirmité motrice cérébrale (IMC) fait partie des ces atteintes dont l'étiologie complexe est sans doute une des causes primaires des approches très diverses adoptées dans différents centres hospitaliers pour l'anamnèse du patient IMC, des tests cliniques et analyses de mouvements effectués, ainsi que de la prise de décision par rapport à la meilleure approche thérapeutique à offrir aux patients. Cette diversité pose un problème pour l'échange d'informations et de données.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : Le projet ICT4Rehab (www.ICT4Rehab.org) est un projet multidisciplinaire financé par la région bruxelloise. ICT4Rehab développe une plateforme technologique permettant d'adresser certains des problèmes susmentionnés. La plateforme, dont un premier prototype sera disponible en Janvier 2013, inclut la possibilité à plusieurs centres hospitaliers de sauvegarder les données de leurs patients sur un serveur partagé de données, y compris les données d'analyse de mouvements. Un accès sécurisé à ces données permet ensuite aux cliniciens ou chercheurs de comparer les données d'un patient particulier avec des groupes de patients ou de populations normales. Cette comparaison est effectuée par des méthodes dites de « déminage de données » (de l'anglais « data mining »). La représentation des données au sein de la plateforme se fait selon les conventions biomécaniques et cliniques standards. Des données relatives à des outils de rééducation par Serious Gaming sont aussi intégrés.

RÉSULTATS : Les besoins cliniques de plusieurs centres hospitaliers belges ont été intégrés au sein du développement des outils partagés proposés par le projet ICT4Rehab. La base de données actuelles comportent déjà les données de patients de deux centres cliniques bruxellois. Ces données sont accessibles via les outils de déminage intégrés dans le projet pour la production d'un rapport standardisé.

DISCUSSION - CONCLUSION : Le projet ICT4Rehab cherche à agrandir son groupe d'utilisateurs en proposant à tous cliniciens motivés de tester la structure de partage de données développée par le projet, ainsi que les outils de déminage. Les outils de déminage proposés par le projet devront être basés sur une base de données la plus large possible pour l'obtention de résultats cliniques probants. Ceci afin d'augmenter la communication entre centres cliniques et la relevance des résultats statistiques.

Déficits fonctionnels chez les patients avec une entorse de cheville.

IM. PUNT^(1,2), JL. ZILTENER⁽³⁾, S. ARMAND⁽⁴⁾, M. LAIDET⁽⁴⁾, L. ALLET^(1,2)

⁽¹⁾ Haute Ecole de Santé, HES-SO, filière de physiothérapie, Genève, Suisse

⁽²⁾ Hôpitaux Universitaires de Genève, Direction des soins, Genève, Suisse

⁽³⁾ Hôpitaux Universitaires de Genève, Unité de Médecine Physique et Réadaptation Orthopédique, Département de Chirurgie, Genève, Suisse

⁽⁴⁾ Hôpitaux Universitaires de Genève, Laboratoire de Cinésiologie Willy Taillard, Genève, Suisse

MOTS-CLÉS : Entorse de cheville, fonctions, analyse de la marche.

INTRODUCTION : Une entorse de cheville est l'une des blessures les plus fréquentes chez les sportifs [1]. La persistance d'une mobilité articulaire réduite et d'un manque de force musculaire de la cheville pourrait perturber le niveau d'activité physique de ces patients. Afin d'optimiser les traitements, il est important d'identifier les déficits fonctionnels chez ces patients et d'évaluer leur influence sur les activités quotidiennes comme par exemple la marche. Le but de cette étude est de déterminer les déficits fonctionnels persistants 4 semaines après une entorse de cheville et d'identifier l'influence de ces déficits fonctionnels sur les paramètres de la marche.

MATÉRIELS ET MÉTHODES : Trente patients avec une entorse de cheville de grade I ou II ont été inclus dans cette étude. Une évaluation clinique a été effectuée quatre semaines après leur entorse de cheville afin d'évaluer les paramètres fonctionnels (force, mobilité, œdème, douleur). Ces patients et 15 sujets sains ont ensuite eu une évaluation de la marche à une vitesse de marche confortable sur une distance de 10 mètres. Les paramètres spatio-temporels, la cinétique et la cinématique de la marche ont été estimés à partir du système VICON et corrélés avec les paramètres fonctionnels des patients.

RÉSULTATS : La force musculaire et la mobilité articulaire du côté lésé sont significativement inférieures à celles du côté non lésé ($P < 0.01$). Les patients avec une entorse de cheville ont une vitesse de marche, une longueur du pas et une durée de phase d'appui inférieures à celles des sujets contrôles ($P < 0.05$). Ils ont également une réduction et un retard de la flexion maximale plantaire, et une diminution de la puissance maximale et du moment maximal ($P < 0.05$). La force musculaire et la mobilité articulaire sont corrélées aux paramètres spatio-temporels, tandis que la douleur est corrélée aux paramètres spatio-temporels et à la cinétique ($P < 0.05$).

DISCUSSION - CONCLUSION : Les paramètres fonctionnels de la cheville et les paramètres de marche restent perturbés quatre semaines après une entorse de la cheville.

Les cliniciens doivent identifier les déficits fonctionnels des patients et être attentifs au fait que la restauration complète des fonctions musculaires et des fonctions associées semble être importante pour garantir le retour à une marche normale et prévenir le risque de récurrence.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Fong, D.T., et al., A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med*, 2007. 37(1): p. 73-94.

Apports de l'analyse de mouvements pour une commande par intention.

P. ABELLARD

Université du Sud
Toulon, France

MOTS-CLÉS : Analyse de mouvements, intention, conduite assistée.

INTRODUCTION : Pour optimiser la conduite assistée d'un fauteuil roulant électrique par une personne handicapée, il est possible d'exploiter l'analyse de ses mouvements. En effet, il existe des paramètres invariants qui témoignent de ses intentions. Ils peuvent alors être pris en compte en complément des moyens classiques de commande.

MATÉRIEL ET MÉTHODE : L'étude a été réalisée en utilisant un simulateur de navigation créé pour aider le patient et son équipe médicale (1,2). L'analyse des mouvements est effectuée à partir d'une caméra fixée à l'avant du fauteuil. Le traitement temps réel des images est réalisé par algorithmes parallèles modélisés par Réseaux de Petri.

RÉSULTATS : Parmi toutes les expérimentations réalisées, nous avons choisi de présenter les résultats d'une étude portant sur les mouvements de la tête, du regard et de la main pour en évaluer l'importance par rapport à ceux du fauteuil (plus particulièrement, sa vitesse). Ces 4 informations constituent les entrées d'un contrôleur flou qui fournit en sortie une quantification de l'intention du patient. Cette intention obtenue est comparée à posteriori avec son intention déclarée afin de porter un jugement sur la validité des règles floues utilisées.

DISCUSSION - CONCLUSION : Après analyse des résultats pour chaque paramètre individuellement et de leurs combinaisons multiples (par 2 puis 3 puis 4), il s'avère que le paramètre le plus influent est le mouvement du regard. Lorsqu'il s'accompagne d'un mouvement de la tête, l'intention du patient d'effectuer un mouvement est pratiquement affirmée et détermine ainsi l'intention préalable (représentation mentale de ce que le patient veut faire). Les 2 autres paramètres (les mouvements de la main et la vitesse du fauteuil) interviennent davantage dans l'intention en actions (supervision de la réalisation de l'action au niveau macroscopique) et dans l'intention motrice (contrôle du déroulement de l'action) (3). Ces éléments viennent compléter les systèmes de commandes classiques.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] I. Randria : *De la planification de trajectoires à l'aide à la décision pour la navigation autonome et assistée en fauteuil roulant électrique. Application au projet ISIDORE. Thèse Doctorat, Université Toulon, 2008.*

[2] P. Abellard, I. Randria, A. Abellard, M. Ben Khelifa, P. Ramanentsizehena : *Electric Wheelchair Navigation Simulators : Why, when, how ? Mechatronic Systems Applications. Intech Ed. pp 161-186, 2010.*

[3] E. Pacherie : *The content of intentions. Mind and Language, 15, pp 400-432, 2000.*

Sofamea



remercie ses partenaires :

ALLERGAN

BIOMETRICS

CODAMOTION

COLOPLAST

DAI

DIRAME

LION SYSTEMS

MEDICAPTEURS France

MEDIMEX

MEDITEC

MEDTRONIC

NUTRICIA

ORTHOMEDICO

ORTHOPEDIE KOHNEN

OTTOBOCK

PFIZER

SMITH MEDICAL

TEA