

XV^o congrès Sofamea 2016

Brest 28 et 29 janvier


UBO
université de bretagne
occidentale

Livre des résumés

*Faculté de Médecine
22 avenue Camille Desmoulins
Brest*

*Société francophone d'analyse
du mouvement de l'enfant et de l'adulte*

Programme

| | Mercredi 27 janvier 2016 | Jeudi 28 janvier 2016 | Vendredi 29 janvier 2016 |
|-------------|--|--|-----------------------------------|
| | Journée Satellite | Journée Thématique | Journée Communications |
| 07:30-08:00 | | Accueil des participants | Accueil des participants |
| 08:00-08:30 | | Mots de bienvenue | Session Orale 01 |
| 08:30-09:00 | | Pr Valérie Burdin Pr Ilse Jonkers | <i>Paralysie Cérébrale</i> |
| 09:00-09:30 | | | Session Orale 02 |
| 09:30-10:00 | | | <i>MPR / Chirurgie</i> |
| 10:00-10:30 | Accueil des participants | Présentation Poster n°1 à 6 | Café |
| 10:30-11:00 | SYMPOSIUM Allergan | Café | Session Orale 03 |
| 11:00-11:30 | <i>Dr Emmanuelle Chaléat Valayer</i> | Pr Wafa Skalli Pr William Taylor | <i>Outils / Méthodes</i> |
| 11:30-12:00 | SYMPOSIUM Allergan | | Session Orale 04 |
| 12:00-12:30 | <i>Mme Céline Bonnyaud</i> | | <i>Marche / Station érigée</i> |
| 12:30-13:00 | Repas | Repas | Repas Assemblée générale |
| 13:00-13:30 | | Visite des stands | Visite des stands |
| 13:30-14:00 | | Visite des posters | Visite des posters |
| 14:00-14:30 | SYMPOSIUM MEDTRONIC | M. Bhushan Borotikar M. Patrick Salvia | Session Orale 05 |
| 14:30-15:00 | <i>Pr Olivier Rémy-Néris, Dr Gérard Le Claire, Dr Mickaël Dinomais</i> | | <i>Membre supérieur / Tronc</i> |
| 15:00-15:30 | SYMPOSIUM MEDIMEX | Présentation Poster n°7 à 13 | Session Orale 06 |
| 15:30-16:00 | <i>Isocinétique et Spasticité</i> | | <i>Mouvement non pathologique</i> |
| 16:00-16:30 | Café | Café | Remise des prix - Clôture |
| 16:30-17:00 | Commissions des ingénieurs Commission des paramédicaux | Table ronde. Transfert | |
| 17:00-17:30 | | technologique immédiat de l'imagerie | |
| 17:30-18:00 | | médicale vers les applications cliniques ? | |
| 18:00-18:30 | Activités sociales | | |
| 18:30-19:00 | | | |
| 19:00-19:30 | | | |
| 19:30-20:00 | Conseil d'administration | Soirée de gala | |
| 20:00-20:30 | | | |
| 20:30-21:00 | | | |
| 21:00-21:30 | | | |
| 21:30-22:00 | | | |



Editorial

Comité d'organisation

Président

O. Rémy-Néris

Membres

S. Brochard

J. Leboucher

M. Lempereur

M. Thiébaud

P. Sanchez

Comité scientifique

V. Achache

S. Armand

C. Beyeart

B. Beyer

C. Boulay

S. Brochard

F. Chantraine

L. Chèze

R. Darmana

G. de Coulon

E. Desailly

R. Dumas

R. Gross

E. Hutin

F. Leboeuf

F. Marin

D. Pradon

E. Viehweger

La **SOFAMEA** (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte) et le comité d'organisation de ce quinzième congrès de la SOFAMEA sont heureux de vous accueillir à Brest les 27, 28 et 29 janvier 2016. Après une journée satellite dont le thème est l'amélioration du mouvement par les traitements de la spasticité, nous avons souhaité centrer notre journée thématique autour de l' « **Imagerie médicale et modélisation musculo-squelettique. Applications, limites et perspectives** ». Les évolutions de l'imagerie médicale sont à l'origine de nombreux progrès quant à la personnalisation des calculs biomécaniques et une meilleure compréhension de la relation forme fonction. Au cours de la troisième journée nous échangerons autour de nos productions scientifiques qui sont le témoin du dynamisme de chacune de nos équipes.

Alors : « Degemer Mat e Pen Ar Bed » (Bienvenue en Finistère pour ceux qui n'auraient pas un fond de culture bretonne...). Nous vous souhaitons à toutes et à tous un excellent congrès !

Pour le comité d'organisation
Olivier Rémy-Néris

Sommaire

| | |
|---|-----------|
| JOURNÉE SATELLITE | 5 |
| TRAITEMENT DE LA SPASTICITÉ ET MOUVEMENT..... | 5 |
| JOURNÉE THÉMATIQUE | 10 |
| IMAGERIE MÉDICALE ET MODÉLISATION MUSCULO-SQUELETTIQUE. APPLICATIONS, LIMITES ET PERSPECTIVES | 10 |
| TABLE RONDE | 17 |
| TRANSFERT TECHNOLOGIQUE IMMÉDIAT DE L'IMAGERIE MÉDICALE VERS LES APPLICATIONS CLINIQUES..... | 17 |
| JOURNÉE COMMUNICATIONS LIBRES..... | 19 |
| PARALYSIE CÉRÉBRALE..... | 19 |
| MPR / CHIRURGIE..... | 26 |
| OUTILS / MÉTHODES | 32 |
| MARCHE / STATION ÉRIGÉE | 39 |
| MEMBRE SUPÉRIEUR / TRONC | 46 |
| MOUVEMENT NON PATHOLOGIQUE | 53 |
| POSTERS..... | 59 |

JOURNÉE SATELLITE

Traitement de la spasticité et mouvement

| | |
|---|---|
| SYMPOSIUM ALLERGAN : AMÉLIORATION DU MOUVEMENT APRÈS TOXINE CHEZ L'ENFANT <i>Dr Emmanuelle CHALEAT VALAYER (1)</i> | 6 |
| SYMPOSIUM ALLERGAN : AMÉLIORATION DU MOUVEMENT LORS D'UN PROGRAMME COMBINÉ DE TOXINE BOTULIQUE ET D'AUTORÉÉDUCATION <i>Céline BONNYAUD (1, 2), Didier PRADON (1, 2), Nicolas ROCHE (1, 2)</i> | 7 |
| SYMPOSIUM MEDTRONIC : QU'APPORTE L'INFUSION INTRATHÉCALE DE BACLOFEN CHEZ LES SUJETS SPASTIQUES ? <i>Pr Olivier REMY-NERIS (1, 2, 3), Dr Gérard LE CLAIRE (4), Dr Mickaël DINOMAIS (5)</i> | 8 |
| SYMPOSIUM MÉDIMEX : ÉVALUATION DE LA MESURE DE LA SPASTICITÉ PAR TEST PENDULAIRE SUR MATÉRIEL ISOCINÉTIQUE <i>Christophe BEUSTE (1), Grégory MOUROT (1)</i> | 9 |

Symposium Allergan : Amélioration du mouvement après toxine chez l'enfant

Dr Emmanuelle CHALEAT VALAYER (1)

1. Centre Médico-Chirurgical de Réadaptation des Massues, Lyon, France

Résumé

La paralysie cérébrale (PC) est la cause la plus fréquente des déficiences motrices de l'enfant affectant entre 2,08 et 3,60 enfants pour 1000 naissances en Europe et aux Etats Unis [1]. La PC est une pathologie non évolutive mais n'en représente pas moins une pathologie progressive du fait de la croissance. Classiquement, on décrit les anomalies primaires qui résultent directement de la lésion cérébrale, avec notamment les troubles moteurs dont les troubles du tonus musculaire, puis du fait de la croissance les complications secondaires avec les rétractions musculaires et les déformations osseuses, et les complications tertiaires qui sont les compensations posturales mises en place.

Parmi l'arsenal thérapeutique, les injections focales de toxine botulinique A (TBA) utilisées depuis des décennies dans de nombreuses pathologies en neurologie ont eu un essor important chez l'enfant PC depuis les années 1980. La TBA a démontré sa sécurité et son efficacité pour réduire les troubles du tonus (spasticité, dystonie) et elles sont actuellement reconnues comme le traitement de référence de la spasticité au niveau des membres inférieurs (MI) et des membres supérieurs (MS) chez l'enfant PC [2, 3, 4, 5]. La démarche thérapeutique par contrat d'objectifs est fondamentale mais pour juger de l'efficacité des injections focales de TB et optimiser les résultats dans la PC, les cliniciens doivent bénéficier d'une expertise dans l'application de toutes les modalités du traitement de l'altération des structures anatomiques à la participation [6].

Pour le MI et la marche, la description des schémas de marche par Graham et Rodda chez l'hémiplégique et le diplégique avec la prise en considération des troubles sagittaux mais aussi frontaux a révolutionné la réflexion thérapeutique. Les preuves dans la littérature de l'efficacité des injections de TB pour l'amélioration de la marche sont conséquentes avec l'utilisation d'outils d'évaluations fiables tels que l'AQM (analyse quantifiée du mouvement). En routine clinique, des outils tels que la vidéo avec et sans appareillage sont indispensables pour toute discussion d'amélioration fonctionnelle.

Pour le MS, la problématique est complexe car à l'inverse du MI il y a une grande variation de l'atteinte avec un fort impact des troubles associés (trouble sensitif, cognitif) dans l'utilisation fonctionnelle du MS. Il y a également une grande diversité des tâches réalisées par le MS à l'inverse du MI (la marche étant une activité cyclique), et enfin une grande variation des objectifs du traitement aux MS. L'analyse est donc difficile et impose l'utilisation de nombreux outils d'évaluations spécifiques aux tâches étudiées, aux âges des enfants et aux objectifs du traitement. Dans la littérature, il est maintenant acquis qu'il y a un haut niveau d'évidence que les injections de TBA associées à la prise en charge en ergothérapie améliore la fonction motrice et l'activité versus ergothérapie seule et versus TBA seule [7,8].

Nous illustrerons à ravers plusieurs cas cliniques des stratégies thérapeutiques et des résultats des injections de TBA sur le devenir fonctionnel neuro-moteur des enfants PC tant au MI qu'au MS. Nous soulignerons toutefois qu'une vigilance accrue doit être portée sur plusieurs éléments : - la description précise des troubles du tonus musculaire (dystonie, spasticité tonique ou phasique) qui permet de mieux comprendre la variabilité de la réponse thérapeutique en termes de durée d'action et d'efficacité, - le dépistage et l'analyse difficile des compensations qui ne doivent pas être traités par les injections de TBA, - la prise en charge associée rééducative et appareillage indispensable pour potentialiser le traitement et lutter contre les anomalies secondaires et tertiaires, en soulignant que l'appareillage doit répondre à un cahier des charges précis impliquant une expertise biomécanique.

[1] Odging E, et al. The epidemiology of cerebral palsy: Incidence, impairments and risk factors. *Disability Rehab* 2006;28:183–191.

[2] Novak I., McIntyre, S., Morgan C., Goldsmith S. A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Developmental medicine and child neurology* 2013: 885-910

[3] Molenaers G, Desloovere K, Eyssen M, De Cat J, Jonkers I, De Cock P (1999). Botulinum toxin type A treatment of cerebral palsy : an integrated approach. *Eur J Neurol* ; 6 (suppl 4) : S51-S57.

4- Heinen F, Desloovere K, Schroeder AS et al. The updated European Consensus 2009 on the use of Botulinum toxin for children with cerebral palsy. *Eur J Paediatr Neurol*. 2010;14(1):45-66.

[5] Chaléat-Valayer E, Parratte B, Colin C et al. A French observational study of botulinum toxin use in the management of children with cerebral palsy: BOTULOSCOPE. *Eur J Paediatr Neurol* 2011; 15(5):439-448.

[6] Preston N, et al. Development of a framework to define the functional goals and outcomes of botulinum toxin A spasticity treatment relevant to the child and family living with cerebral palsy using the International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth. *J Rehabil Med* 2011;43:1010–1015.

[7] Fehlings D, Novak I, Berweck S, Hoare B, Stott NS, Russo RN, Cerebral Palsy Institute. Botulinum toxin assessment, intervention and follow-up for paediatric upper limb hypertonicity: international consensus statement. *Eur J Neurol* 2010; 17 Suppl 2:38-56.

[8] Sakzewski L, Ziviani J, Boyd R Efficacy of Ulimb therapies for unilateral CP: a meta-analysis *Pediatrics*; 2014.

Symposium Allergan : Amélioration du mouvement lors d'un programme combiné de toxine botulique et d'autoéducation

Céline BONNYAUD (1, 2), Didier PRADON (1, 2), Nicolas ROCHE (1, 2)

1. Hôpital Raymond Poincaré, Garches, France

2. Université de Versailles Saint-Quentin en Yveline, France

Résumé

Il existe une dissociation entre les recommandations en phase chronique d'un accident vasculaire cérébral (AVC) qui prônent la continuité d'un entraînement intensif au moins 20 à 60min par jour et, ce que font réellement les patients à domicile. A ce titre, l'auto-prise en charge est recommandée dans les maladies chroniques, mais aucun programme spécifique pour les personnes ayant subi un AVC n'a été proposé à ce jour. Par ailleurs, la toxine botulique est fréquemment utilisée pour améliorer la marche et les fonctions du membre supérieur des patients hémiparétiques, mais l'impact sur les performances fonctionnelles reste débattu. Plusieurs études montrent que l'adjonction d'une thérapie de rééducation (travail actif ou étirement) aux injections de toxine botulique potentialisent les effets de celle-ci. Cependant, nous n'avons pas retrouvé d'étude relatant un programme complet d'auto-rééducation cumulant étirements, renforcement musculaire et exercices fonctionnels pour optimiser les effets des injections de toxine botulique et maintenir les patients hémiparétiques dans une continuité d'auto-rééducation en phase chronique. Nous avons récemment évalué les effets de l'adjonction d'un tel programme ciblant les capacités de marche des patients hémiparétiques dans une étude randomisée contrôlée (Roche 2015). Un groupe expérimental de 19 patients devait réaliser des exercices d'auto-rééducation à domicile ciblant le membre inférieur et la marche (étirements, renforcement et exercices fonctionnels) pendant 30min par jour, 7 jours sur 7, pendant un mois à la suite des injections de toxine botulique tandis qu'un groupe contrôle bénéficiait des injections de toxine botulique sans programme d'auto-rééducation. Les résultats montraient une amélioration significativement plus importante pour le groupe expérimental pour la vitesse de marche maximale sur 10m, le test de 6 minutes modifié (dans sa portion avec obstacles) et la montée et descente des escaliers. De plus, les patients du groupe expérimental ont suivi leur programme d'auto-rééducation avec assiduité et s'avéraient très satisfaits. Cette étude a incité le développement d'un livret d'auto-rééducation comprenant des exercices d'étirement, de renforcement musculaire et des exercices fonctionnels répondant aux besoins des patients hémiparétiques, pour le membre supérieur et le membre inférieur. Ce livret, ayant bénéficié du soutien des laboratoires Allergan, est actuellement disponible.

Symposium Medtronic : Qu'apporte l'infusion intrathécale de baclofen chez les sujets spastiques ?

Pr Olivier REMY-NERIS (1, 2, 3), Dr Gérard LE CLAIRE (4), Dr Mickaël DINOMAIS (5)

1. CHRU de Brest, Service de Médecine Physique et Réadaptation, Brest, France
2. LaTIM INSERM U1101, Brest, France
3. Université de Bretagne Occidentale, Brest, France
4. CMRRF de Kerpape, Ploemeur, France
5. LUNAM, Université d'Angers, Département de Médecine Physique et de Réadaptation, CHU Angers & Centre de rééducation les Capucins ANGERS, F- 49933 France

Résumé

Le baclofène intrathécal est un moyen puissant de réduction de l'hypertonie spastique sans distinction d'étiologie. Ses indications princeps (décrites dès les années 1980 par Penn et Croin) concernent les patients ayant peu de mobilité et principalement ceux confinés au fauteuil roulant afin de supprimer leurs spasmes et faciliter les activités de la vie quotidienne comme la toilette, l'habillage ou la station au fauteuil. Pourtant, la réduction importante, permanente et durable de l'hypertonie spastique par le baclofen intrathécal est un effet souvent recherché et rarement atteint par un traitement médicamenteux surtout lorsque l'hypertonie est diffuse sur un ou plusieurs membres. Cette modalité thérapeutique nécessite toutefois des précautions spécifiques dans sa mise en œuvre principalement lorsqu'elle concerne des sujets marchants. Au cours de cette session les aspects de test pharmacologique afin de vérifier la pertinence du traitement mais aussi l'amélioration tant de la marche de la mobilité des membres supérieurs (chez l'enfant) seront abordés au travers de cas cliniques pratiques et d'éléments de revue de la littérature.

L'injection intrathécale directe de Baclofène a été proposée dès 1984 par Penn dans le traitement des spasticités sévères, chroniques et diffuses d'origine médullaire. Cette technique a été introduite en France par LAZORTHEs et de nombreux travaux ont été publiés démontrant l'efficacité et la fiabilité de ce traitement.

Les indications initialement limitées aux hypertonies musculaires et spasmes d'origine spinale s'étendent aujourd'hui aux atteintes cérébrales et reposent sur l'existence d'une spasticité multi-focale gênante, résistante aux thérapeutiques classiques. Les recommandations récentes des sociétés savantes ont permis de clarifier la place des traitements pharmacologiques en regard des niveaux de preuve, mais aussi de préciser les algorithmes et les arbres décisionnels par pathologie.

Les travaux spécifiques concernant l'adulte spastique marchant, par affection ou lésion traumatique spinale et cérébrale sont peu nombreux avec des résultats souvent controversés. Les domaines les plus précisés concernent l'hémiplégie vasculaire et plus récemment les paralysies spastiques héréditaires. Ainsi, les critères de sélection clinique et les modalités des tests pré-implantatoires (bolus, perfusion continue) méritent d'être confirmés.

Au demeurant, les résultats fonctionnels semblent conditionnés par des posologies journalières très progressives afin de ne pas engendrer de perte de la marche. Il n'existe pas de conclusion unanime concernant le mode de programmation. Les effets indésirables et les complications dont la fréquence est variable sont le plus souvent réversibles.

Symposium Médimex : Evaluation de la mesure de la spasticité par test pendulaire sur matériel isocinétique

Christophe BEUSTE (1), Grégory MOUROT (1)

1. Médimex, 1 allée Alban Vistel, 69110 sainte Foy Lès Lyon, France

Résumé

La spasticité est définie comme un dysfonctionnement moteur caractérisé par une exagération vitesse dépendante du réflexe tonique d'étirement, accompagnée d'une vivacité des réflexes ostéo-tendineux [1].

Si cette définition pourtant restrictive, est maintenant largement acceptée, la quantification des phénomènes qu'elle implique reste problématique. Il existe de nombreuses techniques instrumentales ayant pour but la mesure de la spasticité. Elles ont comme point commun de mesurer la résistance survenant lors d'un étirement passif à vitesse rapide du muscle étudié.

Par ailleurs, la spasticité reste un phénomène remarquable par sa variabilité au cours du temps chez un sujet donné (en fonction du stress, du bruit, de la température ambiante, etc...), ce qui explique la difficulté à élaborer une méthode d'évaluation objective et fiable.

D'autres facteurs sont susceptibles de majorer cette spasticité, comme la vitesse angulaire, l'amplitude et la répétition du mouvement actif ou passif. La quantification de la spasticité nécessite donc la possibilité de pratiquer plusieurs mesures facilement reproductibles dans des conditions standards.

Dans ce contexte, du fait de leur principe de fonctionnement permettant d'imposer un mouvement angulaire à vitesse constante, de leur précision et des conditions standardisées d'examen, les systèmes isocinétiques ont naturellement été proposés comme moyen d'évaluation quantitative de la spasticité.

L'objet de notre présentation se concentrera sur la mesure biomécanique de la spasticité du quadriceps réalisée en mode passif sur matériel isocinétique.

Il s'agit d'une technique bien connue, dérivée du test pendulaire, qui possède l'avantage d'avoir déjà été validée en démontrant sa corrélation aux mesures cliniques (échelle d'Ashworth) chez l'hémiplégique adulte présentant une spasticité chronique [2, 3, 4, 5]

Dans la pratique, le sujet est assis ou allongé, le membre inférieur atteint est positionné en extension dans le bras mobile de la machine qui est initialement bloqué puis mobilisé par le dynamomètre, à l'insu du patient. La flexion passive du genou est effectuée à différentes vitesses.

Sous ce mode, on considère que le pic de couple maximum pour un mouvement donné correspond à la résistance maximale qu'oppose le groupe musculaire étiré [6].

Pour compléter cette évaluation quantitative, il est aussi intéressant de prendre en compte l'angle d'apparition du pic de couple mesuré. L'enregistrement simultané EMG de surface vient très souvent compléter les mesures mécaniques précédemment décrites tant pour attester en pré-test du bon relâchement musculaire que pour quantifier au cours du test l'importance du réflexe d'étirement évoqué au niveau du muscle cible.

Le test pendulaire sur machine isocinétique est intéressant car facile à réaliser, ne demandant qu'une coopération minimale de la part du patient. Il permet de tester également les sujets très déficitaires ou très spastiques, ce que n'offrent pas les techniques nécessitant une mobilisation active de la part du sujet. De telles mesures peuvent être répétées dans des mêmes conditions standards et garantissent une étude comparative de la spasticité dans le temps chez un même patient. Elles aident le médecin à adapter les doses d'une éventuelle médication antispastique.

La sensibilité au changement de ce test paraît meilleure que celle des échelles cliniques [7].

Toutefois elle présente comme principales limites d'être plus longue à réaliser et d'être limitée au quadriceps si on veut respecter une installation simple et confortable du patient [8,9].

[1] Lance JW et al. Year Book, Chicago 1980, 1985-203

[2] Bohannon Rw, Phys Ther. 67(5) :659-661

[3] Badj T, Bowmant B, J Biomed Engl.4 : 90-96, 1982

[4] Mehrholz J, et al. Clin Rehabil 2005 :19 (7) : 751-9

[5] Bonnyaud C et al. KS n°507 février 2010

[6] Dehail P et al. XXVIII Entretiens de médecine physique et de réadaptation, Montpellier 2000 : 27-30

[7] Brar SP et al. Arch Phys Med Rehab 1991 ; 72 (3) : 186-189

[8] Chauvière C et al. Ann. Kinésithér. 1997, y.24, n°1. Pp. 21-27

[9] Dupont L et al. Actualités en MPR 1999.

JOURNÉE THÉMATIQUE

Imagerie médicale et modélisation musculo-squelettique. Applications, limites et perspectives

| | |
|---|----|
| MODÉLISATION DES FORMES ANATOMIQUES. APPLICATIONS BIOMÉCANIQUES <i>Pr Valérie BURDIN (1, 2)</i> | 11 |
| USE OF SUBJECT-SPECIFIC MODELING AND DYNAMIC SIMULATIONS OF GAIT: APPLICATION TO THE EFFECT OF FEMORAL DEFORMITY ON GAIT PERFORMANCE IN CHILDREN WITH CP <i>Pr Ilse JONKERS (1)</i> | 12 |
| MODÉLISATION 3D DU RACHIS. TECHNIQUES ET IMPLICATIONS TECHNIQUES <i>Pr Wafa SKALLI (1)</i> | 13 |
| KNEE KINEMATICS: FLUOROSCOPIC TECHNIQUES FOR ASSESSING JOINT MOTION <i>Pr William TAYLOR (1)</i> | 14 |
| IRM DYNAMIQUE. POTENTIELS ET APPLICATIONS À LA PATHOLOGIE FÉMORO-PATELLAIRE <i>Bhushan BOROTIKAR (1, 2)</i> | 15 |
| MODÈLES MUSCULO-SQUELETTIQUES PERSONNALISÉS POUR UNE MEILLEURE COMPRÉHENSION DES TROUBLES LOCOMOTEURS <i>Patrick SALVIA (1, 2), Benoit BEYER (1, 2), Victor SHOLUKHA (1, 2), Serge VAN SINT JAN (1, 2)</i> | 16 |

Modélisation des formes anatomiques. Applications biomécaniques

Pr Valérie BURDIN (1, 2)

1. Telecom Bretagne, Brest

2. LaTIM INSERM U1101, Brest France

Résumé

Dans les applications cliniques, une meilleure prévention, un meilleur diagnostic et des évaluations de suivi ont un impact direct sur les thérapies de réadaptation ou de chirurgies. Concernant les maladies du système musculo-squelettique, la présentation montre comment l'imagerie 3D contribue à augmenter la qualité de l'analyse de mouvement grâce à : i) la connaissance de l'anatomie du patient, ii) l'exactitude de la cinématique, iii) la mesure de la qualité du mouvement estimé et iv) le développement ou l'utilisation de nouveaux protocoles et systèmes d'acquisition de données.

D'un point de vue méthodologique, nous proposons de combiner différents aspects du traitement d'images (la segmentation, la modélisation, le recalage) afin de prendre en compte les deux volets anatomiques et fonctionnels de l'analyse de mouvement, ce que nous appelons l'approche morpho-fonctionnelle.

La ligne directrice de ce travail est d'illustrer cette synergie, tout en offrant des contributions originales en filtrage anisotrope 3D, modélisation de courbes et de surfaces, modèles statistiques de formes, recalage robuste 3D multi-objets, recalage 2D / 3D, développement d'indices de cohérence articulaire, utilisation de différents systèmes d'imagerie (IRM, radiographie EOS, caméras Temps de vol) ou l'analyse de mouvement (Vicon) à travers des protocoles innovants..

Use of subject-specific modeling and dynamic simulations of gait: application to the effect of femoral deformity on gait performance in children with CP

Pr Ilse JONKERS (1)

1. Human movement biomechanics, kinesiology department, KU Leuven, Belgique

Résumé

Children with cerebral palsy (CP) present primary muscular disorders, such as aberrant selective muscle control, muscle weakness and muscle spasticity that interfere with normal locomotion. With aging, these children often present secondary problems such as muscle contracture and bony deformities. The most common bony deformities of the femur are an increased anteversion angle (FA) and increased neck-shaft angle (NSA). As a consequence of both primary and secondary problems, children with CP often present aberrant gait patterns. This gait pattern is often characterized by a crouched position, consisting of excessive hip and knee flexion, hip adduction and internal rotation.

This walking pattern is extremely inefficient and imposes abnormal stresses and strains on the developing bones. As bone naturally adapts to loading conditions, the excessive physiological load imposed by the pathological gait characteristics may, at least partially, contribute to lower limb bone deformities. Furthermore, the extent to which aberrant musculoskeletal geometry and CP gait characteristics modify muscular control of the hip and knee muscles and therefore its role in the specific gait characteristics of children with CP was not yet extensively investigated.

In our research group, we have used generic and personalized, MRI-based musculoskeletal modeling in combination with dynamic simulations of motion to investigate the role of proximal femoral deformity and gait kinematics on gait performance in diplegic CP children. More specific, we investigated the effect of proximal femoral deformity on (1) hip joint loading using joint reaction analysis as well as on (2) muscle control of hip and knee joint kinematics and pelvis orientation using induced acceleration analysis in Opensim (Delp et al, 2007).

With respect to musculoskeletal loading, the results of this simulation study support a relation between aberrant femoral geometry and joint loading during pathological/normal gait. A compensatory effect of altered gait kinematics on joint loading is found: The combination of aberrant bone geometry and CP-specific gait characteristic reduce HCF compared to normal gait kinematics, but drastically impairs the loading direction with HCF being orientated more vertically and anteriorly compared to normal gait. These alterations correspond to loading directions that maintain/reinforce the proximal femoral deformity.

With respect to muscle control, the results show that the combination of aberrant bone geometry and CP-specific gait characteristics beneficially increased the potentials of gluteus medius and maximus to control the hip and knee extension. In contrast, the potentials of the hamstrings muscles to extend the hip decreased but these to flex the knee increased.

In conclusion, these studies emphasize the concomitant effect of the presence of proximal femoral deformity and CP gait characteristics on musculoskeletal loading and muscle control of pelvis orientation and hip and knee joint kinematics. Both studies highlight the need to account for subject-specific geometry in the musculoskeletal models to evaluate gait function in children with CP presenting proximal femoral deformity.

Modélisation 3D du rachis. Techniques et implications techniques

Pr Wafa SKALLI (1)

1. Institut de biomécanique humaine Georges Charpak, Paris, France

Résumé :

Knee kinematics: fluoroscopic techniques for assessing joint motion

Pr William TAYLOR (1)

1. Institute for Biomechanics, ETH Zurich, Suisse

Résumé :

IRM Dynamique. Potentiels et applications à la pathologie fémoro-patellaire

Bhushan BOROTIKAR (1, 2)

1. Telecom Bretagne, Brest

2. LaTIM INSERM U1101, Brest France

Résumé

Normal human movement is an outcome of a healthy musculoskeletal system. Most of the known pathologies like neurological diseases (Cerebral Palsy), asymptomatic joint disorders (patello-femoral pain), neuro-degenerative disorders (Parkinson's disease), non-communicable diseases (diabetes), osteoarthritis (OA), etc. adversely affect human musculoskeletal system and impair its functionality. The underlying disease could be anything, but from a functional perspective, abnormal or altered musculoskeletal mechanics is hypothesized to be a root cause of various disorders leading to painful joints and degraded lifestyle. Since the movement of our musculoskeletal system itself is a dynamic phenomenon, understanding an accurate and reliable measurement of *in vivo* or functional kinematics and mechanics of musculo-skeletal joint is necessary to treat abnormal pathologies using evidence based information. Magnetic Resonance imaging (MRI), being a non-invasive and non-ionizing technique for the study of musculo skeletal joint, provides anatomical details of soft tissues in both static and dynamic settings. Although static MRI sequences are predominantly used as a clinical diagnostic tool in understanding bone and tissue pathology, dynamic MRI sequences to study and quantify functional joint motion are not yet implemented as the means of standard clinical care in the treatment of musculoskeletal disorders.

Dynamic MRI technique was originally developed for cardiovascular imaging to quantify blood flow and to study heart valve functions. These dynamic MRI sequences were subsequently applied to musculoskeletal system to quantify its motion and joint mechanics. As more dynamic sequences are being developed, traditional musculoskeletal modeling is becoming more and more image-based that relies heavily on dynamic imaging data. In this keynote, we will focus on specific issues of joint disorders (patella-femoral pain) and how these can be addressed using currently available dynamic MRI techniques. Sixty-five percent of individuals with symptomatic knee OA suffer from patella-femoral OA, making it the most frequently affected compartment of the knee joint. In order to effectively understand the pathogenesis of OA and optimally treat the diseased joint, it is crucial to establish the *in vivo* biomechanical pathway that connects altered physiological forces to PF pain and, ultimately, to OA. The goal of this study was to establish normative *in vivo* contact mechanics of PF joint in healthy volunteers and compare it with individuals with PF pain using Cine-phase-contrast dynamic MRI technique. Other techniques developed at LaTIM will also be discussed during this keynote.

Modèles musculo-squelettiques personnalisés pour une meilleure compréhension des troubles locomoteurs

Patrick SALVIA (1, 2), Benoit BEYER (1, 2), Victor SHOLUKHA (1, 2), Serge VAN SINT JAN (1, 2)

1. Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogenèse (LABO)

2. Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

Résumé

Le système musculo-squelettique (SMS) est l'un des principaux systèmes anatomiques du corps humain. Les rôles/ relations des 1200 composants individuels le caractérisant (os, articulations, fascias, muscles, etc.) laisse encore beaucoup d'incertitudes. Dans le domaine de la biomécanique, modéliser n'est pas une simple mise en équation de l'observation, mais plutôt comprendre ce qu'on ne voit pas, deviner, sous le visible, les « logiques » sous-jacentes nous amenant souvent à développer des modèles évolutifs, « bricolés », mathématisé en partie mais laissant la place à un langage anatomique et/ou clinique transposable (ontologie). Dans le champ de l'anatomie fonctionnelle, substrat de notre Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogenèse (LABO), modéliser et/ou simuler aide à la compréhension du système « musculo »-arthro-squelettique en apportant une visualisation / « validation » des relations du squelette en mouvement, substrat à la constitution des modèles dynamiques mais aussi proposer des modélisation du SMS liés à améliorer ou simplement comprendre les méthodes et tests d'évaluation des troubles de l'appareil locomoteur utilisées en clinique par la médecine, la chirurgie et les thérapies manuelles (kinésithérapie et ostéopathie).

Personnaliser la physiologie articulaire, par une fusion de données entre la dissection, l'imagerie médicale, la palpation de repères anatomiques numérisés manuellement et/ou virtuellement, les pressions plantaires, l'analyse de mouvement en utilisant des méthodes de simple et double recalage, permet de rendre compte de la variabilité éventuelle de certains mécanismes considérés comme univoque dans la théorie. En utilisant en outre la FusionBox qui intègre et étend les fonctionnalités de MAF2 (Multimod Application Framework) [1], les travaux effectués au LABO s'intéressent la compréhension du rôle mécanique de certaines structures fasciales ; la cinématique des articulations costovertébrales à différents volumes pulmonaires (normal, mucoviscidose) ; la cinématique multi segment du pied- la cinématique du membre supérieur - la cinématique des doigts lors des prises manuelles. Malgré ces recherches sur le système MS, notre groupe d'anatomistes pense que la modélisation du SMS pourrait bénéficier d'une intégration plus importante de données anatomiques plus complètes (variations musculaires), dans l'idée du Model Base Approach [2,3] qui permettait d'introduire un nombre supplémentaire de DDL au niveau articulaire. Quelques exemples d'applications seront donnés lors de la conférence.

Bibliographie

[1] Viceconti Biomechanics Modeling of the Musculoskeletal Apparatus: Status and Key Issues. 2006 PROCEEDINGS OF THE IEEE, 94, 4.

[2] Sholukha et al. (2013). Model-based approach for human kinematics reconstruction from markerless and marker-based motion analysis systems. Journal of Biomechanics, 46(14):2363-71.

[3] Sholukha et al. (2006). Double-step registration of in vivo stereophotogrammetry with both in vitro 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging. Journal of Biomechanics, 39(11):2087-95.

Table ronde

Transfert technologique immédiat de l'imagerie médicale vers les applications cliniques

TRANSFERT TECHNOLOGIQUE IMMÉDIAT DE L'IMAGERIE MÉDICALE VERS LES APPLICATIONS CLINIQUES ?

Pr Eric STINDEL (1, 2, 3)..... 18

Transfert technologique immédiat de l'imagerie médicale vers les applications cliniques ?

Pr Eric STINDEL (1, 2, 3)

1. CHRU de Brest, Service de Chirurgie Orthopédique, Brest, France
2. LaTIM INSERM U1101, Brest, France
3. Université de Bretagne Occidentale, Brest, France

Résumé

JOURNÉE COMMUNICATIONS LIBRES

Paralysie Cérébrale

EVOLUTION LONGITUDINALE À LONG TERME DE LA MARCHÉ DANS LA PARALYSIE CÉRÉBRALE :
COMPARAISON ENTRE MESURE OBJECTIVE ET PERCEPTION

A. BONNEFOY-MAZURE (1), G. DE COULON (1), P. LASCOMBES (1), S. ARMAND (1)..... 20

PRÉDICTION DE LA MARCHÉ POSTOPÉRATOIRE CHEZ DES ENFANTS ATTEINTS DE PARALYSIE
CÉRÉBRALE

*O. A. GALARRAGA C. (1, 2), N. KHOURI (1, 3), V. VIGNERON (2), B. DORIZZI (4), E.
DESAILLY (1) 21*

VALIDATION DES MÉTHODES D'ESTIMATION DU CENTRE DE LA HANCHE CHEZ LES ENFANTS
SAINS ET ATTEINTS D'INFIRMITÉ MOTRICE CÉRÉBRALE À L'AIDE DU SYSTÈME D'IMAGERIE EOS

*A. ASSI (1, 2, 3), C. SAURET (3), A. MASSAAD (1, 2), Z. BAKOUNY (1), H. PILLET (3), W.
SKALLI (3), I. GHANEM (1, 2, 4)..... 22*

EFFETS DES ORTHÈSES MOLLETS-PLANTES (ANKLE-FOOT ORTHOSES) SUR LA MARCHES DES
ENFANTES PARALYSÉS CÉRÉBRAUX : MÉTA-ANALYSE

M. LINTANF (1), J-S. BOURSEUL (1), P. SALIOU (2), S. BROCHARD (4), C. PONS (3)..... 23

ADAPTATIONS MUSCULAIRES DE LA MARCHÉ EN VIRAGE CHEZ LES ENFANTS À
DÉVELOPPEMENT TYPIQUE ET LES ENFANTS PARALYSÉS CÉRÉBRAUX

*R. GROSS (1,2), F. LEOEUF (1, 4), M. LEMPEREUR (2, 3), S. VIEILLEDENT(2), O. REMY-
NERIS (2, 3)..... 24*

RELATION ENTRE LES PARAMÈTRES LOMBO-PELVIENS ET LA CINÉMATIQUE DE LA MARCHÉ CHEZ
LES ENFANTS ATTEINTS D'INFIRMITÉ MOTRICE CÉRÉBRALE

*A. MASSAAD (1, 2), A. ASSI (1, 2, 3), Z. BAKOUNY (1), C. SAURET (3), N. KHALIL (1), W.
SKALLI (3), I. GHANEM (1, 2, 4)..... 25*

Evolution longitudinale à long terme de la marche dans la paralysie cérébrale : comparaison entre mesure objective et perception

A. BONNEFOY-MAZURE (1), G. DE COULON (1), P. LASCOMBES (1), S. ARMAND (1)

1. Geneva University Hospitals and Geneva University, Geneva, Switzerland.

Résumé

Introduction

La paralysie cérébrale (PC) est un trouble non-évolutif qui peut conduire à des déficiences motrices. Ces déficiences perturbent les activités quotidiennes des patients PC [1]. Quelques études reportent une évolution négative des conséquences de la PC chez l'adulte comprenant une réduction des capacités de marche, une augmentation de la douleur et une augmentation de la fatigue [2,3]. Il manque des données longitudinales objectives à long terme sur l'évolution de la marche des patients PC. Ainsi, les buts de cette étude étaient chez les patients avec PC: 1) d'objectiver l'évolution à long terme de la marche et 2) de déterminer l'influence relative des traitements, de l'intervalle de temps, de l'âge et de la qualité de la marche à la première visite.

Matériel et Méthodes

35 jeunes adultes (âge moyen: 10.6 ± 0.7 ans à la première visite, 20.4 ± 0.7 ans à la seconde visite) avec un GMFCS entre 1 et 3 ont été inclus dans cette étude. Deux analyses quantifiées de la marche ont été réalisées avec un intervalle de temps de 9.8 ± 0.3 ans. Le Gait Deviation Index (GDI) et son évolution ont été calculés. Un test T a été utilisé pour comparer le GDI entre les deux visites. La corrélation de Spearman a été calculée pour évaluer l'association entre l'évolution du GDI, l'intervalle de temps, l'âge et le GDI initial.

Résultats

Le GDI est plus élevé à la seconde visite (79.6 ± 1.9 vs 84.5 ± 2.0 , $p= 0.016$). Basé sur l'évolution du GDI, 54 % des patients se sont améliorés (70% opérés), 23% se sont détériorés (87% opérés) et 23% se sont maintenus (100% opérés). Une corrélation a été trouvée entre l'évolution du GDI et le score initial du GDI ($r = -0.51$, $p < 0.01$). Aucune corrélation significative n'a été trouvée entre l'évolution du GDI, l'âge initial et l'intervalle de temps.

Discussion et Conclusion

L'évolution du GDI sur 10 ans montre une amélioration de la marche des patients indépendamment de l'âge et de l'intervalle de temps entre les deux visites. Les patients avec un GDI faible à la première visite s'améliorent plus que les patients avec un GDI élevé. Enfin, les patients n'ayant pas eu de chirurgie montrent un GDI amélioré contrairement à ceux opérés. Ces résultats nécessitent d'être corroborés sur une base de données plus importante.

Prédiction de la marche postopératoire chez des enfants atteints de paralysie cérébrale



O. A. GALARRAGA C. (1, 2), N. KHOURI (1, 3), V. VIGNERON (2), B. DORIZZI (4), E. DESAILLY (1)

1. Unité d'Analyse du Mouvement, Fondation Ellen Poidatz, St. Fargeau-Ponthierry, France.
2. Laboratoire IBISC, Université d'Evry Val d'Essonne, Evry, France.
3. Hôpital universitaire Necker-Enfants malades, Paris, France.
4. Laboratoire SAMOVAR, Institut Télécom SudParis, Evry, France.

Résumé

Introduction

Les troubles de la marche dans la paralysie cérébrale (PC) sont souvent traités par une chirurgie orthopédique multi-sites [1]. L'objectif de ce travail est de simuler l'effet de ces combinaisons de procédures chirurgicales sur la cinématique postopératoire en fonction de l'état préopératoire du patient et du programme chirurgical.

Matériel et Méthodes

La base de données comprend 134 enfants atteints de PC, opérés, avec au moins une analyse quantifiée de la marche avant et après la chirurgie. Les angles cinématiques des membres inférieurs ainsi que certaines données d'examen clinique ont été considérés. La dimension du vecteur des données préopératoires a été réduite avec une analyse en composantes principales [2]. Pour chaque geste chirurgical (9 au total), un modèle de régression reliant la cinématique postopératoire avec les données préopératoires a été appris par des régressions linéaires et non-linéaires [3]. Les différentes sorties des modèles ont été fusionnées selon les gestes chirurgicaux considérés et la pertinence statistique des modèles pour chaque variable postopératoire. Ces pertinences ont été mesurées par des tests d'indépendance. La performance de la méthode a été évaluée face à trois pseudo-prédicteurs : aucun changement, moyenne et médiane postopératoires.

Résultats

Les erreurs de prédiction moyennes (écart-type entre parenthèses) pour l'antéversion, l'inclinaison et la rotation du bassin; la flexion, l'abduction et la rotation de hanche; la flexion du genou; la flexion dorsale de la cheville et la progression du pied ont été respectivement 5 (4), 3 (2), 6 (4), 6 (4), 4 (2), 9 (7), 9 (6), 7 (5) et 9 (7) degrés. La performance globale a été 20% meilleure que celle du meilleur pseudo-prédicteur.

Discussion et Conclusion

Le système prédit la marche postopératoire des enfants atteints de PC en fonction de leur marche préopératoire, leurs données cliniques et le programme chirurgical. Cela pourrait servir à valider ou à modifier un programme chirurgical, et à montrer au patient le résultat probable du traitement.

Bibliographie

- [1] Gage et al., 2009. The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. MacKeith.
- [2] Jolliffe, 2002. Principal component analysis. Springer.
- [3] Bishop, 2006. Pattern recognition and machine learning.

Validation des méthodes d'estimation du centre de la hanche chez les enfants sains et atteints d'infirmité motrice cérébrale à l'aide du système d'imagerie EOS

A. ASSI (1, 2, 3), C. SAURET (3), A. MASSAAD (1, 2), Z. BAKOUNY (1), H. PILLET (3), W. SKALLI (3), I. GHANEM (1, 2, 4)

1. Faculty of Medicine, University of Saint-Joseph, Beirut, Lebanon
2. Gait lab, SESOBEL, Beirut, Lebanon
3. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France
4. Hôtel-Dieu de France Hospital, Beirut, Lebanon

Résumé

Introduction

La localisation du centre de la hanche (HJC) est indispensable pour l'analyse clinique du mouvement. Différentes méthodes peuvent être utilisées mais leurs validations restent à réaliser chez les enfants sains (TD) et atteints d'infirmité motrice cérébrale (CP). L'objectif de cette étude est d'évaluer la validité des méthodes prédictives et fonctionnelles chez les enfants TD et CP à partir du système EOS [1].

Matériel et Méthodes

10 enfants TD et 9 enfants CP ont réalisé une analyse 3D du mouvement. 6 méthodes d'identification de HJC ont été évaluées de manière bilatérale (38 hanches en tout). Les méthodes prédictives étaient : Plug in Gait, Bell et Harrington [2,3,4]; et les méthodes fonctionnelles : SCoRE, CTT et sphères moindre carrés [5,6]. Tous ont ensuite réalisé une acquisition radiographique biplanaire (EOS®) avec les marqueurs placés sur la peau. Les centres des têtes fémorales ont été considérés comme références pour les centres de hanches. Les distances entre les HJC estimées et la référence ont été calculées et les différences statistiques entre les groupes CP et TD et entre les méthodes ont été testées.

Résultats

Les distances entre les HJC et la référence étaient plus faibles pour les méthodes prédictives que pour les méthodes fonctionnelles. Parmi les méthodes prédictives, aucune différence significative n'a été trouvée entre Bell et Harrington et les variances étaient plus élevées chez les CP que chez les TD (± 13.1 mm vs ± 8.2 mm). Une différence significative a toutefois été relevée avec Bell entre les deux groupes.

Discussion et Conclusion

A notre connaissance, cette étude est la première à se pencher sur la validation des méthodes d'estimation de HJC chez les enfants TD et CP en prenant comme référence un système d'imagerie reconnu comme précis. A l'inverse des résultats chez les adultes, les méthodes fonctionnelles ont été trouvées moins précises que les méthodes prédictives [1]. Cela pourrait être expliqué par les artefacts de tissus mous combinés à la petite taille des membres inférieurs des enfants, en accord avec [7]. La méthode prédictive de Harrington était la plus précise à la fois chez les enfants TD et CP.

Bibliographie

- [1] Sangeux 2014
- [2] Davis 1991
- [3] Bell 1989
- [4] Harrington 2007
- [5] Camomilla 2006
- [6] Ehrig 2006
- [7] Peters 2012.

Effets des orthèses mollets-plantes (ankle-foot orthoses) sur la marches des enfants paralysés cérébraux : méta-analyse

M. LINTANF (1), J-S. BOURSEUL (1), P. SALIOU (2), S. BROCHARD (4), C. PONS (3)

1. Service de médecine physique et de réadaptation, CHRU de Brest, Brest, France
2. Département de Santé Publique, CHRU de Brest, Brest, France
3. Fondation ILDYS, Brest, France
4. LaTIM UMR 1101, Brest, France

Résumé

Introduction

Les orthèses mollet-plantes ou ankle-foot orthoses (AFO) sont régulièrement prescrites chez les enfants souffrant de paralysie cérébrale bien que leur efficacité sur la marche soit encore débattue. L'objectif de cette étude est (1) de déterminer l'effet des AFO sur la marche des enfants paralysés cérébraux (PC) et (2) évaluer l'effet sur la marche de chaque type d'orthèse.

Matériel et Méthodes

Une recherche par mots-clés a été effectuée dans 4 bases de données (The Cochrane Library, Web of Science, CINAHL+ et Pubmed). Les études en anglais comparant l'effet des AFO sur la marche des PC à une condition contrôle ont été retenues. La qualité de chaque étude a été déterminée. 10 paramètres de marche ont été étudiés. Les tailles d'effet de chaque paramètre ainsi que leur intervalle de confiance à 95% ont été calculés.

Résultats

17 études (490 patients) ont été incluses. Par comparaison avec la condition contrôle, l'utilisation d'AFO allongeait la foulée (15 études) $d=1,261$ [IC95 0,868 ; 1,653], augmentait la vitesse de marche (16 études) $d=0,368$ [IC95 0,085 ; 0,652] et diminuait la cadence (15 études) $d=-0,73$, [IC95 -0,99 ; -0,46]. Il existait une augmentation de la dorsiflexion de cheville au contact initial (10 études) $d=2,024$, [IC95 1,613 2,436] et lors de la phase oscillante (4 études) $d=1,90$, [IC95 1,13 ; 2,67]. La puissance générée à la cheville en phase d'appui était diminuée (4 études) $d=-0,676$, [IC95 -1,033 ; -0,318]. La fonction motrice était augmentée (3 études) $d=0,436$ [IC95 0,252 ; 0,620]. Le temps d'activation du tibialis anterior et les données énergétiques ne présentaient pas de modification statistiquement significative. Sur les 6 types d'orthèses retrouvées, l'orthèse articulée était celle qui modifiait le plus grand nombre de paramètres et était la seule à augmenter la vitesse avec une taille d'effet $> 0,8$ (effet important).

Discussion et Conclusion

L'utilisation d'AFO entraîne un effet moyen à important sur différents paramètres de la marche des enfants PC. On peut recommander leur utilisation dans cette population. Les différentes orthèses n'ont pas le même effet. De nouvelles données sont nécessaires afin d'orienter la prescription des AFO selon le pattern de marche de ces enfants.

Adaptations musculaires de la marche en virage chez les enfants à développement typique et les enfants paralysés cérébraux

R. GROSS (1,2), F. LEBOEUF (1, 4), M. LEMPEREUR (2, 3), S. VIEILLEDENT(2), O. REMY-NERIS (2, 3)

1. Laboratoire d'Analyse du Mouvement, CHU de NANTES
2. LaTIM UMR 1101 Inserm, BREST
3. Laboratoire d'Analyse du Mouvement, CHU de BREST
4. College of Health & Social Care, University of Salford, UK

Résumé

Introduction

La marche en virage est fréquente en situation de vie quotidienne. Elle implique des contraintes mécaniques spécifiques et sollicite un contrôle moteur adapté [1]. Nous avons comparé les modifications d'activité musculaire lors de la marche en virage chez les enfants à développement typique (DT) et les enfants présentant une paralysie cérébrale unilatérale (PC).

Matériel et Méthodes

14 patients PC et 14 enfants DT appariés ont réalisé une analyse de marche avec enregistrement EMG dynamique. Les participants devaient marcher en ligne droite et réaliser un virage lié à un changement de direction. Quatre angles de virage différents ont été analysés (45°, 90°, 135°, et 180°). Les enveloppes EMG étaient recalées de façon temporelle par rapport aux phases du cycle de marche (premier double-appui, simple appui, second double-appui, et phase oscillante), normalisées en amplitude, et moyennées pour chaque condition. La méthode statistical parametric mapping, qui permet la comparaison de l'ensemble de l'enveloppe EMG des différents muscles étudiés entre les échantillons a été utilisée pour rechercher des différences. Des comparaisons 2 à 2 par tests-t de Student ont été réalisées si le test global T2 de Hotelling était significatif.

Résultats

En ligne droite, les différences d'activité musculaire entre PC et DT étaient similaires aux données de la littérature. Lors de la marche en virage, les enfants DT présentaient des modifications modestes, augmentant avec l'importance de l'angle de changement de direction. En revanche, les enfants PC présentaient des adaptations musculaires majeures en virage, marquées par une activité musculaire nettement augmentée par rapport à la ligne droite.

Discussion et Conclusion

Les adaptations musculaires liées à la marche en virage sont nettement perturbées chez l'enfant PC hémiparalysé et impliquent un recrutement musculaire très augmenté.

Bibliographie

- [1] Courtine, G., & Schieppati, M. (2003). Human walking along a curved path. II. Gait features and EMG patterns. *European Journal of Neuroscience*, 18(1): 191–205.
- [2] Romkes, J. Hell, AK. Brunner, R. (2006). Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. *Gait & posture* 24(4) : 467-474.

Relation entre les paramètres lombo-pelviens et la cinématique de la marche chez les enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale



A. MASSAAD (1, 2), A. ASSI (1, 2, 3), Z. BAKOUNY (1), C. SAURET (3), N. KHALIL (1), W. SKALLI (3), I. GHANEM (1, 2, 4)

1. Laboratory of Biomechanics and Medical Imaging, Faculty of Medicine, University of Saint-Joseph, Beirut, Lebanon
2. Gait lab, SESOBEL, Beirut, Lebanon
3. Institut Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris, France
4. Hôtel-Dieu de France Hospital, University of Saint-Joseph, Beirut, Lebanon

Résumé

Introduction

L'équilibre de la marche chez les enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale (CP) est altéré par des anomalies du tonus musculaire et des déformations squelettiques de rachis, du bassin et des membres inférieurs [1,2]. L'équilibre sagittal du rachis et la morphologie du bassin des enfants CP et sa corrélation avec les anomalies de la marche reste à établir. L'objectif de cette étude est de comparer les paramètres lombo-pelviens des enfants CP à ceux d'enfants sains (TD) et d'étudier leurs corrélations avec la cinématique des membres inférieurs pendant la marche.

Matériel et Méthodes

28 enfants CP ont réalisé une acquisition EOS® avec reconstruction 3D du rachis, du bassin et des membres inférieurs permettant d'accéder aux paramètres lombo-pelviens. Une analyse 3D de la marche a également été réalisée pour obtenir la cinématique des membres inférieurs. La population CP a été comparée à une population de 12 enfants TD d'âge comparable. Les différences entre enfants CP et TD ont été évaluées pour les paramètres lombo-pelviens. Les corrélations entre paramètres lombo-pelviens et la cinématique des membres inférieurs ont été calculés pour les deux groupes.

Résultats

L'incidence pelvienne, la pente sacrée et l'angle sacro-acétabulaire étaient significativement plus élevés chez les enfants CP que chez les enfants TD. Des corrélations modérées ont été trouvées entre les paramètres lombo-pelviens et la cinématique pour la population CP uniquement ; par exemple : cinématique sagittale du bassin avec la cyphose thoracique et la pente sacrée ; ou la cinématique frontale du bassin et l'inclinaison pelvienne, l'incidence pelvienne et l'antéversion de l'acétabulum.

Discussion et Conclusion

Les anomalies morphologiques et positionnelles du bassin des enfants CP ont été montrées comme affectant la cinématique du bassin et des hanches. Même si la cyphose thoracique, la lordose lombaire et les paramètres acétabulaires ne variaient pas significativement entre les 2 groupes, des corrélations ont cependant été trouvées avec la cinématique pour le groupe CP. Des études complémentaires devront être menées pour mieux comprendre comment des architectures squelettiques différentes des enfants CP et TD affectent la marche.

Bibliographie

- [1] Theologis, 2013
[2] Suh, 2013

MPR / Chirurgie

| | |
|--|----|
| EVALUATION CINÉMATIQUE DES EFFETS DES OSTÉOTOMIES FÉMORALES DISTALES DANS LA CHIRURGIE MULTI ÉTAGÉE DE L'ENFANT ET DE L'ADOLESCENT <i>N. KHOURI (1, 2), A. BADINA (1, 2), E. DESAILLY (1)</i> | 27 |
| PROPOSITION D'UNE CLASSIFICATION DU PATIENT HÉMIPARÉTIQUE ADULTE EN PHASE CHRONIQUE <i>F. CHANTRAINE (1), P. FILIPETTI (1), C. SCHREIBER (1), A. REMACLE (1), E. KOLANOWSKI (1), F. MOISSENET (1)</i> | 28 |
| EFFETS DES VIBRATIONS SUR LES PARAMÈTRES SPATIAUX ET TEMPORELS DE LA MARCHE CHEZ DES SUJETS HÉMIPLÉGIQUES CHRONIQUES <i>E. LEBLONG (1), S. LEPLAIDEUR (1), S. CORDILLET (2), A. CRETUAL (2), F. GAILLARD (1), I. BONAN (1, 2)</i> | 29 |
| FAMILIARISATION À LA MARCHE SUR TAPIS ROULANT EN IMERSION EN RÉALITÉ VIRTUELLE POUR LES PATIENTS POST-AVC <i>H. AGOPYAN (1, 2), J. BREDIN (1, 2), C. GINON (2), M. BRUNO (3), J. GRIFFET (4)</i> | 30 |
| EVALUATION DE LA QUALITÉ DES PHASES D'APA ET DE SWING SELON L'ÂGE ET LE PASSÉ DE CHUTE LORS DE L'INITIATION VOLONTAIRE D'UN PAS <i>R. TISSERAND (1, 2, 3), T. ROBERT (1, 2, 3), L. CHEZE (1, 2, 3)</i> | 31 |

Evaluation cinématique des effets des ostéotomies fémorales distales dans la chirurgie multi étagée de l'enfant et de l'adolescent

N. KHOURI (1, 2), A. BADINA (1, 2), E. DESAILLY (1)

1. Fondation Ellen Poidatz, Saint-Fargeau-Ponthierry, France

2. Hôpital Necker Enfants-Malades, Paris, France

Résumé

Introduction

Les Ostéotomies Fémorales Distales (OFD), procédure versatile permettant d'associer aisément 3 corrections en cas de besoin, visent à corriger la marche genou fléchi et/ou la marche en rotation interne de hanche par une extension et/ou un raccourcissement et/ou une dérotation du fragment fémoral distal. Cette série rapporte les effets de ces ostéotomies.

Matériel et Méthodes

22 OFD ont été réalisées chez 15 patients dans le cadre de chirurgies multi-étagées avec analyse quantifiée du mouvement avant et 18 mois après traitement. Les critères d'indication pour l'OFD d'extension (OFDe) était un flexum de genou $>15^\circ$ (10° si une dérotation était associée) et une marche genou fléchi lors de la mi-appui $>20^\circ$ de flexion. L'OFD de dérotation (OFDd) était indiquée si la torsion fémorale était $>30^\circ$ et si la marche se faisait en rotation interne de hanche moyenne $>15^\circ$. L'OFD de raccourcissement (OFDr) était indiquée si une des deux corrections sus-citées était retenue, si la flexion du genou au contact initial était $>20^\circ$ et si les longueurs musculaires des ischio-jambiers était cliniquement et fonctionnellement insuffisantes. Les effets des OFDe, OFDd OFDr sur l'antéversion du bassin (AVB), la flexion du genou au contact initial (FGCI), la flexion du genou au mi appui (FGMA) et/ou la rotation interne de hanche (RIH) sont évaluées par test t de Student.

Résultats

Après OFDe (n=20 dont 14 OFDr) de $16\pm 6^\circ$ on observe une augmentation de l'AVB ($7\pm 8^\circ$), et une diminution de la FGMA ($-19\pm 15^\circ$). Dans le sous-groupe avec OFDr (n=14) de $9\pm 3\text{mm}$ la FGCI s'améliore de ($-18\pm 12^\circ$). Après OFDd (n=10) de $24\pm 7^\circ$ la médiane de la correction observée de la RIH est de 14° .

Discussion et Conclusion

Les OFD ont été réalisées conjointement à d'autres procédures ; les éventuelles interactions seront discutées. L'OFDe est efficace au contact initial et lors de la mi appui, malgré une augmentation inattendue de l'AVB. Les OFDd présentent des résultats distribués en deux groupes : très bon résultat et hypo-correcté. Les hypothèses explicatives sont évaluées. L'OFD est une procédure intéressante qui permet en un même geste opératoire d'apporter 3 corrections simultanées et qui présente de bons résultats fonctionnels.

Proposition d'une classification du patient hémiparétique adulte en phase chronique

F. CHANTRAINE (1), P. FILIPETTI (1), C. SCHREIBER (1), A. REMACLE (1), E. KOLANOWSKI (1), F. MOISSENET (1)

1. CNRFR - Rehazenter, Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Posture, 1 rue André Vésale, L-2674 Luxembourg, Luxembourg

Résumé

Introduction

Les patients ayant développé une hémiparésie suite à une lésion du système nerveux central présentent régulièrement une capacité et une qualité de marche amoindries. Cependant, même si cliniquement des schémas de marche similaires sont observés, il n'existe aujourd'hui aucune classification adaptée à cette population de sujets marchants prenant en compte les anomalies observées à la hanche, au genou et à la cheville. Cette étude avait ainsi pour but de proposer une classification du patient hémiparétique adulte en phase chronique.

Matériel et Méthodes

26 patients (10F/16H) présentant une hémiparésie ont été inclus dans cette étude. Suite à un examen clinique, une analyse quantifiée de la marche, complétée d'une analyse vidéo, a été réalisée en demandant aux patients de marcher à allure spontanée sur une piste de 10m. Une classification a alors été établie sur base des données de l'examen clinique et de l'analyse vidéo. Cette classification était constituée de 3 groupes subdivisés en 2 sous-groupes. Leur définition était basée sur 1) les anomalies cinématiques des articulations de hanche, genou et cheville, et 2) la force des muscles fléchisseurs du membre inférieur. Afin d'évaluer le caractère discriminant de cette classification, une analyse de la variance (niveau de confiance de 95%) a ensuite été conduite sur 25 paramètres incluant la vitesse de marche et une sélection de paramètres cinématiques issus de l'analyse quantifiée de la marche.

Résultats

16 des 25 paramètres évalués présentaient des différences significatives entre au moins 2 groupes. Les sous-groupes étaient également bien différenciés avec 5 des 7 paramètres concernés significativement différents.

Discussion et Conclusion

Cette classification ouvre de nouvelles perspectives cliniques et pourrait permettre la mise en place d'un arbre décisionnel des thérapies, comme cela a été proposé chez l'enfant IMC [1]. Cependant, avant une utilisation clinique routinière, cette étude devra être étendue avec un plus grand nombre de patients, incluant également les patients en phases aiguë et sub-aiguë, et une évaluation de la répétabilité inter-opérateur devra être menée.

Bibliographie

[1] Rodda J and Graham HK, Eur J Neurol 8(5), 2001

Effets des vibrations sur les paramètres spatiaux et temporels de la marche chez des sujets hémipariques chroniques

E. LEBLONG (1), S. LEPLAIDEUR (1), S. CORDILLET (2), A. CRETUAL (2), F. GAILLARD (1), I. BONAN (1, 2)

1. Service de Médecine Physique et de Réadaptation, CHU Pontchaillou, Rennes, France

2. Laboratoire Mouvement-Sport-Santé, Université Rennes 2, Bruz, France

Résumé

Introduction

L'asymétrie à la marche est fréquente après un accident vasculaire cérébral et constitue un important facteur de risque de chute. L'objectif principal était d'évaluer les effets des vibrations sur différents sites musculaires sur la correction de cette asymétrie spatiale et temporelle.

Matériel et Méthodes

Dans cette étude prospective, randomisée, contrôlée, ont été inclus 21 sujets hémipariques (moyenne d'âge 60.8 ans +/-12.7), délai moyen post AVC 48.3 mois +/-44.6. Le déplacement du centre de masse (dCM), le pourcentage de simple appui côté hémiparique (%SLS) et la durée de phase de simple appui sur la durée totale du cycle de marche (%SLD) avec ou sans aide technique ont été calculés pendant des stimulations vibratoires au niveau des muscles cervicaux postérieurs contralesionnel (NMV) et du gluteus medius ipsilesionnel (GMV) ainsi que 2 et 10 minutes après l'arrêt de la stimulation grâce à un système d'analyse du mouvement Optitrack®, 16 caméras et GaitRITE, le pourcentage de poids du corps côté hémiparique (%BW) grâce à une plateforme de force (SATEL®) pour l'équilibre debout immobile.

Résultats

Avant stimulation, bien que tous les patients présentent une asymétrie de répartition du %BW (44% SD 10%), ils présentaient moins d'asymétrie sur les paramètres spatiaux (%SLS=46% SD 6%) que sur les paramètres temporels (%SLD=31.5% SD 5.9%). Il existait une augmentation plus importante du %SLS et du %SLD lors de la stimulation des muscles du gluteus medius que des muscles cervicaux postérieurs ($p<0.05$). Les GMV étaient plus efficaces que les NMV sur le déplacement du centre de masse. Il n'y avait pas de différence à 2 et 10 minutes de l'arrêt de la stimulation. Les patients avec la meilleure récupération fonctionnelle avaient un appui préférentiel sur le côté hémiparique. Au contraire, l'utilisation d'une canne renforçait l'asymétrie et le schéma de marche pathologique.

Discussion et Conclusion

Les GMV ont un effet à court terme sur l'asymétrie spatiale de la marche tandis que les NMV, utilisées dans la rééducation de la négligence, pourraient avoir un effet sur la cognition spatiale. Ces 2 techniques pourraient être utilisées à différentes phases de la rééducation de la marche.

Familiarisation à la marche sur tapis roulant en immersion en réalité virtuelle pour les patients post-AVC



H. AGOPYAN (1, 2), J. BREDIN (1, 2), C. GINON (2), M. BRUNO (3), J. GRIFFET (4)

1. Laboratoire motricité humaine, education, sport, santé, UFR STAPS de Nice, Nice, France
2. Institut Rossetti, Nice, France
3. Centre hospitalier universitaire Pasteur, Nice, France
4. Centre hospitalier universitaire Joseph Fournier, Grenoble, France

Résumé

Introduction

La combinaison de la réalité virtuelle et du tapis roulant est de plus en plus utilisée dans le cadre de la rééducation, de par son impact sur la marche [1]. Les patients hémiparétiques sont hautement fatigables [2]. 3 minutes suffisent pour que les patients utilisant un support de poids se familiarisent aux tapis roulants [3]. Le but de cette étude était de vérifier si les patients hémiparétiques pouvaient se familiariser aux tapis roulants en immersion en réalité virtuelle sans support de poids dans un contexte de rééducation.

Matériel et Méthodes

Les données provenant de 11 adultes hémiparétiques (M=49.9, SD=7.25) avec genou raid injectés en toxine botulique dans le quadriceps, ont été recueillies. La marche de ces patients a été enregistrée sur tapis roulant et sur sol par un système de capture du mouvement en utilisant le modèle plug-in-gait (VICON). Le Gait Deviation Index (GDI) sur sol et sur tapis roulant ont été comparés, ainsi que la variabilité de la flexion du genou à la 1ère 6ème et 10ème minute sur tapis roulant. Les différences significatives ont été données à $p < 0.05$.

Résultats

Les GDI étaient statistiquement équivalents entre la marche sur sol et la 6ème minute sur tapis. Concernant le côté affecté, la variabilité de la flexion du genou était significativement plus faible à la 6ème minute comparé la 1ère et à la 10ème minute. Pour le côté sain, cette variabilité était significativement plus élevée à la 1ère minute comparé à la 6ème et à la 10ème minute.

Discussion et Conclusion

Les patients hémiparétiques peuvent se familiariser aux tapis roulant en situation de réalité virtuelle en 6 minutes. Les valeurs de variabilité de la flexion du genou du côté affecté montrent une dégradation de la marche en 10 minutes pour les patients sans support de poids.

Bibliographie

- [1] Prokop T, Schubert M, Berger W. Visual influence on human locomotion modulation to changes in optic flow. *Exp Brain Res* 1997; 114:63–70.
- [2] De Groot MH, Phillips SJ, Eskes GA. Fatigue associated with stroke and other neurologic conditions: implications for stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84:1714–20.
- [3] Aaslund MK, Helbostad JL, Moe-Nilssen R. Familiarisation to body weight supported treadmill training for patients post-stroke. *Gait Posture* 2011; 34:467–72.

Evaluation de la qualité des phases d'APA et de swing selon l'âge et le passé de chute lors de l'initiation volontaire d'un pas

R. TISSERAND (1, 2, 3), T. ROBERT (1, 2, 3), L. CHEZE (1, 2, 3)

1. Université de Lyon, F-69622, Lyon, France

2. Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France

3. IFSTTAR, UMR_T9406, LBMC Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, F69675, Bron, France

Résumé

Introduction

Initier rapidement un pas permet d'augmenter la base de support pour éviter la chute [1]. Un test d'initiation volontaire d'un pas en temps de réaction avec choix (CSRT) a montré que les âgés chuteurs mettent plus de temps pour initier des pas [2]. Cependant, l'évaluation de la qualité des ajustements posturaux anticipés (APA) à l'aide du centre des pressions (CP) ainsi que le déplacement du pied lors de la phase de swing (PS) n'ont pas été rapportés dans la littérature.

Matériel et Méthodes

59 sujets (12 jeunes (J), 26 âgés non-chuteurs (NC) et 21 âgés chuteurs (C)) ont réalisé un CSRT impliquant d'initier un pas le plus rapidement possible sur plusieurs cibles indiquées par des diodes. La longueur de pas était contrôlée (40% de la longueur de la jambe du sujet). Les durées des 3 phases du pas (temps de réaction, APA et PS) ainsi que le déplacement du CP ont été calculés à l'aide de plateformes de force. Le déplacement du pied a été suivi par des caméras.

Résultats

Les 3 phases du pas sont allongées chez les C par rapport aux NC, et chez les NC par rapport aux J. Les J déplacent leur CP plus amplement et rapidement que les âgés lors des APA et leur pied plus vite lors de la PS. Les mêmes différences sont observées entre les C et les NC, les C étant plus lents pour déplacer leur CP lors des APA et ensuite leur pied lors de la PS.

Discussion et Conclusion

Les C sont moins efficaces pour exécuter les APA au cours du CSRT. Ceci entraîne une PS allongée et un déplacement du pied plus lent, qui augmente leur risque de chute. Ce test permet facilement de montrer les difficultés des C à exécuter correctement les mécanismes de maintien de l'équilibre et pourrait être utilisé en clinique.

Bibliographie

[1] Maki & McIlroy 1997, Physical Therapy 77(5); 488-507

[2] Lord & Fitzpatrick 2001, Journal of Gerontology 56(10); 627-632

Outils / Méthodes

INFLUENCE DE DIFFÉRENTS DEGRÉS DE RÉTRACTIONS MUSCULAIRES BILATÉRALES DU TRICEPS SURAL SUR LA CINÉMATIQUE DE LA MARCHÉ : DIFFÉRENCE ENTRE GASTROCNÉMIENS ET SOLÉAIRE

M. ATTIAS (1, 2,4), A. BONNEFOY-MAZURE (1), G. DE COULON (3), L. CHEZE (4); S. ARMAND (1)..... 33

TRAITEMENT D'UNE MÉTATARSALGIE PAR DIFFÉRENTES ORTHÈSES PLANTAIRES

Y. LESCURE (1), S. DELACROIX (1), J-B. HANCE (1), D. NUYTENS (1), A. LAVIGNE (1)..... 34

OUTILS AVANCÉS POUR LA COMPARAISON DE COURBES EN ANALYSE DU MOUVEMENT

F. MOISSENET (1), F. LEOEUF (2), M. SANGEUX (3, 4, 5) 35

MESURER LES EFFORTS 3D DANS UNE EMBOITURE DE PROTHÈSE DE MEMBRE INFÉRIEUR SANS ALTÉRER LE CONTACT MOIGNON / EMBOITURE PENDANT LA MARCHÉ

J. BASCOU (1), C. VILLA (1), D. JACQUOT (1), A. TONNELIER (1), D. MANGENOT (1), N. ELFETTAHI (1)..... 36

SIMULATION DYNAMIQUE DE MARCHES MULTI-CONTACTS POUR UN MODÈLE NUMÉRIQUE HUMAIN

A. P SANTOS(1, 2, 3), F. BENAMAR (2, 3), P. BIDAUD(2, 3, 4), E. DESAILLY(1) 37

ANALYSE QUANTITATIVE DE LA RÉPÉTABILITÉ INTRA-SUJET, INTER-SESSION ET INTER-OPÉRATEUR DE L'OXFORD FOOT MODEL

G. AUTHIER (1, 2), E. CASTANIER (1), C. BOULAY (1), E. VIEHWEGER (1), V. POMERO (1)38

Influence de différents degrés de rétractions musculaires bilatérales du triceps sural sur la cinématique de la marche : différence entre gastrocnémiens et soléaire

M. ATTIAS (1, 2,4), A. BONNEFOY-MAZURE (1), G. DE COULON (3), L. CHEZE (4); S. ARMAND (1)

1. Laboratoire de Cinésiologie, Université de Genève et Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse
2. HES-SO Haute Ecole Spécialisée de Suisse occidentale, Haute Ecole de Santé de Genève, Suisse
3. Service de pédiatrie orthopédique, Hôpitaux Universitaires de Genève, Suisse
4. Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France

Résumé

Introduction

La rétraction du triceps sural est une pathologie fréquente correspondant à un raccourcissement permanent du complexe musculo-tendineux pouvant engendrer des problèmes de marche. L'objectif de cette étude est de décrire les différences cinématiques existant entre les rétractions des gastrocnemius et soleus bilatérales et d'en étudier les différentes compensations.

Matériel et Méthodes

Huit combinaisons de rétraction ont été émulées bilatéralement à l'aide d'un exosquelette capable d'émuler différents degrés de rétractions sur 10 participants « sains » sur les gastrocnemius et soleus à 0°; -10°; -20°; -30° de limitation de mouvement dans la flexion dorsale de cheville (respectivement genou fléchi et genou tendu). Une session d'analyse de la marche a été effectuée afin d'évaluer la cinématique les différentes rétractions émulées. Vingt-huit variables (gauche et droite) ont été choisis pour analyser la cinématique dans le plan sagittal du : bassin (amplitude et position moyenne (pm)) ; hanche (amplitude, pm et minimum) ; genou et cheville (angle au contact initial, angle maximale lors la phase d'appui, pm lors de la phase d'appui et amplitude) ainsi que l'angle moyen de progression du pas. Les comparaisons de même degré de rétractions ont été comparées par des tests de Wilcoxon avec correction de Bonferroni.

Résultats

Des différences significatives ont été trouvées sur la cinématique des chevilles, genoux et hanches. Les rétractions du soleus provoquent une diminution d'amplitude de flexion plantaire à la cheville par rapport à une rétraction du gastrocnemius de même degré dans les rétractions les plus importantes. Les rétractions du gastrocnemius provoquent une plus importante flexion de genou (phase d'appui) et de hanche qu'une rétraction du soleus de même degré. Il n'y a pas de différence pour l'antéversion du bassin et l'angle de progression du pas.

Discussion et Conclusion

Ces résultats sont en adéquations avec l'anatomie et la littérature. Ils mettent notamment en évidence qu'une rétraction des gastrocnemius peut provoquer une marche genoux fléchis.

Ces résultats aideront à l'interprétation des résultats de l'Analyse Quantifiée de la Marche et notamment à différencier les altérations des compensations.

Traitement d'une métatarsalgie par différentes orthèses plantaires

Y. LESCURE (1), S. DELACROIX (1), J-B. HANCE (1), D. NUYTENS (1), A. LAVIGNE (1)

1. Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Institut National de Podologie, Paris, France

Résumé

Introduction

Les métatarsalgies sont un motif de consultation fréquent en podologie. C'est une pathologie de contact qui cumule : augmentation de pression et temps d'application de celle-ci. La métatarsalgie des têtes médianes est souvent associée à une insuffisance d'appui de la 1ère tête métatarsienne. Le traitement consiste classiquement à utiliser des éléments rétro-capitaux. L'élément sous capital en regard du 1er métatarsien apporte une réponse à l'insuffisance d'appui [1]. L'objectif est de déterminer le traitement le plus adapté à ce type de métatarsalgie.

Matériel et Méthodes

30 patients présentant une métatarsalgie des têtes médianes en rapport avec une insuffisance d'appui de la 1ère tête ont participé à une analyse baropodométrique de la marche, à vitesse spontanée, selon 5 conditions : sans orthèse, orthèse neutre (OPN), orthèse munie d'un appui rétro capital médian (OPR), orthèse contenant un appui sous la 1ère tête (OPS) et orthèse associant OPR et OPS (OPRS).

Résultats

L'analyse des pressions des zones métatarsiennes médiane et médiale ne montre pas de modifications avec l'OPN et l'OPR. L'OPS et l'OPRS engendrent une diminution de la pression de la zone médiane et une augmentation au niveau de la 1ère tête. Cette dernière est plus importante pour l'OPS que pour l'OPRS.

Discussion et Conclusion

L'OPR n'assure pas de transfert de charge. L'OPS transfère transversalement la charge de la zone pathologique vers la zone en insuffisance d'appui mais risque de surcharger cette dernière. L'OPRS assure ce même transfert sans trop surcharger la 1ère tête. La différence de transfert s'explique par les temps d'action des éléments constitutifs des orthèses. L'OPR n'agit qu'en phase d'appui unilatérale alors que l'OPS et l'OPRS prolongent leur action jusqu'en fin d'appui grâce à l'élément sous capital. L'augmentation de la surface portante par l'OPRS explique la limitation de surcharge de la 1ère tête [2, 3].

Bibliographie

[1] Lavigne et al. Étude clinique du pied et thérapeutique par orthèse. Paris;1992

[2] Jackson et al. Plantar pressures in rheumatoid arthritis using prefabricated metatarsal padding. J Am Podiatr Med Assoc. 2004

[3] Chang et al. Plantar pressure analysis of accommodative insole in older people with metatarsalgia. Gait Posture. 2014

Outils avancés pour la comparaison de courbes en analyse du mouvement

F. MOISSENET (1), F. LEBOEUF (2), M. SANGEUX (3, 4, 5)

1. CNRFR - Rehazenter, Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Posture, 1 rue André Vésale, L-2674 Luxembourg, Luxembourg
2. College of Health & Social Care, University of Salford, United Kingdom
3. The Royal Children's Hospital, Australia
4. Murdoch Childrens Research Institute, Australia
5. The University of Melbourne, School of Engineering, Australia

Résumé

Introduction

Que ce soit en analyse du mouvement clinique (e.g., comparaison entre une norme et des mesures sur patients), ou en modélisation musculo-squelettique (e.g., validation des modèles), les outils de comparaison de courbes sont devenus indispensables. De nombreuses études se basent sur des comparaisons qualitatives, ou sur des outils de statistiques descriptives, ne donnant qu'une comparaison globale des courbes. Cependant, des outils plus détaillés existent. Cette étude avait pour but de les présenter et de les comparer.

Matériel et Méthodes

Cinq groupes de données (d1-d5), issus de mouvements de flexion/extension de genou, ont été recueillis au cours de plusieurs cycles de marche. Ces données provenaient de sujets asymptomatiques (d1) et d'un sujet hémiparétique avant (d2) et après (d3) correction d'un recurvatum. De plus, un offset (d4) et un décalage temporel (d5) ont été introduit manuellement sur les données d3. Ces groupes ont alors été comparés avec 1) des outils de comparaison globale (OCG) (i.e., erreur quadratique moyenne, coefficient de détermination, indices de Geers [1]) et 2) des outils de comparaison détaillée (OCD) (i.e., comparaison point à point [2], statistical parametric mapping [3], functional data analysis [4]). Ces derniers outils faisaient tous intervenir un test de Student (niveau de confiance de 95%) pour l'ensemble des points..

Résultats

De manière générale, les OCD présentent des résultats similaires, avec cependant quelques différences au niveau des phases de différences significatives de courte durée. Les résultats obtenus montrent également que ces outils sont affectés par la présence d'un offset ou d'un décalage temporel. Les OCG détectent bien des anomalies telles qu'un offset ou un décalage temporel, mais n'informent pas sur l'origine des différences entre courbes.

Discussion et Conclusion

A terme, la fusion de plusieurs de ces outils (i.e., OCD et OCG) pourrait permettre, par exemple, la mise en place de procédés de détection d'anomalies à la marche.

Bibliographie

- [1] Sprague et Geers, Int. J. Numer. Meth. Engng 60, 2004
- [2] Schwartz et al., Gait Posture 20, 2004
- [3] Pataky et al., J Biomech 46, 2013
- [4] Ramsay et al., Springer, 2005

Mesurer les efforts 3D dans une emboiture de prothèse de membre inférieur sans altérer le contact moignon / emboiture pendant la marche

J. BASCOU (1), C. VILLA (1), D. JACQUOT (1), A. TONNELIER (1), D. MANGENOT (1), N. ELFETTAHI (1)

1. Institution Nationale des Invalides / Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage d'Handicapés (INI / CERAH)

Résumé

Introduction

Le port de prothèse permet à une personne amputée de membre inférieur de retrouver la marche, les efforts et informations proprioceptives étant transmis entre le membre résiduel et l'emboiture de la prothèse. Ces efforts de pression et de cisaillement pouvant engendrer douleurs et blessures, leur estimation pendant la marche est importante pour la réhabilitation et l'appareillage [1]. Cependant, peu d'outils permettent leur mesure [2] [3] et un seul n'altère pas le contact à l'interface mais sans mesurer les cisaillements [4]. L'objectif de ce travail est la mesure ambulatoire des interactions 3D entre l'emboiture et le moignon à partir d'une méthode de mesure externe des efforts [4].

Matériel et Méthodes

Les interactions moignon/emboiture dans 10 régions de l'emboiture ont été estimées en mesurant les déformations externes de l'emboiture grâce à 13 rosettes de jauges placées à l'extérieur de celle-ci [4]. Une procédure de calibration a fait intervenir un dispositif permettant d'exercer un effort contrôlé par dynamomètre 3D sur chaque région et en mesurant les déformations induites. Un réseau de neurones a ensuite été entraîné avec les interactions en entrée et les déformations en sortie. Une deuxième série de mesures statiques des efforts imposés et des déformations induites a ensuite été exécutée pour valider la méthode.

Résultats

Les valeurs maximales de pression, cisaillements horizontaux et verticaux (en valeur absolue) des données de validation étaient respectivement de 35.8 KPa, 14.1 KPa, 12.6 KPa. Les erreurs moyennes et écarts type entre l'effort calculé et l'effort mesuré étaient de 0.4 ± 1.2 KPa, 0.7 ± 1.7 KPa and 0 ± 1.4 KPa. Les erreurs maximales atteignaient selon les régions 1.3 à 5.2 KPa pour la pression, 1.0 à 8.3 KPa pour les cisaillements horizontaux, 1.9 à 9.5 KPa pour les cisaillements verticaux.

Discussion et Conclusion

Cette étude préliminaire conforte l'hypothèse selon laquelle il est possible de quantifier les pressions et cisaillement dans l'emboiture sans altérer le contact pendant la marche et serait un outil précieux pour la rééducation et l'appareillage de l'amputé de membre inférieur

Bibliographie

- [1] Reger et al. 2010. London: Wounds International
- [2] Sanders et al. 2006. Prosthetics and Orthotics Int.
- [3] Laszczak et al. 2014. Medical eng & Physics
- [4] Sewell et al. 2012. Artificial Intelligence in Medicine

Simulation dynamique de marches multi-contacts pour un modèle numérique humain



A. P SANTOS(1, 2, 3), F. BENAMAR (2, 3), P. BIDAUD(2, 3, 4), E. DESAILLY(1)

1. Unité d'Analyse du Mouvement, Fondation Ellen Poidatz, Saint-Fargeau-Ponthierry, France
2. Sorbonne Universités, UPMC Univ Paris 06, UMR 7222, ISIR, F-75005, Paris, France
3. CNRS, UMR 7222, ISIR, F-75005, Paris, France
4. ONERA, French Aerospace Lab, Chemin de la Hunière, 91123 Palaiseau, France

Résumé

Introduction

Les troubles de marche sont communs chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. Analyser ces troubles et leurs causes est essentiel pour la planification du traitement. Bien que l'analyse quantifiée de la marche soit la méthode privilégiée, pouvoir synthétiser des marches normales et pathologiques aiderait à mieux comprendre les anomalies observées voire à simuler leurs corrections [1].

Matériel et Méthodes

Un simulateur dynamique de marche 3D corps complet constitué de 39 degrés de liberté articulaires, plus 6 degrés de liberté pour le bassin, a été conçu sur la base d'un modèle géométrique et inertiel humain [2]. Il a été adapté de façon à introduire un pied articulé. Le simulateur [3] incluant un générateur de marche multi-contacts a été utilisé pour générer différents types de marche : marche en équin, marche pied à plat et marche avec un déroulé du talon.

Résultats

La marche en équin est synthétisée pour des vitesses de marche allant jusqu'à 0.5 m/s avec une longueur de pas de 0.35 m. La marche pied à plat présente les mêmes limitations. La marche avec un déroulé de talon est simulée jusqu'à des vitesses de marche proches de l'humain (1 m/s) avec des longueurs de pas jusqu'à 0.55 m.

Discussion et Conclusion

Différents types de marche peuvent à l'heure actuelle être synthétisés. Les paramètres spatio-temporels sont proches de ceux de l'humain, et des courbes cinématiques comme la flexion de hanche dans le cadre de la marche avec déroulé, sont dans le corridor de normalité des courbes obtenues pour des sujets sains. Pouvoir synthétiser des marches proches des marches observables peut être un moyen pour mieux comprendre les déterminants mécaniques de la marche humaine, normale et pathologique.

Bibliographie

- [1] Van der Krogt et al. - Annals of Biomedical Engineering (2010)
- [2] Dumas et al. - Journal of Biomechanics (2007)
- [3] Santos et al. - Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (2015)

Analyse quantitative de la répétabilité intra-sujet, inter-session et inter-opérateur de l'Oxford Foot Model

G. AUTHIER (1, 2), E. CASTANIER (1), C. BOULAY (1), E. VIEHWEGER (1), V. POMERO (1)

1. Plateforme analyse du mouvement de l'Hôpital de la Timone, Marseille, France

2. Institut de formation en masso-kinésithérapie, Marseille, France

Résumé

Introduction

L'utilisation des modèles multi-segments sont indispensables pour décrire la cinématique détaillée du pied. Les applications en clinique courante sont de plus en plus fréquentes. Cependant peu d'études font état de la reproductibilité de ces modèles [1,2]. Nous proposons d'analyser la variabilité intra-sujet, inter-session et inter-opérateur de l'oxford foot modèle (OFM).

Matériel et Méthodes

Nous avons réalisé une reproductibilité des variables de l'OFM. Trois opérateurs ont positionné l'OFM sur 2 adultes volontaires sains au cours de 3 sessions de 5 essais de marche enregistrés avec un système VICON. Les écarts-types (SD) de chaque variable en fonction du cycle de marche sont obtenus selon une méthode proche de Schwartz [3]. Nous obtenons donc les SD inter-essai, inter-session, et inter-opérateur. Dans le but de simplifier l'analyse nous ne présenterons que les résultats du rapport $r = \text{SD opérateur} / \text{SD essai}$.

Résultats

Par plan : le rapport est compris entre 1,38 et 1,72 dans le plan sagittal ; entre 1,53 et 2,31 pour le plan transversal et entre 2,05 et 3,02 pour le plan frontal. Par groupe de variable : les variables avant pied/arrière pied présentent un rapport compris entre 1,66 et 2,31 ; les variables avant pied/tibia présente un rapport entre 1,72 et 2,81. Les variables arrière pied/tibia présentent un rapport entre 1,52 et 3,02. Et les variables arrière pied/labio présentent un rapport compris entre 1,38 et 2,05.

Discussion et Conclusion

Les erreurs sont plus importantes dans le plan frontal et secondairement dans le plan transversal. Concernant les groupes de courbes les erreurs les plus importantes proviennent du référentiel tibia (avant pied/tibia et arrière pied/tibia), principalement pour la reconstruction de son plan transversal. Des résultats similaires sont retrouvés dans l'article de Curtis [1].

Bibliographie

[1] D.J. Curtis, J. Bencke, J.A. Stebbins, B. Stansfield : *Gait & Posture* 30 (2009) 118–121.

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

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

Marche / Station érigée

| | |
|---|-----------|
| CLASSIFICATION DES DÉFAUTS DE MARCHÉ AU NIVEAU DE LA CINÉMATIQUE DE LA CHEVILLE ET CARACTÉRISATION CLINIQUE <i>S. ARMAND (1), P. STRASSER (2, 3), A. BONNEFOY-MAZURE (1), G. DE COULON (1), A. KALOUSIS (2, 3)</i> | <i>40</i> |
| ADAPTATION DE L'ACTIVATION MUSCULAIRE À LA MARCHÉ CHEZ LES ENFANTS ATTEINTS D'UNE DYSTROPHIE MUSCULAIRE DE DUCHENNE <i>J. ROPARS (1, 2), M. LEMPEREUR (2, 3), C. VUILLEROT (4), V. TIFFREAU (5), S. PEUDENIER (1), J-M. CUISSET (6), Y. PEREON (7), F. LEOEUF (8), L. DELPORTE (9), Y. DELPIEERE (10), R. GROSS (8), S. BROCHARD (2, 3).....</i> | <i>41</i> |
| MOBILITÉS DU CENTRE DE MASSE CHEZ LE PATIENT SCOLIOTIQUE AVANT ET APRÈS UNE ARTHRODÈSE LORS DE LA MARCHÉ À VITESSE LIBRE <i>Y. DELPIERRE (1), P. VERNET (1)</i> | <i>42</i> |
| QUANTIFICATION DU MOMENT EXTERNE D'ADDUCTION DE SUJETS GONARTHROSIQUES EN APPUI BIPODAL PAR RECALAGE D'UN MODÈLE 3D OSSEUX <i>K. LANGLOIS(1), F. LAVASTE(1), P. THOREUX(2), H. PILLET (1)</i> | <i>43</i> |
| EFFET DE L'OBÉSITÉ SUR LES PARAMÈTRES SPATIO-TEMPORELS ET LE COP À LA MARCHÉ CHEZ LES PERSONNES SOUFFRANT DE LOMBALGIE <i>C. LEYH (1,2), L. DEVALET (1), V. FEIPEL (1).....</i> | <i>44</i> |
| INFLUENCE D'UNE STIMULATION RYTHMIQUE AUDITIVE SUR LA MARCHÉ DE SUJETS ASYMPTOMATIQUES <i>C. SCHREIBER (1), A. REMACLE (1), F. CHANTRAINE (1), E. KOLANOWSKI (1), F. MOISSENET (1).....</i> | <i>45</i> |

Classification des défauts de marche au niveau de la cinématique de la cheville et caractérisation clinique

S. ARMAND (1), P. STRASSER (2, 3), A. BONNEFOY-MAZURE (1), G. DE COULON (1), A. KALOUSIS (2, 3)

1. Geneva University Hospitals and Geneva University, Geneva, Switzerland
2. Computer Science Department, University of Geneva, Switzerland
3. Department of Business Informatics, University of Applied Sciences, Western Switzerland

Résumé

Introduction

La classification des patterns de marche permet d'améliorer la compréhension des défauts de marche et d'aider à l'interprétation des données de l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) [1-2].

L'objectif de cette étude est d'identifier les patterns cinématiques de la cheville dans le plan sagittal et de les associer avec des données cliniques.

Matériel et Méthodes

Les données cinématiques de la cheville gauche et droite dans le plan sagittal de 654 AQM réalisées entre 2008 et 2014 ainsi que les données cliniques associées (flexion dorsale maximale, force du triceps, force du tibialis anterior, spasticité du triceps) ont été utilisées dans cette étude (soit 1308 pieds). La courbe la plus représentative de chaque AQM a été sélectionnée pour chaque examen [3] et normalisée séparément pour la phase d'appui (60 valeurs) et pour la phase oscillante (40 valeurs). La classification a été réalisée avec une classification hiérarchique ascendante en prenant l'ensemble des points du déplacement angulaire et de sa dérivée. Les groupes obtenus ont été comparés par la méthode de statistical parametric mapping [4] pour les données cinématiques et par une ANOVA pour les données cliniques ($p < 0.05$).

Résultats

Huit principaux groupes correspondant à des patterns cinématiques ont été identifiés. Ils présentent tous une différence significative entre eux. Chaque pattern est caractérisé par des profils cliniques significativement différents : Groupe 1 : proche de la norme, Groupe 2 à 4 : équin avec différents degrés de sévérité (rétraction et peu de spasticité du triceps) ; Groupe 5 : spasticité importante du triceps et rétraction du triceps ; Groupe 6 : faiblesse des releveurs du pied ; Groupe 7 : limitation de flexion plantaire ; Groupe 8 : flexion dorsale excessive et faiblesse du triceps.

Discussion et Conclusion

La méthode mise en place semble prometteuse pour identifier des patterns cinématiques dans la marche pathologique. Elle permet de prendre compte l'ensemble de la série temporelle (cinématique) et de sa dérivée. Les patterns obtenus au niveau de la cheville avec leur caractérisation clinique seront utiles pour aider l'interprétation des défauts de marche des patients qui réalisent une AQM.

Bibliographie

- [1] Dobson, F. and coll., 2007, *Gait Posture*, 25, 140-52.
- [2] Van Gestel, L. and coll., 2011, *Res Dev Disabil*, 32, 2542-52.
- [3] Schweizer, K. and coll., 2012, *J Biomech*, 45, 2306-9.
- [4] Pataky, T.C., 2010, *J Biomech*, 43, 1976-82.

Adaptation de l'activation musculaire à la marche chez les enfants atteints d'une Dystrophie Musculaire de Duchenne



J. ROPARS (1, 2), M. LEMPEREUR (2, 3), C. VUILLEROT (4), V. TIFFREAU (5), S. PEUDENIER (1), J-M. CUISSET (6), Y. PEREON (7), F. LEBOEUF (8), L. DELPORTE (9), Y. DELPIEERE (10), R. GROSS (8), S. BROCHARD (2, 3)

1. CHRU de Brest, Service de Pédiatrie, Brest, France
2. Laboratoire du Traitement de l'Information Médicale INSERM U1101, Brest, France
3. , CHRU de Brest, Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Brest, France
4. L'Escale, service central de rééducation pédiatrique, Lyon, France
5. CHRU de Lille, Service de médecine physique et de réadaptation, Lille, France
6. CHRU de Lille, service de neurologie pédiatrique, Lille, France
7. Centre de Référence Maladies Neuromusculaires Nantes-Angers, CHU de Nantes, Nantes, France
8. CHU de Nantes, Pôle de Médecine Physique et Réadaptation, Nantes, France
9. Plateforme « Mouvement et Handicap », Hospices Civils de Lyon, Bron, France
10. Centre de l'Arche, Pole Régional du Handicap, Saint-Saturnin, France

Résumé

Introduction

L'objectif principal de cette étude était de caractériser les modifications de l'activation musculaire à la marche des enfants DMD.

Matériel et Méthodes

Les enregistrements d'électromyographie de surface (EMGs) à la marche de 16 enfants DMD présentant une marche pathologique ont été étudiés de manière prospective par rapport à un groupe de 15 enfants contrôles. L'activité des muscles rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), medial hamstrings (Ha), tibialis anterior (TA) et gastrocnemius soleus (SOL) était enregistrée au niveau des deux membres inférieurs.

Résultats

L'activation musculaire globale déviait significativement chez les enfants DMD par rapport aux enfants contrôles. Les muscles RF, Ha et TA montraient un pourcentage d'amplitude d'activation plus important au cours du cycle de marche tandis que le muscle SOL avait un timing d'activation différent par rapport aux enfants contrôles. Des co-activations significativement plus importantes étaient notées chez les enfants DMD. Il n'y avait pas de différence significative droite/gauche.

Discussion et Conclusion

La commande motrice étant préservée, les activations EMG observées apparaissent comme des adaptations probablement compensatrices de la faiblesse musculaire: hyper-sollicitation des fibres musculaires possiblement nécessaire à un même niveau de contraction qu'un muscle sain ; augmentation des co-activations dans un rôle compensateur d'une instabilité articulaire liée à la faiblesse musculaire. Ces données devraient contribuer à l'optimisation des prises en charges rééducatives chez ces enfants.

Bibliographie

- [1] Sutherland DH, et al. 1981. Dev Med Child Neurol 23(1):3-22.
- [2] Patte K, et al. 2000. Ann Readapt Med Phys 43:57-68.
- [3] Unnithan VB, et al. 1996. Electromyogr Clin Neurophysiol 36(8):487-494
- [4] Baker R, et al. 2012. Gait Posture 35(4):612-615.
- [5] Petrof BJ. 1998. Mol. Cell. Biochem 179(1-2):111-123.

Mobilités du Centre de Masse chez le patient scoliotique avant et après une arthrodèse lors de la marche à vitesse libre

Y. DELPIERRE (1), P. VERNET (1)

1. Centre de l'Arche, Pole Régional du Handicap, Saint-Saturnin, France

Résumé

Introduction

Pendant la marche, les déplacements du Centre de Masse (CM) sont dépendants de la vitesse [1,2]. Or, l'arthrodèse vertébrale (AV) modifierait la cadence de marche, la longueur du pas, la mobilité latérale du bassin à vitesse imposée [3]. Agit elle aussi sur les mobilités du CM à vitesse libre ? Problématique/objectif : Rechercher des incidences de l'AV sur la mobilité du CM lors d'une marche à vitesse libre à un an de la chirurgie.

Matériel et Méthodes

Avec une population de 15 patients vus avant/après chirurgie (12 mois post-op) et 15 témoins, l'étude repose sur l'application du modèle Plug in Gait complet, capture des marqueurs avec 8 caméras TX, 100 Hz). La marche se fait le long d'un couloir rectiligne de 10 m. Cinq cycles droits sont analysés par sujet. La vitesse de marche, la longueur du pas, les maxima et minima des déplacements et vitesses de déplacement du CM sont comparés statistiquement entre les deux stades thérapeutiques (Wilcoxon, $p < 0,05$). L'interprétation repose notamment sur les plans de phase et phases relatives entre les mobilités latérales et verticales.

Résultats

L'AV a induit une réduction des courbures rachidiennes, alors que vitesses de marche (de 3.90 ± 0.52 km/h à 3.46 ± 0.63 km/h) et longueurs du pas (0.59 ± 0.06 m à 0.57 ± 0.06 m) sont inchangées. Suite à l'AV, les maxima/minimas des mobilités du CM sont réduits selon l'axe antéro-postérieur ; ils tendent à se normaliser selon les axes latéraux et verticaux. Les plans de phases des axes latéraux et verticaux confirment cette tendance et rendent compte de la ré-organisation des mobilités du CM après l'AV. La phase relative entre les mobilités latérales et verticales du CM n'est pas modifiée ne montrant pas une ré-organisation.

Discussion et Conclusion

En condition de vitesse libre et à un an de la chirurgie, les résultats montrent peu de différences des mobilités du CM. L'amélioration légère de la mobilité latérale est montrée, signant une moindre dépense énergétique [4].

Bibliographie

- [1] Orendurff MS et al. (2004) Journal of Rehabilitation Research&Development.
- [2] Staskiewicz R et al.(2010) Acta of bioengineering and biomechanics.
- [3] Mahaudens et al. (2010) Gait&posture.
- [4] Paul JC et al. (2014) Gait&posture..

Quantification du moment externe d'adduction de sujets gonarthrosiques en appui bipodal par recalage d'un modèle 3D osseux

K. LANGLOIS(1), F. LAVASTE(1), P. THOREUX(2), H. PILLET (1)

1. Arts et Metiers ParisTech, LBM, Paris, France

2. Hôpital Avicenne - Université Paris XIII Bobigny, France

Résumé

Introduction

Le Moment externe d'adduction (MEA) est un paramètre cinétique usuel de l'étude de la gonarthrose du compartiment médial [1]. Des résultats contradictoires supposent que les valeurs du MEA obtenues par dynamique inverse sont sensibles au modèle biomécanique sous-jacent comme la position du centre articulaire du genou. Sur des sujets symptomatiques, nous avons comparé deux méthodes d'obtention de ce centre articulaire : la première par palpation de reliefs osseux à travers la peau et la seconde par recalage d'un modèle osseux 3D obtenu par radiographie biplanaire grâce aux marqueurs externes utilisés pour la capture du mouvement.

Matériel et Méthodes

9 sujets présentant une gonarthrose médiale ont participé à l'étude. Après la pose de marqueurs opto-électronique, des radiographies biplanaires ont été capturées dans le système EOS®. Des acquisitions statiques ont été capturées par un système vicon® alors que les sujets étaient debout en appui sur deux plateformes AMTI. Les angles fémoro tibial mécanique 3D (AFTM) et mécanique du tibia (ATM) ont été calculés en utilisant les reconstructions à partir des radiographies. Pour chaque genou, deux valeurs de MEA ont été calculées en utilisant le centre articulaire calculé 1/ comme le centre des épicondyles et 2/ comme le centre des condyles postérieurs identifiés sur le modèle 3D. La distance entre les deux centres a été exprimée dans le repère fémur.

Résultats

La moyenne de l'AFTM des cotés arthrosiques est de 168.3° ($\pm 4.1^\circ$), l'ATM est de $85,1^\circ$ ($\pm 3.2^\circ$). Il est noté une différence de MEA entre les deux méthodes. Par exemple, pour un sujet, le MEA du côté arthrosique calculé par la méthode du recalage des modèles 3D est supérieur de 0.033 N.m/kg . Le centre articulaire du genou a été latéralisé de 4.2 mm en utilisant le modèle 3D.

Discussion et Conclusion

La méthode de recalage précise deux facteurs du MEA : la situation du centre articulaire et l'orientation positionnelle des deux segments osseux. A titre comparatif, la variation de moment mesuré du fait des orthèses de genou est de l'ordre de 0.055 N.m/kg [2] en appui unipodal. Nos résultats illustrent l'importance des repères anatomiques personnalisés pour l'analyse du mouvement.

Bibliographie

[1] Zhao, 2007

[2] Dessery, 2014

Effet de l'obésité sur les paramètres spatio-temporels et le COP à la marche chez les personnes souffrant de lombalgie



C. LEYH (1,2), L. DEVALET (1), V. FEIPEL (1)

1. Laboratoire d'Anatomie Fonctionnelle, Université Libre de Bruxelles (ULB), Brussels, Belgium

2. Laboratoire d'Anatomie, Biomécanique et Organogénèse, Université Libre de Bruxelles (ULB), Brussels, Belgium

Résumé

Introduction

Le lien entre l'obésité et la lombalgie (LBP) n'est pas claire [1-3] mais ces 2 conditions affecteraient la marche [1,4]. Ce travail évalue l'influence de l'obésité sur les paramètres spatio-temporels (ST) et le centre de pression plantaire (COP) à la marche chez les sujets LBP et compare les résultats à ceux de sujets sains (GC).

Matériel et Méthodes

48 sujets LBP (24 femmes: 41±17 ans-24 hommes: 39±14 ans) et 34 GC (16 femmes: 45±18 ans-18 hommes: 45±17 ans) ont marché à 3 vitesses différentes (lente, préférentielle, rapide) sur un tapis de marche (GAITRite®). Les vitesses de marche étaient randomisées. Après subdivision des groupes LBP et GC en fonction de leur indice de masse corporelle (BMI normal≤25 kg/m²; BMI obèse>25 kg/m²), une ANOVA mesures répétées a analysé l'influence du BMI et de la pathologie sur les paramètres ST (ex. vitesse, longueur et durée du pas) et le COP (ex. déplacement et vitesse du COP sur les axes postéro-antérieur et médio-latéral).

Résultats

Les sujets obèses présentaient une vitesse de marche, des longueurs du pas et de foulée, des phases d'oscillation et de simple appui, des vitesses de déplacements postéro-antérieur et médio-latéral du COP diminuées par rapport aux sujets de BMI≤25. La base du support et la phase de double appui étaient par contre augmentées. Les paramètres ST et le COP ne différaient pas significativement entre les groupes LBP et GC.

Discussion et Conclusion

L'obésité influençait les paramètres ST et le COP mais nos résultats n'ont pas confirmé que le sujet LBP marcherait plus lentement, avec de plus petits pas et des phases d'appui plus longues [5-7], ni que l'obésité accentuerait ces troubles de la marche [7]. Dans le futur, les études devraient étendre la sélection de patients LBP afin de concevoir des sous-groupes plus larges et mieux définis en fonction de spécificités cliniques comme les symptômes, l'examen clinique ou le diagnostic de pathologies vertébrales spécifique.

Bibliographie

- [1] Vismara et al. J Neuroeng Rehabil 7:1-8,2010
- [2] Fransen et al. Spine 27:92-98,2002
- [3] Andersen et al. Obes Res 11:1159-1162,2003
- [4] Messier et al. Foot Ankle Int 15:29-34,1994
- [5] Al-Obaidi et al. Int J Rehabil Res 26:101-108,2003
- [6] Lee et al. Spine 32:1329-1336,2007
- [7] Cimolin et al. J Neuroeng Rehab 8:55,2011

Influence d'une stimulation rythmique auditive sur la marche de sujets asymptomatiques

C. SCHREIBER (1), A. REMACLE (1), F. CHANTRAINE (1), E. KOLANOWSKI (1), F. MOISSENET (1)

1. Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Posture, CNRFR – Rehazenter, Luxembourg, Luxembourg

Résumé

Introduction

Peu d'études ont été réalisées sur les effets immédiats d'une stimulation rythmique auditive (SRA) sur la marche de sujets asymptomatiques. Les résultats de ces études montrent des effets inconsistants concernant les paramètres temporeux [1] mais aucune modification des paramètres spatiaux. Cependant, l'influence d'une SRA sur la cinématique et la cinétique de marche n'a pas été rapportée. L'objectif de cette étude était donc de réaliser une comparaison complète des caractéristiques de la marche chez des sujets asymptomatiques, à vitesse spontanée et avec une SRA.

Matériel et Méthodes

La cinématique et la cinétique ont été recueillies chez des sujets sains asymptomatiques marchant à vitesse spontanée (C1) puis à une cadence imposée par un métronome (C2) (i.e., SRA). 14 sujets présentant des cadences statistiquement identiques ($p > 0.05$) lors de ces 2 conditions ont été retenus (9H/5F, 37.3 ± 15.8 ans, 71.3 ± 13.9 kg, 1.77 ± 0.09 m). La comparaison des 2 conditions a alors été effectuée sur des paramètres spatio-temporeux, cinématiques et dynamiques (test de Student, niveau de confiance de 95%) ainsi que sur les courbes cinématiques et dynamiques (R2, RMSE).

Résultats

Tous sujets confondus, les moyennes des paramètres spatio-temporeux, cinématiques et dynamiques n'étaient pas significativement différentes entre C1 et C2, y compris pour la longueur d'enjambée ($p = 0.072$) et la vitesse de marche ($p = 0.098$). Toutes les courbes cinématiques et dynamiques présentaient des RMSE inférieures à 5% exceptée la courbe d'inclinaison du bassin (RMSE=14.7%). L'ensemble des courbes présentaient un très haut niveau de corrélation ($R^2 > 0,9$).

Discussion et Conclusion

L'utilisation d'une SRA ne paraît pas influencer les principaux paramètres d'une analyse quantifiée de la marche (i.e., paramètres spatio-temporeux, cinématique, dynamique). L'utilisation d'une SRA pour imposer une cadence spécifique et répétable (e.g., pour l'établissement de données normatives) semble donc possible dans une certaine mesure. Cependant, cette étude doit être étendue à un plus grand nombre de sujets pour confirmer ces premières observations.

Bibliographie

[1] Wittwer et al., Gait posture 37, 2012

Membre supérieur / Tronc

DISTINCTION ENTRE CO-ACTIVATION PATHOLOGIQUE ET FONCTIONNELLE LORS DE MOUVEMENTS ACTIFS DU BRAS CHEZ DES ENFANTS HÉMIPARÉTIQUES

A. SARCHER (1), M. RAISON (2), F. LEOEUF (3), B. PERROUIN-VERBE (1), S. BROCHARD (4), R. GROSS (1)..... 47

RELATION ENTRE ÉVALUATION FONCTIONNELLE ET ANALYSE CINÉMATIQUE DU MEMBRE SUPÉRIEUR DANS L'HÉMIPLÉGIE CÉRÉBRALE INFANTILE

F. GAILLARD (1), A. CRETUAL (2), C. LE CORNEC (1, 2), S. CORDILLET (2), R. HEYMAN (1), J. BEAUFILS (1), H. RAUSCENT (1) 48

MODÉLISATION 3D DU RACHIS CERVICAL SUPÉRIEUR EN ROTATION AXIALE: LONGUEUR/BRAS DE LEVIER LIGAMENTAIRES ET MUSCULAIRES

B. BEYER (1, 2, 3), P. SALVIA (1), S. VAN SINT JAN (1), V. FEIPEL (1, 2), P-M. DUGAILLY (2, 3)..... 49

EVOLUTION DES PARAMÈTRES BIOMÉCANIQUES LORS DE L'APPRENTISSAGE SPONTANÉ DE LA LOCOMOTION EN FAUTEUIL ROULANT – CAS DE LA TÂCHE DE DÉMARRAGE

C. SAURET (1), N. EYDIEUX (1), J. BASCOU (2), P. VASLIN (3), F. LAVASTE (1), H. PILLET (1), P. FODE (2)..... 50

ANALYSE 3D DE L'ASYMÉTRIE DU MOUVEMENT LORS DE LA PRÉHENSION BIMANUELLE CHEZ L'ENFANT AYANT UNE HÉMIPLÉGIE CÉRÉBRALE INFANTILE

F. GAILLARD (1), A. CRETUAL (2), C. LE CORNEC (1, 2), S. CORDILLET (2), R. HEYMAN (1), J. BEAUFILS (1), H. RAUSCENT (1) 51

MODÉLISATION 3D DU COMPORTEMENT COSTO-DIAPHRAGMATIQUES LORS DU MOUVEMENT RESPIRATOIRE

B. BEYER (1, 2), V. SHOLUKHA (1), P. SALVIA (1), L. CHEZE (3), S. VAN SINT JAN (1), V. FEIPEL (1, 2)..... 52

Distinction entre co-activation pathologique et fonctionnelle lors de mouvements actifs du bras chez des enfants hémiparétiques



A. SARCHER (1), M. RAISON (2), F. LEOEUF (3), B. PERROUIN-VERBE (1), S. BROCHARD (4), R. GROSS (1)

1. Laboratoire d'Analyse du Mouvement, CHU de Nantes, Nantes, France

2. Chaire de Recherche en Génie de la Réadaptation Pédiatrique, CHU Sainte-Justine, Montréal, Québec, Canada

3. College of Health and Social Care, University of Salford, Salford, United Kingdom

4. Laboratoire d'Analyse du Mouvement, CHRU de Brest, Brest, France

Résumé

Introduction

Les enfants avec une paralysie cérébrale unilatérale spastique (PCUS) sont limités en amplitude articulaire active et en vitesse avec leur membre supérieur atteint (MSA). Ces limitations sont dues à un ensemble de troubles musculaires, dont des co-activations (CA) musculaires excessives. La CA a normalement un rôle fonctionnel, notamment pour stabiliser l'articulation. L'objectif de cette étude est d'identifier quand cette CA pathologique intervient pendant des mouvements actifs d'extension du coude du MSA, pour mettre en évidence son impact sur la restriction du mouvement.

Matériel et Méthodes

13 enfants à développement typique (DT) et 13 enfants avec une PCUS ont réalisé des cycles d'extension/flexion à 3 fréquences de mouvement. Les angles et vitesses articulaires du coude ont été calculés à partir des positions de 29 marqueurs placés sur le membre supérieur. A partir de ces données, le mouvement d'extension a été décomposé en Phase d'Accélération d'Extension (PAE), et en Phase de Décélération d'Extension (PDE). Le pourcentage de CA pour les couples brachioradialis(BR)/triceps et biceps/triceps et pour chacune des phases a été extrait des signaux d'électromyographie de surface de ces muscles. Des modèles linéaires mixtes ont été utilisés pour l'analyse statistique.

Résultats

Pendant la PAE, les résultats ont révélé une CA excessive augmentant avec la fréquence pour le groupe avec une PUCS, alors que la CA pour le groupe à DT était faible et invariante. Cette CA pour le groupe avec une PUCS serait donc pathologique, probablement liée aux limitations de vitesse de mouvement. Pendant la PDE, une CA excessive a été trouvée pour le groupe avec une PCUS seulement pour le couple BR/triceps. Le BR semble donc se distinguer comme en partie responsable de la restriction d'amplitude articulaire active. Pour les deux couples, la CA augmentait avec la fréquence similairement pour les deux groupes. Ces similitudes suggèrent qu'il s'agit de CA fonctionnelle, pour stabiliser l'articulation en fin de mouvement.

Discussion et Conclusion

Cette étude permet de mieux comprendre la CA pathologique chez les enfants avec une PCUS. Les perspectives incluent une interprétation individuelle des résultats, pour aider dans la prise en charge thérapeutique de chaque enfant.

Relation entre évaluation fonctionnelle et analyse cinématique du membre supérieur dans l'hémiplégie cérébrale infantile



F. GAILLARD (1), A. CRETUAL (2), C. LE CORNEC (1, 2), S. CORDILLET (2), R. HEYMAN (1), J. BEAUFILS (1), H. RAUSCENT (1)

1. Physical Medicine and Rehabilitation Department, Pontchaillou University Hospital, 2 rue Henri Le Guilloux, 35033 Rennes, France

2. M2S Lab (Mouvement Sport Santé), University Rennes 2, ENS Rennes - UEB, Avenue Robert Schuman, Campus de Ker Lann, 35170 Bruz, France

Résumé

Introduction

Les enfants ayant une hémiplégie cérébrale infantile (HCI) ont des anomalies du mouvement du membre supérieur (MS) à l'origine de difficultés dans les activités quotidiennes. L'objectif était d'évaluer la relation entre les anomalies cinématiques du MS et la performance de la main hémiplégique en situation bimanuelle.

Matériel et Méthodes

23 enfants ayant une HCI (âge moyen $11,9 \pm 2,7$ ans) ont été évalués par l'Assisting Hand Assessment (AHA) pour obtenir un score de performance bimanuelle. L'analyse 3D du mouvement du MS a été réalisée selon un protocole standardisé contenant 2 tâches de pointage, 3 tâches fonctionnelles et 2 tâches de préhension. Les index cinématiques, résumant la sévérité des anomalies du mouvement du MS des enfants atteints d'HCI, ont été comparés à une base de données de 28 enfants sains (âge moyen $11,8 \pm 2,2$ ans).

Résultats

Il existait une forte corrélation entre le score de l'AHA et le Global-Arm Profile Score (APS), index cinématique résumant la sévérité de l'anomalie du mouvement du MS sur toutes les tâches ($r=-0,75$). Les APS étaient fortement corrélés avec le score de l'AHA sur les tâches de préhension ($r=-0,75$) et deux des trois tâches fonctionnelles ($r=-0,74$). Concernant le Global-Arm Variable Score, qui représente la déviation anormale d'une mobilité articulaire donnée, il existait des corrélations significatives avec la flexion du poignet ($r=-0,85$), la flexion du coude ($r=-0,61$) et la pronation ($r=-0,47$).

Discussion et Conclusion

La sévérité de l'anomalie du mouvement du MS des enfants atteints d'HCI était fortement corrélée au niveau de performance de la main hémiplégique en situation bimanuelle. De meilleures corrélations étaient retrouvées lors des tâches de préhension ou fonctionnelles. L'influence des anomalies de mobilités du poignet et du coude sur la fonction confirme l'importance de les considérer en thérapeutique.

Bibliographie

Jaspers E, Feys H, Bruyninckx H, Klingels K, Molenaers G, Desloovere K. The Arm Profile Score: A new summary index to assess upper limb movement pathology. *Gait Posture*. 2011 Jun;34(2):227

Krumlinde-sundholm L, Eliasson A. Development of the Assisting Hand Assessment: A Rasch-built Measure intended for Children with Unilateral Upper Limb Impairments. *Scand J Occup Ther*. 2003 Jan 1;10(1):16–26

Modélisation 3D du rachis cervical supérieur en rotation axiale: longueur/bras de levier ligamentaires et musculaires

B. BEYER (1, 2, 3), P. SALVIA (1), S. VAN SINT JAN (1), V. FEIPEL (1, 2), P-M. DUGAILLY (2, 3)

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

2 Laboratoire d'Anatomie Fonctionnelle (LAF), Faculté des sciences de la motricité, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

3. Unité de recherche en Ostéopathie, Faculté des sciences de la motricité, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

Résumé

Introduction

Dans le domaine des thérapies manuelles, plusieurs études ont porté sur l'analyse de la cinématique et la modélisation musculo-squelettique du rachis cervicale supérieure (RCS) (3) lors de techniques diverses (1,2). Cependant, l'intégration des données cinématiques, ligamentaires et musculaires dans un modèle 3D personnalisé reste un enjeu. Les buts de la présente étude ont été d'évaluer les modifications de longueur et de bras de levier des structures anatomiques du RCS et de développer un modèle 3D avec représentation du mouvement et des caractéristiques anatomiques.

Matériel et Méthodes

A partir de 8 modèles 3D anatomiques et cinématique obtenus précédemment, l'identification des ligaments et des muscles sous-occipitaux a été réalisée en utilisant une méthode de palpation virtuelle de repères anatomiques. Les données de longueur et de bras de levier ont été calculées pour 5 positions du RCS durant la rotation axiale. La précision des mesures et la propagation de l'erreur de la palpation sur les résultats ont également été évaluées.

Résultats

Les résultats ont montré trois catégories de variations de longueur et de bras de levier. Une première catégorie comportant des variations négligeables des deux paramètres. Une autre démontrant des variations simultanée et de signes identiques, et une dernière où les variations sont simultanées mais de signes opposés. Les principales variations concernent les ligaments atlanto-axoïdiens, la membrane tectoriale ainsi que les muscles grand droit postérieur et oblique inférieur. La propagation de l'erreur de palpation sur l'amplitude des longueurs et des bras de levier est de l'ordre de 5% et 19% respectivement.

Discussion et Conclusion

Sur la base d'une étude antérieure (3), certaines caractéristiques biomécaniques complémentaires de ligaments et de muscles du RCS ont été analysés. Le comportement de ces structures anatomiques a été intégré dans une modélisation 3D anatomique personnalisée des cinématiques articulaires durant le mouvement de rotation axiale. Les résultats de notre investigation amènent des données complémentaires pouvant être intégrées dans le domaine de la pratique clinique manuelle.

Bibliographie

[1] Beyer et al, Man Ther, 2015

[2] Dugailly et al, JEK, 2014

[3] Dugailly et al, Spine, 2011

Evolution des paramètres biomécaniques lors de l'apprentissage spontané de la locomotion en fauteuil roulant – cas de la tâche de démarrage

C. SAURET (1), N. EYDIEUX (1), J. BASCOU (2), P. VASLIN (3), F. LAVASTE (1), H. PILLET (1), P. FODE (2)

1. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak / Arts et Métiers ParisTech, Paris, France

2. Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France

3. Laboratoire d'Informatique de Modélisation et d'Optimisation des Systèmes, Clermont Université, Clermont-Ferrand, France

Résumé

Introduction

Après une chirurgie des membres inférieurs, les patients sont souvent amenés à utiliser temporairement un fauteuil roulant manuel (FRM). Cependant, cette locomotion est contraignante pour les membres supérieurs et l'apparition de troubles musculo-squelettiques doit être évitée. Caractériser l'adaptation spontanée à cette locomotion peut permettre de mieux encadrer cette pratique nouvelle. Cette étude s'est focalisée sur la tâche de démarrage, peu analysée mais pourtant courante et contraignante.

Matériel et Méthodes

8 sujets valides sans expérience du FRM ont réalisé 15 minutes de locomotion sur un parcours intégrant différentes tâches locomotrices dont des démarrages. Les sujets n'ont reçu aucune information concernant la manière de se propulser. Tous ont utilisé le même FRM instrumenté (FRET-2) permettant d'obtenir la cinématique du FRM et les actions mécaniques sur les mains courantes. Ces données ont permis d'obtenir la durée de la tâche, la distance parcourue et la vitesse de déplacement, ainsi que la force motrice communiquée au FRM. Les patrons de propulsion [1] ont été obtenus grâce à un système optoélectronique et des marqueurs réfléchissants placés à la fois sur les mains du sujet et sur le FRM.

Résultats

Les résultats confirment en partie ceux préalablement obtenus pour la propulsion [2] : augmentation de la distance parcourue, de la vitesse moyenne et de la force motrice au cours l'apprentissage. Cependant, une diminution de la durée de la tâche a été notée. Enfin, si tous les sujets commençaient avec un patron de type « arcing », 3 sujets avaient déjà modifié leur patron vers « single loop » et « semi-circular » entre la 10ème et la 15ème minute.

Discussion et Conclusion

A travers cette étude, il a pu être montré une modification des paramètres biomécaniques durant la tâche de démarrage en FRM au cours de 15 premières minutes de pratique. Le résultat le plus original est la modification rapide des patrons de propulsion chez certains sujets vers le type « semi-circular » généralement admis comme celui de sujets experts. Ce résultat montre donc que le niveau d'expertise ne peut se baser uniquement sur le patron de propulsion.

Bibliographie

[1] Boninger et al., J. Rehabil Res Dev, 2005

[2] Vegter et al., IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2013

Analyse 3D de l'asymétrie du mouvement lors de la préhension bimanuelle chez l'enfant ayant une hémiplegie cérébrale infantile



F. GAILLARD (1), A. CRETUAL (2), C. LE CORNEC (1, 2), S. CORDILLET (2), R. HEYMAN (1), J. BEAUFILS (1), H. RAUSCENT (1)

1. Physical Medicine and Rehabilitation Department, Pontchaillou University Hospital, 2 rue Henri Le Guilloux, 35033 Rennes, France

2. M2S Lab (Mouvement Sport Santé), University Rennes 2, ENS Rennes - UEB, Avenue Robert Schuman, Campus de Ker Lann, 35170 Bruz, France

Résumé

Introduction

Les enfants ayant une hémiplegie cérébrale infantile (HCI) ont des déficiences du membre supérieur (MS) et des anomalies du mouvement à l'origine de difficultés dans les activités bimanuelles. L'objectif était d'analyser les anomalies du mouvement et l'asymétrie cinématique des deux MS au cours d'une tâche de préhension bimanuelle chez des enfants ayant une HCI.

Matériel et Méthodes

7 enfants HCI (âge moyen de 13.7 ± 2.4 ans) ont été évalués en analyse 3D du mouvement sur une tâche de préhension bimanuelle et symétrique. Des index cinématiques ont été calculés pour estimer la sévérité de la déviation du mouvement (Arm Profile Score, APS) et le degré d'asymétrie entre les deux membres supérieurs (Asym'APS). Les données cinématiques des enfants HCI ont été comparées à une base de données de 17 enfants sains (âge moyen de 12.1 ± 2.6 ans).

Résultats

Le score APS était significativement plus élevé au niveau du MS parétique des enfants HCI par rapport au MS non-dominant des sujets contrôles (respectivement à 21.6° vs 12.8°). Le score Asym'APS était significativement plus important dans le groupe d'enfants hémiplegiques par rapport aux enfants contrôles (respectivement à 21.2° et 7.9°). L'étude des index en fonction du niveau articulaire a permis de préciser sur quels angles les déviations et les asymétries étaient les plus élevées et quelles compensations étaient adoptées par le MS non-parétique.

Discussion et Conclusion

Les enfants ayant une HCI présentent une déviation angulaire du MS parétique plus sévère et une asymétrie entre les deux MS plus importante que les enfants sains lors d'une préhension bimanuelle et symétrique.

Bibliographie

[1] Jaspers E, Desloovere K, Bruyninckx H, Molenaers G, Klingels K, Feys H. Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2009 Nov;30(4):395–404.

[2] Klotz MCM, van Drongelen S, Rettig O, Wenger P, Gantz S, Dreher T, et al. Motion analysis of the upper extremity in children with unilateral cerebral palsy--an assessment of six daily tasks. *Res Dev Disabil*. 2014 Nov;35(11):2950–7.

[3] Jaspers E, Feys H, Bruyninckx H, Klingels K, Molenaers G, Desloovere K. The Arm Profile Score: A new summary index to assess upper limb movement pathology. *Gait Posture*. 2011 Jun;34(2):227–33.

Modélisation 3D du comportement costo-diaphragmatiques lors du mouvement respiratoire



B. BEYER (1, 2), V. SHOLUKHA (1), P. SALVIA (1), L. CHEZE (3), S. VAN SINT JAN (1), V. FEIPEL (1, 2)

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

2 Laboratoire d'Anatomie Fonctionnelle (LAF), Faculté des sciences de la motricité, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique

3. Laboratoire de biomécanique des chocs LBMC, UMR_T9406, Université Lyon 1, Lyon, France

Résumé

Introduction

La respiration se réalise par l'intermédiaire de la cage thoracique et majoritairement du muscle diaphragme. La modélisation 3D du thorax lors du mouvement respiratoire a été analysée précédemment dans le but de quantifier la cinématique segmentaire des articulations costo-vertébrales (1) chez sujets sains et des patients atteints de mucoviscidose (2). En complément, le volume déplacé par les coupes diaphragmatiques peut être quantifier (3). Le but de ce travail est donc d'analyser les relations entre déplacements costovertebraux et diaphragmatiques lors du mouvement respiratoire. L'influence de la mucoviscidose sur ces paramètres sera également analysée.

Matériel et Méthodes

Des données tomodensitométriques in vivo réalisées à trois volumes pulmonaires (à la capacité pulmonaire totale (CPT), la moitié de la capacité inspiratoire (CIM) et à la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF)) ont été analysées chez 12 sujets sains et 10 patients atteints de mucoviscidoses. Après segmentation des poumons et des structures osseuses, la palpation virtuelle de marqueurs anatomiques sur les modèles 3D à chaque position respiratoire a été réalisée. Le volume compris entre les surfaces de chaque coupole diaphragmatique aux différents volumes pulmonaires a été quantifié et mis en relation avec la cinématique costovertebrale segmentaire quantifiée précédemment (1).

Résultats

Un modèle 3D du mouvement respiratoire permettant la visualisation et la quantification de la cinématique des articulations costo-vertébrales ainsi que des coupes diaphragmatiques a été développé. Les volumes déplacés par les coupes diaphragmatiques sont similaires dans les deux populations alors que les cinématiques costo-vertébrales sont moindres chez les patients atteints de mucoviscidose.

Discussion et Conclusion

La mise en œuvre de notre modèle permet la visualisation et la quantification des interactions existant entre les éléments musculaires et squelettiques impliqués dans la mécanique respiratoire. La mucoviscidose semble influencer sélectivement la composante costovertebrale plutôt que diaphragmatique.

Bibliographie

[1] Beyer et al, Clin Biom, 2014.

[2] Beyer et al, ISB, 2015.

[3] Singh et al, J Appl Physiol, 2003.

Mouvement non pathologique

ADAPTATIONS DE LA MARCHÉ SUR PLAN ASCENDANT CHEZ L'ENFANT SAIN : PISTES POUR LA RÉÉDUCATION DE L'ENFANT PARALYSÉ CÉRÉBRAL

L. VINET (1), A. SARCHER (1), B. PERROUIN-VERBE (1), F. LÉBOEUF (1, 2), R. GROSS (1) 54

ESTIMATION DE LA HAUTEUR MINIMALE DE PASSAGE DU PAS DANS LES SITUATIONS DE LA VIE COURANTE CHEZ LES PERSONNES ASYMPTOMATIQUES ET AMPUTÉS TRANSFÉMORAUX

B. DAURIAC (1, 2), X. BONNET (2), C. VILLA (3), H. PILLET (1), F. LAVASTE (1) 55

PARAMÈTRES SPATIO-TEMPORELS MESURÉS EN LABORATOIRE VS EN AMBULATOIRE: POURQUOI ET COMMENT?

L. FRADET (1), C-X. BICHON (2), J-P. NEAU (2) 56

COMPARAISON DE LA COURSE PIEDS NUS AVEC LA COURSE EN CHAUSSURES STANDARDS ET MINIMALISTES

P. AUZIAS (1), C. SEITZ (1), Y. ESCALLE (1), A. RODRIGUEZ (1), I. LOUBINOX (2, 3), R. DARMANA (2, 3)..... 57

L'ÉVALUATION DU CONTRÔLE POSTURAL DES SEGMENTS AXIAUX EST-IL POSSIBLE CHEZ L'ENFANT COMME CHEZ L'ADULTE ?

J. PIERRET (1), S. CAUDRON (1), F. CLANCHE (1), M-A. HALDRIC (2), C. BEYAERT (1, 2).. 58

Adaptations de la marche sur plan ascendant chez l'enfant sain : pistes pour la rééducation de l'enfant paralysé cérébral



L. VINET (1), A. SARCHER (1), B. PERROUIN-VERBE (1), F. LEBOEUF (1, 2), R. GROSS (1)

1. Laboratoire d'Analyse du Mouvement, CHU de Nantes, Nantes, France

2 College of Health and Social Care, University of Salford, Salford, United Kingdom

Résumé

Introduction

Les adaptations de la marche en situation écologique ont été très peu étudiées chez l'enfant. Comprendre ces adaptations permet d'exploiter le potentiel de ces situations pour la réadaptation des enfants paralysés cérébraux (PC). Certaines techniques de kinésithérapie utilisent le plan incliné bien qu'aucune étude n'ait entièrement quantifié les adaptations de la marche qui en découlent. Dans cette étude, nous avons exploré les modifications cinématiques et musculaires lors de la marche sur pente ascendante chez l'enfant à développement typique (TD).

Matériel et Méthodes

11 enfants TD, âgés de 7 à 12 ans, et 11 adultes sains ont participé à cette étude. Les paramètres cinématiques, musculaires et spatio-temporels étaient enregistrés lors de la marche, pour trois conditions de pente : 0°, 7° et 12°. La méthode statistique Statistical Parametric Mapping, provenant de l'imagerie cérébrale, a été utilisée ici de façon novatrice pour comparer directement les courbes cinématiques et d'activation musculaire des différentes conditions.

Résultats

Lors de la marche sur plan incliné ascendant, il existait une augmentation significative des angles de flexion des 3 articulations des membres inférieurs au contact initial (CI), en milieu d'appui et en fin de phase oscillante ainsi qu'une augmentation de l'obliquité du bassin au CI. Ces adaptations étaient permises par l'augmentation de l'activation des muscles antigravitaires et stabilisateurs de hanche. Ces modifications étaient d'autant plus importantes que la pente augmentait. Les résultats étaient très similaires entre les adultes et les enfants.

Discussion et Conclusion

Les changements observés répondent au besoin d'élever et d'avancer le membre oscillant en ascensionnant le centre de masse lors de la marche sur plan ascendant. De telles variations chez les enfants PC amélioreraient l'amplitude des articulations de genou et de hanche tant en phase d'appui qu'en phase oscillante par rapport à la marche sur sol plat, et permettraient un renforcement musculaire des muscles extenseurs, premiers responsables de leurs troubles du tonus postural. Les perspectives de cette étude sont donc d'appliquer ce protocole à des enfants PC, pour valider l'utilisation du plan incliné dans leur prise en charge rééducative.

Estimation de la hauteur minimale de passage du pas dans les situations de la vie courante chez les personnes asymptomatiques et amputés transfémoraux



B. DAURIAC (1, 2), X. BONNET (2), C. VILLA (3), H. PILLET (1), F. LAVASTE (1)

1. Arts et Metiers ParisTech, LBM/Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak, Paris, France

2. Proteor, Département recherche et développement, Seurre, France

3. CERAH, Institution Nationale des Invalides, Woippy, France

Résumé

Introduction

Les situations contraignantes de la vie courante comme les pentes augmentent les facteurs de trébuchement chez les personnes amputées de membre inférieur [1]. Pour éviter les chutes, différentes compensations sont mises en place afin d'augmenter la distance entre le pied et le sol pendant la phase oscillante [2], aussi appelée hauteur minimum du pas (HMP). L'objectif de l'étude est d'établir une base de données de référence des HMP de sujets non amputés et amputés transfémoraux appareillés avec des prothèses contrôlées par microprocesseurs actuelles en pente.

Matériel et Méthodes

13 personnes asymptomatiques et 8 utilisateurs de C-leg ont été recrutés. Les données ont été collectées à l'aide d'un système optoélectronique à plat, dans une pente de 5% et de 12% selon [3]. La HMP a été obtenue en calculant la différence entre la distance surface de marche / milieu des marqueurs sur les têtes des 1er et 5ème métatarses pendant la phase oscillante et la phase d'appui.

Résultats

Pour les sujets contrôle, la HMP varie de 21mm pour la montée de pente à 5% à 40mm pour la descente de pente à 12%. La HMP du côté prothétique est toujours plus grande que du côté sain dans toutes les situations, l'écart variant de 5 pour la montée de pente à 5% à 15mm pour la descente de pente à 12%. La HMP du côté amputé est toujours supérieure (10mm) ou égale à celle des sujets de contrôle. La HMP du côté sain n'augmente pas comme pour les sujets de contrôle entre la montée de pente forte et le plat.

Discussion et Conclusion

La quantification de la HMP est utile en tant que paramètre fonctionnel traduisant la stratégie de marche des personnes amputées. Elle pourrait être utilisée pour l'évaluation de nouveaux composants prothétiques par rapport aux prothèses existantes ou à des sujets de contrôle. Les perspectives de ce travail sont de lier la HMP à la cinématique des segments du corps pour comprendre comment les patients l'ajustent en fonction des différentes situations.

Bibliographie

[1] Miller et al. 2001 Arch. Phys. Med. Rehabil.

[2] Sagawa et al. 2011 Gait Posture

[3] Pillet et al. 2014 IRBM

Paramètres spatio-temporels mesurés en laboratoire vs en ambulatoire: pourquoi et comment?

L. FRADET (1), C-X. BICHON (2), J-P. NEAU (2)

1. Axe RoBioSS, Institut PPRIME – UPR 3346, Poitiers, France

2 Service de Neurologie, CHU de Poitiers, Poitiers, France

Résumé

Introduction

L'analyse de la marche en laboratoire reste le gold-standard pour l'évaluation de la marche bien que le comportement des sujets puisse différer dans la vie quotidienne.

Ici, un nouveau traitement a été proposé à des sujets atteints de sclérose en plaque. Des tests cliniques instrumentés ont été réalisés avant et au 15ème jour de traitement dans le but de mieux comprendre l'effet du traitement. Bien que les résultats ne conditionnent pas la poursuite du traitement, certains patients tenant à le prolonger semblaient particulièrement motivés pendant ces tests. Or, cette motivation peut masquer le réel impact du traitement sur la fonction locomotrice. De ce fait, il est proposé de mesurer les paramètres spatio-temporels en ambulatoire, quand les patients agissent de façon inconsciente.

Matériel et Méthodes

Pendant les tests cliniques, 6 capteurs inertiels (Opal sensors, APDM, Inc.) étaient placés sur le thorax, le sacrum, sur chaque tibia et poignet. Des tests cliniques dont un test de marche de 6min étaient effectués par les 10 sujets de l'étude. Après cela, les patients rentraient chez eux avec les 3 capteurs placés sur les tibias et le sacrum. Ceux-ci étaient récupérés après 24h. Les accélérations obtenues pendant le test de marche permettaient de définir le schéma de marche de chaque sujet. Grâce à ce schéma, les phases de marche étaient détectées sur les données mesurées en ambulatoire selon une méthode de reconnaissance d'activité spécifique [1]. Les paramètres spatio-temporels pouvaient alors être calculés sur les phases de marche durant plus de 10s.

Résultats

Pour une patiente, les données spatio-temporelles montrent une augmentation des longueurs de pas et une réduction de la durée des cycles pendant le test de 6min après 15 jours de traitement. Ces résultats ne sont que partiellement confirmés par les données ambulatoires puisque les longueurs de pas ne sont pas modifiées notablement en ambulatoire après 15 jours de traitement.

Discussion et Conclusion

Cette étude montre que l'analyse de la marche réalisée en laboratoire ne reflète parfois que partiellement la capacité des patients. Les données obtenues en ambulatoire représentent un bon complément pour évaluer le réel impact d'une intervention sur la fonction motrice.

Bibliographie

[1] Fradet et Marin, 2011, ESMAC

Comparaison de la course pieds nus avec la course en chaussures standards et minimalistes



P. AUZIAS (1), C. SEITZ (1), Y. ESCALLE (1), A. RODRIGUEZ (1), I. LOUBINOX (2, 3), R. DARMANA (2, 3)

1. Institut de Formation en Pédicurie Podologie, Hôpitaux de Toulouse, F-31024 Toulouse France

2 Inserm, UMR 825 Imagerie Cérébrale et Handicaps Neurologiques, F-31024 Toulouse, France

3. Université Toulouse 3 Paul Sabatier, UMR 825 Imagerie Cérébrale et Handicaps Neurologiques, F-31024 Toulouse, France

Résumé

Introduction

Les blessures causées au système musculo-squelettique lors de la course à pied chaussée semblent provenir de la conception des chaussures qui induit une hyper-pronation du pied [1][2] et une perte de proprioception [3]. Dans l'objectif de prévenir ces blessures, le retour à la course pieds nus est envisagé, nous proposons de la comparer à la course chaussée.

Matériel et Méthodes

31 sujets ont couru à vitesse libre, pieds nus (Pn), avec des chaussures standards (Sd) et minimalistes Five Fingers Speed (Mini). Les pressions plantaires ont été mesurées avec le système WINSHOE (Médicaptureurs, Balma, France) au niveau de la sole plantaire sur 10 cycles consécutifs. La vitesse de course, la durée du cycle et de la phase d'appui, la fréquence d'enjambée, les pressions plantaires de réception et les forces de propulsion ont été analysées.

Résultats

Pour les courses Pn et Mini la réception s'effectue majoritairement sur le médio-pied et l'avant-pied (52% et 60%) et sur le talon pour la course Sd (75%). Il n'y a pas de différence significative entre Pn et Mini ($p=0.99$) mais il y en a une entre Pn-Mini et Sd ($p<0.05$). La vitesse des sujets n'est pas influencée par le mode de course ($p=0.61$). La durée des cycles est similaire entre Pn et Mini ($p=0.45$) mais différente de Sd ($p<0.05$). La durée des phases d'appui est différente entre Pn, Mini et Sd ($Sd>Mini>Pn$; $p<0.05$). Les fréquences d'enjambée sont similaires entre Pn et Mini ($p=0.48$) mais différentes de Sd ($p<0.05$). Les pressions plantaires de réception au talon et à l'avant pied ne présentent pas de différence significative entre Pn et Mini ($p=0.99$ et $p=0.53$) mais différent de Sd ($p<0.05$). Les forces de propulsion ne présentent pas de différence significative ($p=0.17$).

Discussion et Conclusion

Les vitesses, durées de phase d'appui et forces de propulsion ne sont pas influencées par le chaussage. Les autres paramètres présentent une différence systématique entre Pn-Mini et Sd et une similitude entre Pn et Mini. Ceci montre que les chaussures standards modifient significativement la course pieds nus et suggère que les minimalistes ont un unique rôle de protection.

Bibliographie

[1] Lieberman et al. doi: 10.1038/nature08723

[2] Murphy et al. doi: 10.1007/s40279-013-0093-2

[3] Kernozek TW et al. doi: 10.1055/s-003

L'évaluation du contrôle postural des segments axiaux est-il possible chez l'enfant comme chez l'adulte ?



J. PIERRET (1), S. CAUDRON (1), F. CLANCHE (1), M-A. HALDRIC (2), C. BEYAERT (1, 2)

1. EA 3450 DevAH, Université de Lorraine, Nancy, France

2 Laboratoire d'Exploration Fonctionnelle, Institut régional de médecine physique et de réadaptation, Nancy, France

Résumé

Introduction

Le contrôle des segments axiaux tient une place prépondérante dans le maintien de l'équilibre au cours d'activités statiques et dynamiques. La contribution spécifique du tronc et de la tête au contrôle postural peut être évaluée chez l'adulte à l'aide de dispositifs d'assises instables (1). L'objectif de cette étude était d'adapter ce type de dispositif à une population pédiatrique.

Matériel et Méthodes

12 enfants (8,24 ans +/- 2,2) et 15 adultes (22,54 ans +/- 2,30) devaient se maintenir en équilibre sur une assise instable, permettant de neutraliser le rôle des membres inférieurs et supérieurs dans l'équilibration. La difficulté était modulable en déplaçant 4 ressorts placés autour d'un pivot central. Une première étude visait à montrer qu'il est possible d'homogénéiser la difficulté en fonction des caractéristiques anthropométriques. Dans la seconde, nous souhaitons évaluer si la graduation de la difficulté avait des effets similaires dans les deux groupes, à l'aide d'une analyse cinétique et cinématique 3D.

Résultats

Une analyse de régression multiple, associée à un modèle mécanique validé dans la littérature, montrait que le poids permettait significativement d'homogénéiser la difficulté ($\text{Beta} = 0,95$ $t(23) = 8,76$ $p < 0,05$). Par ailleurs, les oscillations du centre de pression, étaient effectivement sensibles à la graduation de la difficulté, dans les deux groupes. On observe une augmentation de la surface d'oscillation ($\chi^2(3) = 26,45$ $p < 0,0127$) et de la variabilité de la vitesse instantanée d'oscillation ($\chi^2(3) = 25,80$ $p < 0,0127$) avec l'augmentation de la difficulté.

Discussion et Conclusion

En permettant de mesurer de façon fiable le rôle des segments axiaux dans le contrôle postural, l'adaptation du dispositif d'assise instable à l'enfant ouvre des perspectives de quantification de la contribution du tronc et de la tête à la fois dans des tâches posturales statiques et dynamiques.

Bibliographie

[1] Larivière, C., Mecheri, H., Shahvarpour, A., Gagnon, D., & Shirazi-Adl, A. (2013). Criterion validity and between-day reliability of an inertial-sensor-based trunk postural stability test during unstable sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 899-907

Posters

- SIMULATION DYNAMIQUE DE LA MARCHÉ À L'AIDE DE DONNÉES CINÉMATIQUES ET D'UN MANNEQUIN HUMAIN NUMÉRIQUE
A. P. SANTOS(1-3), J. SAVIN(4), P. BIDAUD(2-3,5), V. PADOIS(2-3), F. BENAMAR (2-3), E. DESAILLY(1)..... 61
- MODÈLES MUSCULO-SQUELETTIQUES GÉNÉRIQUES : QUELS SONT LES AJUSTEMENTS POSSIBLES POUR AMÉLIORER LES FORCES ESTIMÉES?
F. MOISSENET (1), L. CHEZE (2, 3, 4), R. DUMAS (2, 3, 4) 62
- REPRODUCTIBILITÉ D'UNE MÉTHODE DE NORMALISATION EMG BASÉE SUR LE TESTING MUSCULAIRE MANUEL: PERSPECTIVES DANS L'AQM.
A. TABARD (1), V. PITTET (1), R. DAYER (2), N. VUILLERME (3, 4), S. ARMAND (1) 63
- EFFET DU PORT DE CHAUSSURES TYPE ROCKER SOLE SUR LA STABILITÉ POSTURALE CHEZ LES PATIENTS DIABÉTIQUES AVEC NEUROPATHIE
M. LUMEAU (1, 3), M. LEMPEREUR (1, 2, 3), O. REMY-NERIS (1, 2, 3) 64
- MESURES QUANTITATIVES DES MOUVEMENTS DES DOIGTS CHEZ DES PATIENTS PARKINSONIENS À L'AIDE D'UN CAPTEUR INERTIEL MINIATURE
G. PRIGENT (1), B. MARIANI (2)..... 65
- ANGLES 3D DE BRYANT ET ANGLES PROJETÉS LORS DE L'ANALYSE D'UNE COLONNE SCOLIOTIQUE
T. ILLES (3), F. LAVASTE (1, 2), C. VILLA (1, 2), H. PILLET (2), J. DUBOUSSET (4)..... 66
- ÉVOLUTION À LONG TERME DE LA CINÉMATIQUE DE MARCHÉ CHEZ DES PATIENTS POST-AVC ÉQUIPÉS D'UN STIMULATEUR IMPLANTÉ DU NERF FIBULARIS COMMUNIS DANS LE CADRE DU TRAITEMENT DU PIED TOMBANT
F. MOISSENET (1), C. SCHREIBER (1), A. REMACLE (1), E. KOLANOWSKI (1), F. CHANTRAINE (1)..... 67
- NOUVEAU MODÈLE SCAPULOTHORACIQUE PHYSIOLOGIQUE POUR LA CORRECTION DES ARTEFACTS DE TISSUS MOUS

| | |
|---|----|
| <i>A. NAAIM (1, 2, 3, 4), F. MOISSENET (1), R. DUMAS (2, 3, 4), M. BEGON (5), L. CHEZE (2, 3, 4)</i> | 68 |
| INTRODUCTION DANS LA MODÉLISATION MUSCULO-SQUELETTIQUE DES POINTS DE CONTACT TIBIO-FÉMORAUX MESURÉS PAR RADIOGRAPHIE BI-PLANE | |
| <i>R. DUMAS (1), A. ZEIGHAMI (2), R. AISSAOUI (2)</i> | 69 |
| ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE L'EFFET DE CHAUSSURES THÉRAPEUTIQUES SUR LA MARCHÉ | |
| <i>C. VILLA(1, 2), J. BASCOU(1, 2), A. CHERIF(1, 2), P. FODE (1), H. PILLET(2)</i> | 70 |
| ESTIMATION DE LA VITESSE DU CENTRE DE MASSE DANS DIVERSES SITUATIONS DE MARCHÉ DE LA VIE COURANTE PAR CAPTEUR EMBARQUÉ | |
| <i>J. BASCOU (1), C. VILLA (1), B. DAURIAC (2), N. PACHOT (1-2), H. PILLET (2)</i> | 71 |
| EFFETS DU VIEILLISSEMENT SUR LE CONTRÔLE DE LA QUANTITÉ DE MOUVEMENT ANGULAIRE VERTICALE DURANT L'INITIATION DE LA MARCHÉ | |
| <i>T. CADERBY (1), P. LEROYER (1), N. PEYROT (1), G. DALLEAU (1)</i> | 72 |
| MICROSOFT KINECT VERSION 2 DE VALIDITÉ POUR MESURER MEMBRES ANGLES INFÉRIEURS | |
| <i>H. BARNAMEHEI (1), M. KHARAZI (1, 2)</i> | 73 |

Simulation dynamique de la marche à l'aide de données cinématiques et d'un mannequin humain numérique

A. P SANTOS(1-3), J. SAVIN(4), P. BIDAUD(2-3,5), V. PADOIS(2-3), F. BENAMAR (2-3), E. DESAILLY(1)

1. Unité d'Analyse du Mouvement, Fondation Ellen Poidatz, Saint-Fargeau-Ponthierry, France
2. Sorbonne Universités, UPMC Univ Paris 06, UMR 7222, ISIR, F-75005, Paris, France
3. CNRS, UMR 7222, ISIR, F-75005, Paris, France
4. Institut national de recherche et de sécurité (INRS), rue du Morvan, CS 60027, Vandoeuvre-lès-Nancy F-54519, France
5. ONERA, French Aerospace Lab, Chemin de la Hunière, 91123 Palaiseau, France

Résumé

Introduction

Les mesures dynamiques sont des informations essentielles pour l'analyse quantifiée de la marche, et peuvent aider à en caractériser les troubles. Elles peuvent être obtenues grâce à des plateformes de force ou des tapis de course instrumentés, mais ces moyens d'acquisition présentent parfois des difficultés de mise en œuvre, surtout pour les populations présentant des marches pathologiques [1]. L'utilisation de données dynamiques simulées à partir de mesures cinématiques peut permettre de s'affranchir de ces difficultés.

Matériel et Méthodes

Un modèle d'humain numérique a été utilisé pour représenter la marche de 5 sujets. Il est constitué de 21 segments liés par 20 articulations, soient 45 degrés de liberté articulaires plus 6 pour le bassin. Le modèle est adapté aux dimensions des sujets grâce à une capture statique et la fonction Model Scaler du logiciel OpenSim [2], qui calcule également le positionnement relatif des marqueurs sur les segments du modèle. Un algorithme de contrôle, décrit en [3], a été développé dans l'environnement de simulation XDE [4] pour synthétiser les mouvements de marche. Il assure le suivi des marqueurs de référence ainsi que l'équilibre dynamique du mannequin par optimisation quadratique. Les poids attribués à chaque tâche de suivi ainsi que les marqueurs pertinents sont déterminés par analyse en composantes principales des marches enregistrées et simulées.

Résultats

La marche ainsi synthétisée, basée sur des données cinématiques, permet de calculer des données dynamiques telles que les moments articulaires ou la position du centre de pression au cours du temps.

Discussion et Conclusion

Les techniques de simulations par humain virtuel dynamique permettent d'obtenir des données dynamiques dans les cas où celles-ci ne peuvent pas être enregistrées. Basées sur des mesures cinématiques et un modèle adapté aux dimensions des sujets, ces données peuvent ainsi aider à mieux comprendre la marche et à mieux décrire les moments articulaires.

Bibliographie

- [1] van der Krogt et al. - Journal of Biomechanics (2015)
- [2] Delp et al. - IEEE Transactions on Biomedical Engineering (2007)
- [3] Salini et al. - IEEE International Conference on Robotics and Automation (2011)
- [4] <http://www.kalisteo.fr/Isi/aucune/a-propos-de-xde>

Modèles musculo-squelettiques génériques : quels sont les ajustements possibles pour améliorer les forces estimées?

F. MOISSENET (1), L. CHEZE (2, 3, 4), R. DUMAS (2, 3, 4)

1. CNRFR - Rehazenter, Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Posture, 1 rue André Vésale, L-2674 Luxembourg, Luxembourg
2. Université de Lyon, F-69622, Lyon, France
3. Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne
4. IFSTTAR, UMR_T9406, LBMC Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, F69675, Bron

Résumé

Introduction

La littérature récente a contribué à démontrer l'importance d'une personnalisation fine des modèles musculo-squelettiques (MMS) pour l'obtention de résultats précis [1]. Cependant, avant de s'attacher à la réalisation de cette personnalisation impliquant des outils complexes et coûteux, plusieurs ajustements sont possibles sur les MMS génériques afin d'améliorer leur utilisation. Cette étude a donc pour but de présenter certains ajustements possibles sur les MMS génériques.

Matériel et Méthodes

Cette étude s'est basée sur un MMS générique du membre inférieur, qui a la particularité d'être versatile et donc idéal comme plateforme de test [2]. L'influence de paramètres géométriques et cinématiques (i.e., nombre de degrés de liberté, position des points de contact articulaires, niveau de redondance musculaire), mais également du choix de l'optimisation utilisée pour résoudre le problème de redondance musculaire (i.e., fonction objectif, poids d'optimisation) a été évaluée sur les résultats obtenus pour les forces musculo-tendineuses et/ou les forces de contact. Pour cela, des données de prothèses instrumentées (i.e., articulations de hanche et tibiofemorale) [3,4] ont été utilisées afin d'évaluer la capacité du modèle à estimer les forces de contact.

Résultats

Les résultats ont montré que l'ensemble des ajustements testés avaient une forte influence sur les forces estimées par le MMS générique. De plus, ces résultats peuvent servir de base pour établir certaines règles quant à la préparation d'un MMS générique. Par exemple, augmenter le niveau de redondance musculaire de 43 à 163 lignes d'action a permis de réduire l'erreur quadratique moyenne quant à l'estimation des forces de contact de la hanche pendant la marche (force antéro/postérieure -50%, supérieure/inférieure -9%, médio-latérale -37%).

Discussion et Conclusion

Même si l'utilisation de techniques avancées telles que l'imagerie médicale semble inévitable pour obtenir des résultats précis, des ajustements peuvent être entrepris sur les MMS génériques afin de les améliorer et de réduire les coûts de personnalisation.

Bibliographie

- [1] Mara et al., J Biomech Eng 137, 2015
- [2] Moissenet et al., J. Biomech 47, 2014
- [3] Bergmann et al., J. Biomech 34, 2001
- [4] Fregly et al., J Orthop Res 30, 2012

Reproductibilité d'une méthode de normalisation EMG basée sur le testing musculaire manuel: perspectives dans l'AQM.

A. TABARD (1), V. PITTET (1), R. DAYER (2), N. VUILLERME (3, 4), S. ARMAND (1)

1. Laboratoire de cinésiologie Willy Taillard, Hôpitaux Universitaires de Genève et Université de Genève, Genève, Suisse
2. Service de Pédiatrie orthopédique, Hôpitaux Universitaires de Genève, Genève, Suisse
3. Université Grenoble Alpes, AGIM, La Tronche, France
4. Institut universitaire de France

Résumé

Introduction

L'électromyographie (EMG) est un paramètre important en Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) dont seulement le timing d'activation est généralement interprété. L'amplitude du signal EMG pourrait améliorer la compréhension de la marche pathologique. Plusieurs facteurs techniques, anatomiques et physiologiques influencent la valeur de l'amplitude, c'est pourquoi une normalisation est nécessaire. Le gold standard est la Contraction Maximale Volontaire (MVC) qui dépend de plusieurs facteurs comme l'entraînement, le niveau de douleur et d'inconfort ou encore le profil psychologique du patient et donc n'est pas adapté à la population pathologique. Le testing musculaire manuel (MMT) Grade 3 estime la capacité d'un muscle à compléter un mouvement contre la gravité. Cette étude a pour but d'évaluer la reproductibilité et la faisabilité d'une méthode de normalisation électromyographique (EMG) basée sur le MMT de grade 3.

Matériel et Méthodes

Quatorze (6 garçons) sujets sains (14.5 ± 2.3 ans) ont été recrutés. L'EMG des muscles gluteus medius bilatéraux, placés selon les recommandations de la SENIAM, ont été mesurés par des électrodes de surfaces EMG (Delsys, Boston, USA). Trois mesures répétées du MMT grade 3 modifié (segment anatomique perpendiculaire à la gravité) ont été effectuées pendant 5s. Le 3 secondes les plus stables du signal EMG ont été filtrées par un filtre passe-haut (10Hz) et rectifié pour calculer la racine carrée des moyennes (RMS) et la valeur moyenne rectifiée (ARV). Les coefficients de corrélation Intraclasse (ICC) ont été calculés pour évaluer la reproductibilité des mesures.

Résultats

La reproductibilité intra-utilisateur était bonne pour l'ARV et la RMS ($ICC > 0.8$).

Discussion et Conclusion

MMT est une méthode de mesure clinique utilisée depuis plusieurs années dans le cadre de l'examen clinique accompagnant l'AQM. Cette méthode de normalisation EMG semble prometteuse car elle est extrinsèque, rapide et adaptée à la population pathologique tout en gardant un sens physiologique. Il est nécessaire d'évaluer la validité et la fiabilité de cette méthode de normalisation EMG en comparaison avec le gold standard (MVC) ainsi que sur différents muscles et sur une population pathologique.

Effet du port de chaussures type rocker sole sur la stabilité posturale chez les patients diabétiques avec neuropathie

M. LUMEAU (1, 3), M. LEMPEREUR (1, 2, 3), O. REMY-NERIS (1, 2, 3)

1. CHRU de Brest, Hôpital Morvan, service de médecine physique et de réadaptation, Brest, France

2. LaTIM INSERM U1101, Brest, France

3. Université de Bretagne Occidentale, Brest, France

Résumé

Introduction

La polyneuropathie sensorimotrice distale (DPN) est un facteur de risque d'ulcère chez le diabétique (augmentation des pressions à l'avant-pied). Les chaussures rocker sole réduisent les pressions à ce niveau mais pourraient induire une instabilité (1) chez ces patients à risque de chute. L'objectif de cette étude est de comparer la stabilité posturale lors du port de chaussures normales et de type rocker sole chez des patients diabétiques avec DPN.

Matériel et Méthodes

13 sujets diabétiques de type 2 avec DPN ont été inclus dans cette étude de cohorte. Les deux types de chaussures ont été comparés. L'analyse du mouvement a été réalisée durant des postures statiques et lors de la marche. Les paramètres cinématiques ont été enregistrés par 9 caméras Vicon, alors que les forces de réaction et les moments ont été recueillis par 2 plateformes de force AMTI. Les amplitudes RMS étaient calculées pour les variables COP-COM (2)(centre de pression-centre de masse) dans les directions antéropostérieure (AP) et médiolatérale (ML). Les critères de jugement secondaires étaient les scores cliniques " Berg Balance Scale" et "Dynamic Gait Index" et un score calculé à partir de 9 paramètres spatiotemporaux "Gait Variability Index".

Résultats

13 sujets ont été inclus d'âge moyen 64.1 +/- 9.9 ans. Il n'y avait aucune différence significative pour les variables COP-COM entre les deux types de chaussures pour l'ensemble des directions, que ce soit yeux ouverts (YO) ou yeux fermés (YF). ($p=0.37$ pour les directions AP avec YO et $p=0.89$ avec YF, $p=0.95$ pour les directions ML avec YO et $p=0.19$ avec YF). Il n'y avait pas de différence significative pour les critères de jugements secondaires. ($p>0.05$).

Discussion et Conclusion

Dans cette étude, les chaussures rocker sole n'induisaient pas d'instabilité posturale chez les patients diabétiques de type 2 avec DPN (lors de la station debout statique et la marche). L'augmentation du nombre de sujets dans des études ultérieures sera nécessaire afin de confirmer ces résultats préliminaires, en tenant compte de la sévérité de la neuropathie.

Bibliographie

[1] Albright. Rocker bottom soles alter the postural response to backward translation during stance. Gait Post. 2009

[2] Winter. Stiffness control of balance in quiet standing. J Neurophysiol.1998

Mesures quantitatives des mouvements des doigts chez des patients Parkinsoniens à l'aide d'un capteur inertiel miniature

G. PRIGENT (1), B. MARIANI (2)

1. Gait Up, EPFL, Lausanne, Suisse
2. Gait UP, Lausanne, Suisse

Résumé

Introduction

Les troubles du mouvement tel que la bradykinésie, les tremblements ou les instabilités posturales sont des symptômes caractéristiques de la maladie de Parkinson. Les premiers signes de détérioration des capacités motrices sont souvent une perte d'habileté dans l'exécution de mouvements précis (i.e. mouvements répétitifs des doigts et des mains). Cependant, l'évaluation de ces exercices à l'aide du score clinique Unified Parkinson's disease rating scale (UPDRS) est seulement basée sur des observations subjectives. Cette étude vise à trouver des paramètres pertinents pour quantifier les mouvements des mains et des doigts (i.e. mouvements de pronation ou ouverture et fermeture rapide des mains) avec un capteur inertiel miniature.

Matériel et Méthodes

Cinq patients parkinsoniens et cinq sujets sains ont exécuté des mouvements répétitifs de tapotement d'index sur pouce aussi vite et large que possible pendant 20 secondes. Le capteur est composé d'un accélérateur 3D et d'un gyroscope 3D (Physilog Gold, Gait Up) contenu dans un capteur inertiel externe ("droplet" Physilog, 5x5x3 mm) fixé sur l'index avec du ruban adhésif. Le capteur permet de mesurer les mouvements du doigt sans contrainte physique sur le patient. La fréquence, l'amplitude et les arrêts sont extraits à l'aide d'un algorithme basé sur la détection des pics. Les changements de fréquence et d'amplitude au cours du test sont calculés par une régression linéaire.

Résultats, Discussion et Conclusion

Les pentes correspondantes peuvent être des paramètres intéressants pour mesurer la bradykinésie des patients. Le nombre d'hésitations et d'interruptions est également un paramètre pertinent pour quantifier la sévérité de la maladie de Parkinson. Le système est approprié pour l'analyse spatiale et temporelle des mouvements fins des mains et des doigts.

Angles 3D de Bryant et angles projetés lors de l'analyse d'une colonne scoliotique

T. ILLES (3), F. LAVASTE (1, 2), C. VILLA (1, 2), H. PILLET (2), J. DUBOUSSET (4)

1. Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, INI, Woippy France
2. Institut de biomécanique humaine Georges Charpak, Arts et Metiers ParisTech, Paris, France
3. Service d'Orthopédie et Traumatologie, Centre Hospitalier Universitaire – Brugmann, Université Libre de Bruxelles, Bruxelles, Belgique
4. Académie Nationale de Médecine, Paris, France

Résumé

Introduction

En biomécanique, les positions angulaires 3D d'un segment corporel sont obtenues classiquement par le calcul des trois angles de BRYANT. Se pose alors la question de leur signification. Dans la pratique clinique on utilise plus fréquemment les angles projetés sur les plans anatomiques de référence qui correspondent aux angles visibles sur les radiographies et qui ont une signification. Cette étude a pour objectif de mettre en évidence l'intérêt, en clinique, de l'utilisation des angles projetés.

Matériel et Méthodes

Nous disposons des radiographies biplanes EOS des colonnes de 95 sujets présentant une scoliose, avant et après traitement chirurgical. A l'aide du logiciel de reconstruction 3D associé à EOS, nous pouvons obtenir les coordonnées, dans le repère anatomique global RO, des 2 points qui définissent l'axe vertébral postéro antérieur, nous appellerons par la suite cet axe, vecteur vertébral. Il est alors possible de déterminer les projections de l'origine du vecteur vertébral ainsi que les projections des angles formés par les axes de Ro avec le vecteur vertébral, sur chacun des plans de Ro.

Résultats

Pour chacune des vertèbres nous obtenons l'évolution avant et après traitement chirurgical, des angles projetés définis ci avant. Pour les projections sur le plan horizontal, le tableau ci-dessous, à titre d'exemple, présente pour les vertèbres T8 et L2 de l'un des 95 sujets la valeur de l'angle projeté α ou rotation axiale, ainsi que la valeur de la déviation latérale « d » de l'origine du vecteur vertébral, avant et après traitement chirurgical.

Vecteur Vertébral de T8 : préop $\alpha = 8^\circ$, $d=1\text{mm}$; postop $\alpha = 6^\circ$, $d=1\text{mm}$

V. V. de L2 : préop $\alpha = 22^\circ$, $d=53\text{mm}$; postop $\alpha = 4^\circ$, $d=7\text{mm}$

Ces projections permettent de quantifier notamment la réduction des déviations latérales, la réduction des rotations dans le plan horizontal.

Discussion et Conclusion

Pour compléter l'analyse il est possible d'introduire les projections des angles que forment les 2 autres axes du repère vertébral avec les axes de Ro sur les 3 plans de RO. Les résultats obtenus ici à l'aide des projections sur les 3 plans de Ro du seul vecteur vertébral sont suffisants pour une première analyse clinique.

Bibliographie

[1] Illés, T., Somoskeöy, Sz. 2013 EURO SPINE JOURNAL

Evolution à long terme de la cinématique de marche chez des patients post-AVC équipés d'un stimulateur implanté du nerf fibularis communis dans le cadre du traitement du pied tombant

F. MOISSENET (1), C. SCHREIBER (1), A. REMACLE (1), E. KOLANOWSKI (1), F. CHANTRAINE (1)

1. CNRFR - Rehazenter, Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Posture, 1 rue André Vésale, L-2674 Luxembourg, Luxembourg

Résumé

Introduction

La stimulation électrique fonctionnelle est une technique alternative aux traitements conventionnels du pied tombant associé à une lésion du système nerveux central (e.g., orthèse cheville/pied). Le but de cette étude était d'analyser l'évolution à long terme de la cinématique de marche chez des patients post-AVC équipés d'un stimulateur implanté du nerf fibularis communis dans le cadre du traitement du pied tombant.

Matériel et Méthodes

12 patients (4F/8H, 45.45+/-12.88 ans, 171.92+/-8.07 cm, 81.14+/-20.30 kg) ont été sélectionnés et implantés avec un stimulateur Actigait (Neurodan, Danemark, Groupe OttoBock) au sein de l'hôpital CHL de Luxembourg. Ces patients ont été suivis 12 mois au sein du CNRFR - Rehazenter et évalués à 4 reprises (1 mois avant implantation puis 3, 6 et 12 mois après implantation). Ces évaluations étaient réalisées avec et sans stimulation et comprenaient un test de 10m, un test de 6min et une analyse quantifiée de la marche. L'amélioration de chaque paramètre a été évaluée avec un test de Student (niveau de confiance de 95%).

Résultats

La plupart des paramètres spatiotemporaux, tels que la vitesse de marche, la symétrie du pas et l'équilibre à la marche, ont été améliorés significativement après 3 mois d'utilisation du stimulateur et sont restés relativement stables au cours des mois suivants. La stimulation a également permis de corriger efficacement le prépositionnement du pied pour l'initiation de la phase d'appui et a ramené la cheville en une position proche de la dorsiflexion en phase oscillante. Même si la stimulation ne semble pas avoir affecté la cinématique de genou et de hanche, un meilleur contrôle du genou a été observé en phase d'appui (i.e., réduction du recurvatum de genou). Enfin, un effet délétère était présent au niveau du pied avec une ouverture de l'angle du pas, due à la contraction électro-induite du peroneus longus en phase oscillante.

Discussion et Conclusion

L'utilisation d'un stimulateur implanté du nerf fibularis communis présente donc des perspectives encourageantes dans le cadre du traitement du pied tombant. L'absence de douleur lors de son utilisation et sa simplicité en font ainsi un outil de plus en plus incontournable dans le traitement des troubles à la marche.

Nouveau modèle scapulothoracique physiologique pour la correction des artefacts de tissus mous

A. NAAIM (1, 2, 3, 4), F. MOISSENET (1), R. DUMAS (2, 3, 4), M. BEGON (5), L. CHEZE (2, 3, 4)

1. CNRFR - Rehazenter, Laboratoire d'Analyse du Mouvement et de la Posture, L-2674 Luxembourg, Luxembourg
2. Université de Lyon, F-69622, Lyon, France
3. Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne
4. IFSTTAR, UMR_T9406, LBMC Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, F69675, Bron
5. Laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement ; Université de Montréal, Canada

Résumé

Introduction

La mesure du mouvement de la scapula à l'aide de marqueurs cutanés est difficile du fait des artefacts de tissus mous. L'optimisation multi-segmentaire est une technique déjà validée pour corriger ces erreurs de mesure sur le membre inférieur [1] et pourrait être adaptée pour le membre supérieur. Pour cela, la définition des contraintes cinématiques doit être la plus physiologique possible [1]. L'objectif de cette étude est de proposer et de valider un nouveau modèle cinématique de l'articulation scapulothoracique au travers d'une étude cadavérique.

Matériel et Méthodes

Un modèle constitué des 4 segments suivants a été défini : thorax, clavicule, scapula, humérus. Les articulations sternoclaviculaire, acromioclaviculaire et glénohumérale ont été représentées par des rotules. Une nouvelle contrainte scapulothoracique avec le plan de la scapula tangent à une ellipsoïde modélisant le thorax (STT) a été comparée à la contrainte classique d'un point défini de la scapula (milieu des points remarquables Angulus Inferior et Trigonum Spinae (ST1) [2]) en contact avec l'ellipsoïde. Ce modèle a été évalué par une étude cadavérique avec vis intra-corticales. Le sujet cadavérique, mobilisé par un expérimentateur, a réalisé les mouvements suivants mesurés par un système de 8 caméras optoélectroniques (100Hz) : flexion-extension, abduction et circumduction. Les paramètres géométriques du modèle ont été définis en utilisant les données CT-Scan obtenues après avoir congelé le sujet cadavérique dans une position anatomique. La cinématique du modèle obtenue avec les 2 contraintes a été comparée avec la cinématique de référence du sujet cadavérique (RMSE et R2).

Résultats

Les erreurs obtenues entre le modèle et la référence sont similaires quels que soient le modèle et le mouvement étudiés.

Discussion et Conclusion

STT et ST1 permettent de représenter de manière équivalente les mouvements de la scapula. Néanmoins, la contrainte STT permet d'obtenir un point de contact plus réaliste. Comme le point d'application des forces transmises dans l'articulation peut modifier fortement les bras de leviers des différents muscles, la contrainte STT semble plus adaptée pour des calculs de dynamique ou de modélisation musculo-squelettique.

Bibliographie

- [1] Duprey et al., J. Biomech (2010)
 [2] Garner & Pandy, CMBBE (2001)

Introduction dans la modélisation musculo-squelettique des points de contact tibio-fémoraux mesurés par radiographie bi-plane

R. DUMAS (1), A. ZEIGHAMI (2), R. AISSAOUI (2)

1. Université de Lyon, F-69622, Lyon, France ; Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne ; IFSTTAR, UMR_T9406, LBMC Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, F69675, Bron

2. Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie, Centre de Recherche du CHUM; Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure, Montréal, Canada

Résumé

Introduction

La modélisation musculo-squelettique est un outil pertinent pour estimer les forces de contact au genou pendant la locomotion humaine. Ces forces sont sensibles à positions des points de contact dans les deux compartiments, médial et latéral [1]. L'objectif de cette étude est de mesurer les points de contact par radiographie bi-plane et d'introduire leurs trajectoires personnalisées dans un modèle musculo-squelettique du membre inférieur.

Matériel et Méthodes

La méthode est appliquée à 1 sujet asymptomatique (mâle, 38 ans, 84 kg, 1,71 m). Les points de contact sont mesurés à partir de reconstruction/recalage du fémur et du tibia dans 5 radiographies bi-planes (système EOS) d'un mouvement de squat quasi-statique [2]. Les trajectoires des points de contact, en fonction de l'angle de flexion du genou, sont ensuite appliquées à un modèle musculo-squelettique [3]. Les résultats, pour un cycle de marche mesuré avec un KneekG et un tapis instrumenté, sont comparés aux forces de contact obtenues avec des points de contact issus d'un modèle générique du genou [3].

Résultats

La forme des courbes est quelque peu différente et, avec les points de contact personnalisés, les forces de contact sont généralement plus faibles sauf pour le 2ème pic de force latérale (1,45 vs. 1,13 fois le poids du corps).

Discussion et Conclusion

Dans cette étude pilote, la méthodologie est appliquée à 1 seul sujet et les forces de contact ne sont pas validées. De plus, les points de contact sont supposés comparables entre le squat et d'autres mouvements. Toutefois, l'introduction des points de contact personnalisés (mesurés par radiographie bi-plane) semble une méthode prometteuse pour l'estimation fiable des forces de contact au genou.

Bibliographie

[1] Lerner ZF, et al., How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces. *J Biomech* 2015; 48:644-50

[2] Zeighami A et al., Tibio-femoral joint contact in healthy and osteoarthritic knees during quasi-static squat: a bi-planar X-ray analysis. *Osteoarthritis Cartilage* 2015; submitted

[3] Moissenet F et al., A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait. *J Biomech* 2014; 47:50-8

Analyse biomécanique de l'effet de chaussures thérapeutiques sur la marche

C. VILLA(1, 2), J. BASCOU(1, 2), A. CHERIF(1, 2), P. FODE (1), H. PILLET(2)

1. Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, INI Woippy France

2. Institut de biomécanique humaine Georges Charpak, Arts et Metiers ParisTech, Paris, France

Résumé

Introduction

Après une intervention chirurgicale correctrice à l'avant-pied, des chaussures thérapeutiques sont prescrites pour permettre la reprise progressive de la marche, comme c'est le cas des chaussures Sober® (Sober) et Halten® (Podonov). L'objectif est d'analyser l'influence de ces deux chaussages sur la marche de sujets asymptomatiques comparé à un chaussage quotidien pris comme référence.

Matériel et Méthodes

Six marches à plat de 12 femmes et 1 homme sans pathologie locomotrice, équipés de 54 marqueurs réfléchissants, ont été enregistrées par un système optoélectronique et deux plateformes de force. Les sujets ont réalisé une session avec leurs chaussures quotidiennes (REF), puis deux sessions chaussés dans un ordre aléatoire avec Halten® (HAL) ou Sober® (SOB). Les paramètres spatio-temporels, cinématiques et dynamiques de la marche ont été calculés selon Pillet et al. 2014. Les différences entre les paramètres de chaque session ont été analysées statistiquement à l'aide d'un test des rangs signés de Wilcoxon.

Résultats

La comparaison des paramètres a montré des différences significatives entre les trois configurations de chaussage. La longueur de pas, la vitesse de marche et la flexion maximale des métatarses est plus faible pour SOB (-2cm, -0.04m/s, -6° et 10°) que HAL et REF. Comparé à REF, HAL et SOB diminuent les maxima à la cheville de l'angle de dorsiflexion (-3°), le moment de plantiflexion (-0.06Nm/kg), et à la propulsion, la puissance générée (-0.43W/kg et -0.95W/kg) et les composantes normale et longitudinale de l'effort au sol (-4N/kg). La puissance maximale de flexion de hanche à la propulsion est diminuée pour HAL (-0.15 et -0.21W/kg) comparée à SOB et REF. Enfin, SOB montre une flexion maximale de genou en phase oscillante plus grande (+3°) que REF et HAL.

Discussion et Conclusion

Les chaussures thérapeutiques modifient similairement la fonction de la cheville dans le plan sagittal et les efforts à la propulsion. Ceci peut s'expliquer par la forme en sabot des semelles (Forghany et al. 2014). Le chaussage Sober® influence aussi la longueur de pas, la vitesse et l'angle du genou oscillant, et le chaussage Halten® le comportement de la hanche à la propulsion.

Bibliographie

[1] Forghany S. et al. 2014. Gait Posture

[2] Pillet H. et al. 2014. IRBM

Estimation de la vitesse du centre de masse dans diverses situations de marche de la vie courante par capteur embarqué

J. BASCOU (1), C. VILLA (1), B. DAURIAC (2), N. PACHOT (1-2), H. PILLET (2)

1. Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage d'Handicapés (CERAH), Institution Nationale des Invalides (INI), Paris

2. Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Paristech, Paris

Résumé

Introduction

L'estimation de la vitesse instantanée du centre de masse (CM) est un indicateur intéressant de la qualité de marche d'un patient [1], elle permet notamment d'estimer la puissance développée par chaque membre inférieur [2]. Sa mesure par systèmes embarqués présente de nombreux avantages pour l'évaluation du patient en milieu clinique ou en situations de vie réelle. L'objectif de cette étude était d'évaluer deux méthodes d'estimation de la vitesse du CM, basées sur des mesures par centrales inertielles (IMU) dans différentes situations de la vie courante.

Matériel et Méthodes

Six sujets asymptomatiques ont marché à vitesse lente, de confort et rapide sur sol horizontal, puis à vitesse de confort en montée puis descente d'une pente de 5°. Les mouvements de leur tibia, cuisse et bassin étaient enregistrés simultanément par trois IMUs et un système optoélectronique, utilisé comme référence. La vitesse du CM était estimée grâce signal de l'IMU du bassin, corrigée soit grâce au signal de l'IMU du tibia (méthode adaptée de Li et al. 2010 [3]), soit par combinaison des signaux des IMUs du tibia et de la cuisse.

Résultats

Les erreurs moyennes quadratiques, en comparaison avec les vitesses de référence, variaient entre 6% et 15% selon la méthode, le sujet, la situation et augmentait avec la vitesse de marche. Elles étaient du même ordre de grandeur que celles rencontrées dans la littérature, basées sur les résultats d'un seul sujet ou en marche sur sol horizontal [4] [5].

Discussion et Conclusion

Cette étude proposait deux nouvelles méthodes d'estimation de la vitesse du centre de masse d'une personne, validées pour 6 sujets sur plusieurs situations rencontrées dans la vie courante. La mesure ambulatoire de la vitesse du centre de masse permet l'obtention de données cliniques intéressantes hors laboratoire et constitue ainsi un outil de diagnostic et de suivi prometteur.

Bibliographie

- [1] Bowker et al. 1975. The American Academy of Orthopaedic Surgeon's Atlas of Orthotics: Biomechanical Principles and Application.
- [2] Bonnet et al. 2014. Journal of Engineering in Medicine
- [3] Li et al. 2010. Journal of Biomechanics
- [4] Yuan et al. 2013. IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics
- [5] Miazaki. 1997. IEEE Transactions on Biomedical Engineering

Effets du vieillissement sur le contrôle de la quantité de mouvement angulaire verticale durant l'initiation de la marche

T. CADERBY (1), P. LEROYER (1), N. PEYROT (1), G. DALLEAU (1)

1. Laboratoire IRISSE, Département STAPS, UFR Sciences de l'Homme et de l'Environnement, Université de La Réunion, Le Tampon, La Réunion

Résumé

Introduction

Dans la locomotion bipède, la quantité de mouvement angulaire doit être régulée afin d'assurer la progression efficace du corps mais aussi pour conserver l'équilibre. Cette étude se proposait d'étudier l'effet du vieillissement sur le contrôle de la quantité de mouvement angulaire verticale durant l'initiation de la marche (IM), i.e. la phase transitoire entre la posture orthostatique et la fin du premier pas. Dans cette tâche, l'individu doit d'abord créer une quantité de mouvement pour initier la rotation du corps autour de l'axe vertical puis l'annuler en vue de préparer sa rotation dans le sens opposé avec le pas suivant.

Matériel et Méthodes

Neuf sujets jeunes et 9 sujets âgés ont effectué plusieurs essais d'IM à vitesse préférée. L'IM était décomposée en 2 phases : une phase bipodale et une phase d'exécution du pas. Grâce à une plateforme de force et un système optoélectronique, plusieurs paramètres ont pu être relevés dans chaque phase : le pic du moment libre vertical –moment autour de l'axe vertical passant par le centre de pression- (T_z pic), le pic du moment de la force de réaction horizontale du sol autour de la cheville de la jambe d'appui (MF_z pic), le pic du moment vertical total autour de la cheville ($MF_{tot}=T_z+MF_z$) et le moment angulaire vertical autour de la cheville à la fin de chaque phase (L_z).

Résultats

La vitesse de progression ne différait pas entre les 2 groupes. Durant la phase bipodale, tous les paramètres étaient plus faibles chez les sujets âgés comparés aux jeunes ($P<0,05$). Dans la phase d'exécution, uniquement T_z pic et L_z étaient plus faibles chez les sujets âgés ($P<0,05$).

Discussion et Conclusion

Les sujets âgés produisent une plus faible quantité de mouvement angulaire verticale (L_z) que les sujets jeunes durant la phase bipodale, cela en générant moins de T_z et de MF_z . Cela permet vraisemblablement aux sujets âgés de réduire L_z à la fin de la phase d'exécution de manière plus importante que les jeunes, malgré la production d'un T_z moins important durant cette phase. Ces altérations liées à l'âge pourraient être dues à l'adoption d'une stratégie conservatrice chez les sujets âgés ou encore à une plus grande difficulté de ces sujets à générer du T_z , qui semble être un paramètre de contrôle important de L_z .

Microsoft Kinect version 2 de validité pour mesurer membres angles inférieurs

H. BARNAMEHEI (1), M. KHARAZI (1, 2)

1. Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University of Science and Research Branch, Tehran, Iran

2. Rehabilitation and Sports Medicine Noorafshar Hospital, Tehran, Iran

Résumé

Introduction

Le calcul des paramètres de la marche nécessite des systèmes de suivi de mouvement combiné avec des plaques de force et EMG, ce qui limite la mesure aux paramètres de laboratoire. Dans des études récentes, la possibilité d'utiliser le portable, à faible coût, et par marqueurs moins capteur Microsoft KinectTM pour mesurer des paramètres de marche sur tapis roulant marche a été examiné. L'étude a examiné en outre le niveau du capteur KinectTM la version 2 pour l'évaluation des paramètres de la marche de précision lors marche sous différentes vitesses de marche par rapport système Vicon.

Matériel et Méthodes

Vingt-et-un participants en bonne santé marchaient Overground et un capteur KinectTM et un système de suivi de mouvement Vicon mesurés leurs données cinématiques du corps entier en même temps simultanément des paramètres de la marche comme genou et angles articulation de la hanche ont été extraits des deux dispositifs et ont été comparés.

Résultats

Les résultats ont montré que lors de l'utilisation du capteur Kinect, les niveaux de précision variaient les angles communs. La moyenne r à la cheville, du genou et de la hanche dans les deux systèmes était de 0,09, 0,95 et 0,98, respectivement, dans les tous les tests et les essais avec 95% de confiance intervalle erreur RMSE moyenne pour la cheville, du genou et de la hanche était 22.03, 5.33 et 5.29 degrés respectivement.

Discussion et Conclusion

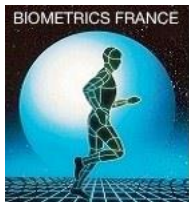
Nous avons trouvé un bon accord de Kinect version 2 et système Vicon pour suivre les articulations du genou et de la hanche.



Remercie ses partenaires



Medtronic



C-Motion
Research Biomechanics

EOS
imaging

Gaitup
Movement analysis and measurement

Groupe G2M

HFi
INTERFACE SYSTEM
High Fidelity Interface
Prosthetic Socket™

IPSEN
Innovation for patient care



QUEST
ORTHOPEDIE

Podo-Orthèse
Brest Océane

UBO
université de bretagne
occidentale