

7^{es}

JOURNÉES DU GAMEA

GROUPE D'ANALYSE DU MOUVEMENT CHEZ L'ENFANT ET L'ADULTE

“ Livre
des
résumés ”

Hôpital la Timone

MARSEILLE

17 & 18 Janvier

2008



www.gamea.fr

PROGRAMME DES 7^{es} JOURNÉES DU GAMEA

JEUDI 17 JANVIER 2008

7h45-8h15: Accueil

8h15-9h45: Journée spécifique:

«Analyse du mouvement chez le petit enfant?» - Partie 1

8h30-9h45: Pause, Visite des stands

10h15-12h00: «Analyse du mouvement chez le petit enfant?» - Partie 2

12h00-13h30: Déjeuner

13h30-14h45: «Analyse du mouvement chez le petit enfant?» - Partie 3

14h45-15h15: Pause, Visite des stands

15h15-17h00: «Analyse du mouvement chez le petit enfant?» - Partie 4

17h00-17h30: Conclusion de la journée

20h00: Dîner de Gala

VENDREDI 18 JANVIER 2008

8h00-8h25: Accueil

8h25-8h30: Bienvenue journée scientifique

8h30-9h00: Communications Libres 1 : Méthodologie

9h05-9h55: Communications Libres 2 : Paralysie cérébrale et Évaluation

9h55-10h20: Pause, Visite des stands et Posters

10h20-11h00: Communications Libres 3 : Posture et Équilibre, Rachis

11h05-11h50: Tribune « Matériel et Méthode »

12h00-13h00: Assemblée générale

13h00-13h45: Déjeuner, Visite des stands et Posters

13h45-14h30: Tribune jeune

14h30-15h00: Communications Libres 4 : Modelling

15h05-15h25: Communications Libres 5 : Membre supérieur

15h25-15h55: Pause, Visite des stands

15h55-16h35: Communications Libres 6 : Appareillage

16h40-17h20: Communications Libres 7 : Marche normale / Marche pathologique

17h25-17h45: Remise de Prix Tribune jeune et fin des journées

Éditorial

La vision dynamique du corps humain et les problèmes provenant des anomalies des mouvements se développent de plus en plus.

L'objectif principal des journées est de réunir les professionnels de différents horizons concernés par cette même thématique.

Ces journées comportent :

- une journée autour d'un thème spécifique qui sera pour 2008 « Analyse du Mouvement chez le petit Enfant ? ».

Ce thème concerne à la fois les cliniciens (chirurgiens orthopédistes pédiatres, pédiatres et neuro-pédiatres, médecins physique et de réadaptation,...), para-cliniciens (kinésithérapeutes, ergothérapeutes,...), ortho-prothésistes et ingénieurs et souligne l'importance de la prise en charge précoce des problèmes moteurs de l'enfant.

- et une journée avec des communications scientifiques variées provenant des différentes équipes cliniques et scientifiques francophones.

Pour cette année le bureau du GAMEA a décidé d'intégrer une nouvelle tribune « Matériel et Méthode » qui permettra de présenter sous forme d'une communication en session plénière à tous les participants aux journées des nouveautés techniques ou méthodologiques.

Nous espérons que cette participation multidisciplinaire pourra vous intéresser.

Dr Elke Viehweger,
Responsable Comité d'Organisation
Gamea 2008

Membres du Comité d'Organisation GAMEA 2008

Dr Christophe Boulay
Vincent Pomoer, Ing.
Dr Yann Glard

Secrétariat scientifique

Dr Elke Viehweger
Service Orthopédie Pédiatrique
Pr G. Bollini
Hôpital Timone Enfants
264, rue Saint Pierre
13385 Marseille Cedex 05
Tel. : +33 (0)4 91 38 69 05
Fax : +33 (0)4 91 49 28 31
elke.viehweger@mail.ap-hm.fr

Secrétariat technique

Techni Média Services / GAMEA
23, rue de l'Océan
Mirville - BP 225
85602 Montaigu Cedex
Tél. 02 51 46 48 48
Fax. 02 51 46 48 50
congres@technimediaservices.fr
formation@technimediaservices.fr

Agrément Formation Continue

ANALYSE DU MOUVEMENT CHEZ LE PETIT ENFANT ?

- Développement normal de la motricité de l'enfant.
Pr B. Chabrol 9
- Pathologie de la motricité et évolution naturelle, obstacle au développement normal: Myopathie et ASI.
Dr C. Boulay, Dr K. Patte, Pr J. Pelissier 10
- Implications analyse de mouvement pour techniques de rééducation et prise en charge thérapeutique précoce.
Jos De Cat 13
- Observation des mouvements généraux normaux et pathologiques du nourrisson entre 0 et 4 mois.
Dr R. Vasseur 24
- Maturation de l'initiation de la marche du petit enfant.
Pr P. Wicart, B. Maton 25
- Développement des stratégies d'équilibre en cours de locomotion chez l'enfant et l'adolescent: concepts et résultats expérimentaux.
Pr C. Assaiante 26
- Méthode d'analyse posturale de l'enfant à l'aide de la posturographie.
Dr S. Bourelle, J. Cottalorda, B. Albitar 26
- L'EMG de surface chez le petit enfant IMC. Faisabilité, fiabilité et est-ce la solution ?
Dr F. Hareb, Dr D. Yepremian, D. Bouchakour, L. Lejeune, E. Dessailly, Dr N. Khouri 26
- L'énergie mécanique chez le petit enfant : Économie d'énergie et stabilité.
Dr A. Hallemans 32
- Analyse des stratégies motrices normales et leurs adaptations chez le petit enfant présentant une infirmité motrice cérébrale.
Pr B. Dan 32

MÉTHODOLOGIE

- Intérêt et limites du Functional Ambulation Profile et du Gillette Gait Index dans l'interprétation de l'Analyse Quantifiée de la Marche chez l'enfant pathologique.
A. Gouelle, F. Megrot 35
- Un indicateur simple de propulsion, freinage et stabilisation des articulations du membre inférieur pendant la marche.
R. Dumas, L. Chèze 36
- Détection automatique des discontinuités de contact au sol chez l'enfant IMC et l'adulte sain.
M. Desailly, Dr Sardain, Dr Yepremian, M. Lejeune, Dr Khouri, Pr Lacouture 37

PARALYSIE CÉRÉBRALE ET ÉVALUATION

- Analyse de marche et chirurgie multisite chez l'adolescent présentant une infirmité motrice cérébrale.
C. Dequinze, C. Detrembleur, A. Renders, P-L. Docquier 39
- Intérêt d'une évaluation multidimensionnelle, comprenant l'analyse 3D de la marche, dans le suivi clinique « standard » des enfants avec paralysie cérébrale : Étude multicentrique transversale de 160 sujets diplégiques.
C. de Lattre, E. Viehweger, A. Loundou, M-C. Simeoni et le groupe VARAX 40
- Observation illustrée et informatisée de la Marche de l'IMC.
L. Lejeune, M. Desailly, Dr Hareb, M. Jarrige, M. Bouchakour, Dr Khouri, Dr Yepremian 41
- Comparaison entre l'analyse vidéo et l'analyse par système optoélectronique de la marche pour une population d'enfants IMC.
E. Loustalet, R. Buttin, J-C. Bernard, E. Chaleat-Valayer, E. Morel, L. Chèze, B. Dohin 42
- Rôle et place de l'analyse de la marche dans le cadre d'évaluations pré et post injection de toxine botulique chez l'enfant IMC marchant. (expérience du C.M.P.R.E. de Bois-Larris)
A. Lucet, F. Megrot, D. Gouraud 43

POSTURE ET ÉQUILIBRE, RACHIS

- Comparaison directe entre un système électrogoniomètre à six degrés de liberté et un système optoélectronique lors d'une évaluation du rachis.
P. Salvia, S. Da Silva, V. Feipel, M. Rooze 45
- Stabilisation segmentaire chez le patient scoliotique pré-arthrodèse ?
Y. Delpierre, P. Vernet, L. Fauvy, D. Colin 46
- L'initiation du pas comme indicateur des stratégies motrices du patient scoliotique.
A-V. Bruyneel, P. Chavet, S. Mesure, G. Bollini, P. Allard 47
- Is postural variability in the lateral direction systematically a sign of motor deficiency: Insight from an experiment.
C. Bonnet 48

TRIBUNE JEUNE

- Estimation des efforts musculaires à partir d'une modélisation biomécanique basée sur des données périphériques multiples.
L. Vigouroux, E. Berton, G. Rao, M. Domalain, V. Sevrez 50
- Quantification de la coordination motrice segmentaire des membres inférieurs lors de la marche : Application à la marche d'un patient IMC avant et après chirurgies.
E. Hutin, D. Pradon, F. Barbier, B. Bussel, N. Roche 51
- Contribution à l'évaluation des pathologies liées au mouvement par quantification des efforts internes au cours de la marche.
M. Raison, C. Detrembleur, P. Fisette, J-C. Samin, P-Y. Willems 52

MODELLING

- Modélisation musculo-squelettique : Intérêt et limites de la modélisation des paramètres de longueurs et de vitesses musculaires au cours de la marche chez l'enfant IMC.
M. Desailly, Dr Khouri, Dr Yepremian, Dr Hareb, Dr Sardain, Pr Lacouture 54
- Reconstruction 3D Personnalisée des Muscles des Membres Inférieurs chez l'Enfant à partir de l'IRM: Sains et IMC.
A. Assi, A. Nordez, E. Jolivet, A. Haddad, I. Ghanem, W. Skalli 55
- Analyse par modélisation 3D de la marche.
G. Agnesina, F. Boyer, L. Percebois, F. Delmer, J-M. Coulon, R. Tiaiar 56

MEMBRE SUPÉRIEUR

- Mesure du mouvement de la scapula par marqueurs externes : comparaison à une mesure par palpation.
S. Brochard, M. Lempereur, O. Remy-Neris 58
- Cinématique 3D du complexe de l'épaule.
Précision et justesse d'une nouvelle méthode de palpation des marqueurs anatomiques.
P. Salvia, A. Crouan, A. Le Boudec, S. Bouilland, C. Mahieu, O. Snoeck, S. Sobzcak, V. Sholukha, F. Moiseev, V. Feipel, M. Rooze, S. Van Sint Jan 59

APPAREILLAGE

- Apport des nouvelles technologies d'Analyse de la Marche pour le réglage des attelles tibio-pédieuses chez l'enfant présentant une paralysie cérébrale (C.P).
F. Megrot, A. Lucet, G. Vigne, D. Gouraud, A. Presedo 61
- Influence du port des attelles chez les enfants présentant un développement typique : Paramètres spatio-temporels et coordination intersegmentaire des membres inférieurs
M. Degelaen, B. Dan, F. Leurs, G. Cheron 62
- Implication du membre inférieur sain dans la dynamique de la marche en première moitié d'appui chez l'amputé tibial unilatéral.
C. Grumilier, C. Beyaert, M-A Haldric, N. Martinet, J-M André 63
- Analyse cinématique et modélisation éléments finis d'un pied prothétique à « restitution d'énergie » au cours de la phase d'appui de la marche d'un amputé tibial.
X. Bonnet, H. Pillet, F. Lavaste, W. Skalli 64

MARCHE NORMALE / MARCHE PATHOLOGIQUE

- L'inclinaison moyenne du tronc affecte les paramètres dynamiques de la marche.
S. Leteneur, C. Gillet, E. Hutin, Y. Dessery, F. Barbier 66
- Caractéristique de la marche des patients diabétiques sur un parcours de marche à l'extérieur.
L. Allet, S. Armand, B. Le Callennec, K. Aminian, R. de Bie, D. Monnin, A. Golay, E. de Bruin 67

- Coordination pelvis-thorax dans la maladie de Strumpell Lorrain.
S. Armand, G. De Coulon, A. Kaelin 68
- La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) et la marche de l'hémiplégique.
S. Kocer, P. Decq, E. Desailly, F. Hareb, P. Blondel 69

POSTER

- Viabilité de l'utilisation de ressources d'haute technologie assistée (HTA) dans la scolarisation, au Brésil, d'élèves touchés par la paralysie cérébrale.
E. G. Mendes, C. Y. Toyoda 71
- Effets de la toxine botulinique de type A chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. L'analyse de la marche hémiplégique.
Dr C. W. Tavares Ferreira, L. Machado 72
- Représentations familiales suscitées par la paralysie cérébrale.
Dr A. Dallabrida 73
- Stratégie posturale des malvoyants pour le maintien de l'équilibre.
F. Z. Ben Salah, A. Zouita, C. Dziri 74
- Évaluation posturale des rugbymen.
Pr F. Z. Ben Salah, L. Tlitli, S. Lebib, N. Oueslati, A. Zouita, C. Dziri 75
- A morphological classification for toddlers.
M. Van Dam, A. Hallemans, Pr P. Aerts 76

JEUDI 17 JANVIER 2008

- Analyse du mouvement chez le petit enfant ? 8

ANALYSE DU MOUVEMENT CHEZ LE PETIT ENFANT ?

- Développement normal de la motricité de l'enfant.
Pr B. Chabrol 9
- Pathologie de la motricité et évolution naturelle, obstacle au développement normal: Myopathie et ASI.
Dr C. Boulay, Dr K. Patte, Pr J. Pelissier 10
- Implications analyse de mouvement pour techniques de rééducation et prise en charge thérapeutique précoce.
Jos De Cat 11
- Observation des mouvements généraux normaux et pathologiques du nourrisson entre 0 et 4 mois.
Dr R. Vasseur 9
- Maturation de l'initiation de la marche du petit enfant.
Pr P. Wicart, B. Maton 10
- Développement des stratégies d'équilibre en cours de locomotion chez l'enfant et l'adolescent: concepts et résultats expérimentaux.
Pr C. Assaiante 13
- Méthode d'analyse posturale de l'enfant à l'aide de la posturographie.
Dr S. Bourelle, J. Cottalorda, B. Albitar 24
- L'EMG de surface chez le petit enfant IMC. Faisabilité, fiabilité et est-ce la solution ?
Dr F. Hareb, Dr D. Yepremian, D. Bouchakour, L. Lejeune, E. Dessailly, Dr N. Khouri 25
- L'énergie mécanique chez le petit enfant : Économie d'énergie et stabilité.
Dr A. Hallemans 26
- Analyse des stratégies motrices normales et leurs adaptations chez le petit enfant présentant une infirmité motrice cérébrale.
Pr B. Dan 32

Observation des mouvements généraux normaux et pathologiques du nourrisson entre 0 et 4 mois.

R. VASSEUR

CAMSP

61 avenue de Canteleu

59650 Villeneuve D'Ascq - FRANCE

Au cours des 10 dernières années, l'observation des mouvements généraux spontanés est venue apporter un réel progrès dans la compréhension du développement moteur du jeune enfant et dans la genèse des troubles observés précocement. Prechtl, M. Hadders-Algra et d'autres ont montré que la qualité de la motricité spontanée reflétait avec précision le fonctionnement du système nerveux central du fœtus, du nouveau-né et du nourrisson dans les trois-quatre premiers mois.

La motricité générale intéresse toutes les parties du corps : la tête, le tronc, les bras, les jambes. Elle est de durée variable, entre quelques secondes et quelques minutes ou plus.

Les mouvements généraux se développent très tôt durant la grossesse, dès la septième ou huitième semaine de gestation, jusque trois quatre mois post terme, au moment où l'enfant développe sa motricité intentionnelle.

On peut distinguer trois phases dans le développement des mouvements généraux :

- **Les mouvements prématurés** : mouvements très variés avec une participation très active du tronc et des hanches comportant des mouvements de flexion ample. Ils durent jusque 36-38 semaines de conception.
- **Les mouvements « writhing » (de contorsion)** : les mouvements sont plus puissants, plus lents, moins amples qu'à la phase précédente. Ils s'observent jusqu'à 6-8 semaines post terme.
- **Les mouvements « fidgety » (de gigotement)** : c'est un flux continu de petits mouvements circulaires, de faible amplitude, de vitesse modérée du corps tout entier, tête, tronc et membres participant à importance égale. À ces petits mouvements peuvent se superposer des mouvements plus longs et intenses. Ils durent jusque trois à quatre mois post terme.

Caractéristiques des mouvements généraux spontanés :

Trois paramètres définissent la qualité des mouvements généraux quel que soit l'âge :

- **La fluidité** : mouvements gracieux, souples, avec un début et une fin graduels.
- **La variabilité** : l'enfant produit sans cesse des mouvements nouveaux donnant une impression de répertoire infini. C'est un critère temporel.
- **La complexité** : les schémas moteurs combinent des mouvements dans les trois plans de l'espace flexion-extension, adduction-abduction, rotation interne-rotation externe. C'est un critère spatial.

Point important : ces mouvements n'ont pas de finalité instrumentale, c'est l'art pour l'art.

Évaluation des mouvements généraux :

- Appréciation par la perception du comportement (gestalt perception).
- Enfant couché sur le dos sur un plan pas trop souple, déshabillé s'il le tolère avec juste une couche.
- Dans une pièce sans bruit ni lumière brillante, avec température moyenne.
- Sans interaction avec les personnes ni jouet.
- Idéalement en état 4 de Prechtl (veille active).
- Cette évaluation sera facilitée par l'utilisation de la vidéo par séquences de 5-10 minutes en état 4 (jamais inférieures à 3 minutes) pour les mouvements « writhing » ou « fidgety ».

Qualité des mouvements « fidgety » et devenir neuro-comportemental.

- L'évaluation des mouvements généraux est complémentaire de l'examen neurologique traditionnel.
- La qualité des mouvements généraux à l'âge « fidgety » a une valeur prédictive particulière :
 - Mouvements « fidgety » normaux : 0% CP
10% MND
 - Mouvements « fidgety » légèrement anormaux : 4% CP
44% MND, THADA, troubles de la coordination, du comportement...
52% normaux
 - Mouvements « fidgety » nettement anormaux : 70% CP
30% MND, THADA, troubles de la coordination, du comportement...

BIBLIOGRAPHIE :

Hadders-Algra M. General movements: a window for early identification of children at high risk for developmental disorders. *J Pediatr.* 2004 145 (2 suppl): S12-8
Prechtl HFR, Einspieler C, Cioni G, Bos A, Ferrari F, Sontheimer D. An early marker of developing neurological handicap after perinatal brain lesions. *Lancet* 1997; 339: 1361-1363.

Maturation de l'initiation de la marche du petit enfant.

Philippe WICART, Bernard MATON

*Université Paris - Descartes - Hôpital Sint-Vincent de Paul
74-82 Boulevard Denfert Rochereau
75674 Paris Cedex 14 - FRANCE*

Le développement de la locomotion peut être approchée de façon intéressante grâce à l'étude de l'initiation de la marche. Il s'agit d'un processus complexe qui permet de passer d'un état d'équilibre statique: le maintien postural, à un état d'équilibre dynamique: la marche établie. La compréhension de ce processus est basée sur son étude biomécanique et neurophysiologique.

L'évolution du processus d'initiation de la marche, en fonction de l'âge, chez l'enfant, a fait l'objet d'un nombre relativement restreint de travaux, le plus souvent limités à des études comportementales ou biomécaniques.

Une étude biomécanique longitudinale, menée par Bril et Brenière a fait l'objet de nombreuses publications entre 1990 et 2000. Selon ces auteurs, le développement de la locomotion chez l'enfant se déroulerait en deux étapes. La première étape, pendant les 3 à 6 premiers mois de marche autonome, apparaît dévolue à apprendre à maîtriser une succession de déséquilibres et de restitutions d'équilibre, mais aussi à apprendre à produire le déséquilibre nécessaire à l'exécution du pas. Il s'agit d'une phase d'intégration des caractéristiques biomécaniques du système, pendant laquelle l'enfant apprend à coordonner posture et mouvement dans des conditions dynamiques (Brenière et al., 1989). Initialement, l'instabilité posturale chez le très jeune enfant est révélée par une base de sustentation élargie (Burnett et Johnson, 1971 ; Bril et Brenière, 1989). L'instabilité lors de la locomotion apparaît à travers une diminution de la période de simple appui (Sutherland et al., 1984), un allongement de la durée du double appui (Bril et Brenière, 1989) par rapport à l'adulte. L'instabilité lors de la marche

est aussi caractérisée par le caractère négatif de l'accélération verticale du centre de gravité (CG) pendant la phase oscillante et plus particulièrement à l'instant du posé du talon, ce qui a amené Brenière et Bril (1998) à considérer ce paramètre ($Z''HC$) comme un index de la capacité posturale de l'enfant à maintenir son équilibre pendant la phase oscillante. Négatif lors des premières années de marche autonome, il se rapproche de zéro puis devient positif en cours de croissance témoignant de la maturation des capacités posturales.

Pendant cette première phase, la diminution de la base de support, l'augmentation de la longueur du pas et donc l'augmentation de la vitesse (Bril et Brenière, 1992) peuvent être interprétés comme reflétant un meilleur contrôle de l'équilibre par un meilleur ajustement du centre de pression (CP) et de la projection au sol du CG. Cette aptitude est encore incomplète car il existe une relation linéaire négative entre la vitesse postéro-antérieure du CG et $Z''HC$, ce qui montre que l'enfant n'est pas doué de la capacité posturale à enrayer la chute du corps pendant la phase oscillante. L'évolution de la capacité posturo-cinétique des enfants s'apprécie également au travers des caractéristiques de la phase d'anticipation de la marche. Entre 6 mois et 4 ans de marche autonome, les reculs du CP sont rares, et ne sont pas corrélés à la vitesse de progression du CG lorsqu'ils existent. Assaiante et al. (2000) en étudiant l'initiation de la marche sur les plans cinématique et électromyographiques (EMG) de 28 sujets, dont l'âge s'étend des premiers mois de marche autonome à l'âge adulte, confirment que la période 4-5 ans est cruciale pour la maturation des ajustements posturaux anticipateurs.

La seconde étape semble durer jusqu'à l'âge d'environ 6 à 8 ans. Elle consiste en un affinement progressif de l'initiation de la marche. Ledebt et al. (1998) ont montré que le recul du CP lors de l'anticipation est systématique à partir de l'âge de 4 ans et une corrélation entre l'amplitude maximale du recul du CP et V apparaît vers l'âge de 6 ans. La longueur du pas augmente alors que sa fréquence diminue (Sutherland et al., 1988). Vers l'âge de 8 ans, l'initiation de la marche devient efficace, dans le sens où elle permet d'atteindre à la fin du premier pas la vitesse de la marche établie, alors qu'avant cet âge, plusieurs pas sont nécessaires. Ceci nécessite une adaptation de la longueur et de la fréquence du pas. L'augmentation de la vitesse notée entre les âges de 2.5 à 8 ans est attribuable à un allongement du pas particulièrement important pendant les premiers mois de marche autonome puis plus progressivement (Brenière et Bril, 1998), alors que sa fréquence a tendance à diminuer légèrement après une élévation transitoire pendant les premiers mois de marche autonome (Brenière et Bril, 1990, 1992, 1998 ; Ledebt et al., 1998). De même, la vitesse du CG atteinte à la fin de premier pas est corrélée, quel que soit l'âge, à la longueur du pas alors qu'il n'existe pas de relation avec sa fréquence (Bril et Brenière, 1992). Enfin, l'amélioration des capacités posturales à maintenir l'équilibre se manifeste par la positivation de plus en plus fréquente et importante de $Z''HC$ au posé du talon.

Il ressort de ces études que, si l'on se base sur les aspects biomécaniques, après l'âge de 8 ans, le processus de l'initiation de la marche est semblable à celui de l'adulte.

Peu de travaux ont, de fait, porté sur les patterns d'activités musculaires associés à ces caractéristiques biomécaniques. Okamoto et al. (2003) ont montré qu'aux environs de 3 mois de marche, les enfants présentent un pattern d'activités musculaires stable, qui dure jusqu'à l'âge de 3 ans, et qui est caractérisé par de nombreuses co-contractions. Il semble que le pattern connu chez l'adulte se met en place à partir de 3-4 ans de marche indépendante, pour s'affiner progressivement jusqu'à l'âge de 6-7 ans (Sutherland, 1984 ; Woollacott et Jensen, 1996). Les travaux de Malouin et Richards (2000) portant sur des enfants de 4 à 6 ans, vont aussi en ce sens. Ils précisent qu'à cet âge les enfants activent leurs Tibialis anterior de façon anticipatrice, comme les adultes, à la différence près que l'intensité de l'excitation est plus faible, en relation avec le recul du CP moins important, ce qui suggérerait, selon ces auteurs, que les enfants n'auraient pas une représentation bien définie de la vitesse à atteindre. Des changements mineurs peuvent ensuite intervenir jusqu'à la puberté (Norlin et al., 1981).

Assaiante et Amblard (1995, 1998) ont proposé un modèle de développement ontogénique du contrôle de l'équilibre postural qui donne une interprétation générale de l'évolution du comportement de l'enfant, sous forme de différentes étapes. La première étape se situerait entre la naissance et l'acquisition de la posture érigée; Elle verrait le développement de réponses posturales, selon un gradient céphalo-caudé. Le contrôle de la posture de la tête permettrait à l'enfant de disposer très tôt d'un référentiel. La seconde étape durerait jusqu'à l'âge de 6 ans environ. Elle consisterait en l'acquisition de la maîtrise des effecteurs et de la coordination des différentes parties du corps, en rapport avec l'augmentation de la force musculaire et la maturation des structures cérébelleuses et vestibulaires d'après Forssberg (1992). La marche deviendrait autonome, tandis que le contrôle postural dépendrait de moins en moins du référentiel constitué par la surface d'appui, tout en s'effectuant toujours d'une façon globale sur l'ensemble du corps. La troisième étape débiterait vers l'âge de 7 ans. Elle verrait le retour à un contrôle céphalo-caudé, mais qui permettrait la maîtrise des différentes parties du corps. La durée de cette phase demeure indéterminée.

BIBLIOGRAPHIE :

- Assaiante C (1998) Development of balance control in healthy children. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22 : 527 – 32.
- Assaiante C, Amblard B (1995) An ontogenetic model for the sensori-motor organization of balance control in humans. *Human Movement Sci*, 14 : 13 – 43.
- Assaiante C, Woollacott M, Amblard B (2000) Development of postural adjustment during gait initiation : kinematic and EMG analysis. *J Mot Behav*, 32 : 211 – 26.
- Brenière Y, Bril B (1988) Pourquoi les enfants marchent en tombant alors que les adultes tombent en marchant? *C R Acad Sci Paris ; Ser III*, t. 307 : 617 - 22.
- Brenière Y, Bril B, Fontaine R (1989) Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion in children with under 200 days of autonomous walking. *J Mot Behav*, 21 : 20 - 37.
- Brenière Y, Bril B (1998) Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Exp Brain Res*, 121 : 255 - 62.
- Brenière Y (1999) How locomotor parameters adapt to gravity and body structure changes during gait development in children. *Motor Control*, 3 : 186 - 204.
- Bril B, Brenière Y (1989) Steady state velocity and temporal structure of gait during the first six months of autonomous walking. *Huma Mov Sci*, 8 : 99 – 122.
- Bril B, Brenière Y (1991) Comment l'enfant module-t-il la progression de sa vitesse durant les premiers dix-huit mois de sa marche autonome? *Agressologie*, 32 : 180 – 2.
- Bril B, Brenière Y (1992) Postural requirements and progression velocity in young walkers. *J Mot Behav*, 24 : 105 – 16.
- Bril B, Brenière Y, (1993) Posture and independent locomotion in early childhood: learning to walk or learning dynamic postural control ? In: *The development of coordination in infancy*, GJP Savelsbergh (eds), Elsevier Science Publisher BV, 337 – 58.
- Burnett CN Johnson EW (1971) Development of gait in childhood I et II. *Dev Med Child Neurol*, 13 : 207 – 15.
- Forssberg H (1992) Evolution of plantigrade gait : is there a neuronal correlate ? *Dev Med Child Neurol*, 34: 920–5.
- Ledebt A, Bril B, Brenière Y (1998) The build-up of anticipatory behaviour. An analysis of the development of gait initiation in children. *Exp Brain Res*, 120, 9-17.
- Malouin F, Richards CL (2000) Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6-year-old children. *Gait Posture*, 11 : 239 – 53.
- Norlin R, Odenrick P, Sandlund B (1981) Development of gait in normal child. *J Pediatr Orthop*, 1: 261-6.
- Okamoto T, Okamoto K, Andrew PD (2003) Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait and posture*, 17 : 18 – 27.
- Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Daniel D (1984) The development of mature gait. *J Bone Joint Surg*, 62A: 336–53.
- Sutherland DH, Olshen R, Biden E, Wyatt M (1988) *The development of mature walking*. Blackwell. Oxford.

Développement des stratégies d'équilibre en cours de locomotion chez l'enfant et l'adolescent : concepts et résultats expérimentaux.

Christine ASSAIANTE

CNRS-UMR 6196, Groupe Développement et Pathologie de l'Action

31 chemin J. Aiguier

13402 Marseille Cedex 20 - FRANCE

Email : assaiant@dpm.cnrs-mrs.fr

INTRODUCTION :

Le contrôle postural constitue une base à partir de laquelle les mouvements sont organisés et exécutés. La posture assure, tout d'abord, une fonction anti-gravitaire qui permet le maintien de l'équilibre lors de l'initiation et au cours du mouvement. D'autre part, la posture sert de cadre de référence pour organiser efficacement le mouvement. Il s'agit, en fait, de sélectionner les segments corporels qui serviront de références pour la réalisation précise du geste. Ainsi le développement postural peut se concevoir, non pas de façon isolée, mais comme étant intimement lié à la construction d'une motricité finalisée et adaptée aux sollicitations de l'environnement. Une des spécificités de notre équipe consiste en une approche fonctionnelle du développement moteur qui résulte de la maîtrise progressive au cours de l'enfance 1. de la fonction de coordination entre posture et mouvement, mais aussi coordination entre les différents segments corporels, 2. de la fonction d'anticipation qui permet de prédire les effets perturbateurs liés au mouvement sur la base d'une représentation interne et 3. de la fonction d'adaptation qui permet de prendre en compte le contexte environnemental dans lequel se déroule une action.

Le contrôle moteur est caractérisé par les contraintes internes du sujet, les spécificités de la tâche à exécuter et les caractéristiques de l'environnement dans lequel elle est réalisée. La croissance musculo-squelettique et la maturation du SNC (système nerveux central) constituent les deux principaux facteurs de modification des contraintes internes au cours de l'enfance et de l'adolescence. A ce propos il est pertinent de rappeler que la croissance ne suit pas une évolution linéaire avec l'âge, elle procède plutôt par bonds successifs sur un rythme à 4 temps. Depuis la naissance jusqu'aux environs de 3 ans, les modifications de taille et de poids sont très rapides et très importantes. Ensuite, jusqu'à la puberté, on assiste à des changements morphologiques qui sont effectifs mais beaucoup plus lents. En revanche, les modifications corporelles s'accroissent à nouveau au moment de la puberté où on assiste, sur une période courte, à des changements structurels et fonctionnels très importants. Enfin, les modifications deviennent mineures quand l'individu a atteint un stade mature. Néanmoins, il est intéressant de souligner qu'une des périodes charnières du développement du contrôle moteur, repérée entre 6 et 7 ans se situe précisément dans une phase de croissance particulièrement régulière et donc apparemment peu propice à être la cause de tels changements (Assaiante et Amblard, 1995). Inversement les modifications profondes et brutales de l'adolescence posent des questions pertinentes quant aux conséquences sur les modes de contrôle employés au cours de cette période de mutation afin de préserver les performances motrices.

LES PRINCIPES FONCTIONNELS (Assaiante et Amblard, 1995) :

Les diverses stratégies d'équilibre adoptées par l'enfant et l'adulte reposent sur deux principes fonctionnels d'organisation spatiale. Premièrement le choix d'un référentiel stable impliquant la stabilisation d'un segment corporel, à partir duquel s'organise le contrôle de l'équilibre. Deuxièmement, la maîtrise progressive des degrés de liberté des différentes articulations du corps. L'application de ces deux principes fonctionnels implique également une maîtrise de l'organisation temporelle des stratégies

d'équilibre. L'organisation temporelle peut être soit ascendante (depuis les pieds jusqu'à la tête) soit descendante (depuis la tête jusqu'aux pieds) en fonction du choix du référentiel stable. Enfin, le contrôle temporel de l'action permettant une coordination efficace entre posture et mouvement peut se faire selon un mode anticipé ou rétroactif.

Deux principes fonctionnels d'organisation spatiale

Choix d'un référentiel stable pour l'organisation du contrôle de l'équilibre : Toute activité posturo-cinétique peut s'organiser à partir de deux principaux référentiels stables. Il s'agit soit du support sur lequel se tient le sujet, soit de la verticale gravitaire. Dans le cas du support, classiquement privilégié dans la littérature relative au contrôle postural, le sujet se réfère principalement à la proprioception et aux informations cutanées en provenance des effecteurs. Dans le cas de la verticale gravitaire, l'idée consiste à dire que le sujet prend appui sur la verticale gravitaire en stabilisant sa tête sur l'espace à partir des informations principalement vestibulaires (Roberts, 1976 ; Berthoz et Pozzo, 1988).

La tête est le segment porteur des capteurs visuels et vestibulaires, qui sont tous deux particulièrement impliqués dans le contrôle de l'équilibre postural et locomoteur. Il est prévisible que dans le cas d'une perturbation subie au niveau des effecteurs, l'organisme cherchera à minimiser les mouvements de tête induits par les oscillations du tronc et ceci dans le but d'assurer un traitement optimum des réafférences sensorielles en provenance de la tête au profit du contrôle de l'équilibre global en cours de mouvement. C'est alors la tête qui en quelque sorte prend le relais des effecteurs et, par le jeu des afférences et réafférences vestibulaires et/ou visuelles, s'appuie sur cet autre référentiel stable que constitue la verticale gravitaire et stabilise son orientation dans l'espace. Cette stabilisation confère à ce segment privilégié les propriétés d'une plateforme de guidage inertiel (Berthoz, 1991). En effet, d'après des observations réalisées chez l'animal (Friedman, 1975 ; Frost, 1978) et des études effectuées chez l'homme adulte (Ripoll et al, 1986 ; Berthoz et Pozzo, 1988 ; Grossman et al, 1988 ; Assaiante, 1990 ; Pozzo et al, 1990 ; Assaiante et Amblard, 1993), il ressort que la position angulaire de la tête, et plus particulièrement la direction du regard (Grossman et al, 1989), sont assez bien stabilisées au cours de la réalisation de différentes tâches locomotrices, et constituent ainsi les références stables autour desquelles s'articule le mouvement.

Dans le cas d'un contact intermittent avec le support, comme pour la locomotion, ou de la perturbation du support, la stabilisation d'un autre segment, tel que le bassin, peut également être envisagée en raison de sa proximité avec le centre de gravité. En effet, stabiliser le bassin revient à contrôler le centre de gravité (Massion, 1992). Gurfinkel et collaborateurs (1981) ont pu mettre en évidence la stabilisation du bassin dans le cas de sujets se tenant sur une plateforme oscillant autour de l'axe des chevilles. Ainsi, la stabilisation du bassin sur la base d'informations gravitaires est tout à fait envisageable puisque des hypothèses ont déjà été formulées sur l'existence de gravicepteurs situés au niveau de l'abdomen (Gurfinkel et al, 1981 ; Mittelstaedt et al, 1983). Il est à signaler enfin, que le choix d'un segment anatomique à stabiliser, que ce soit la tête ou le bassin, est vraisemblablement dépendant des contraintes dynamiques liées à l'exécution de l'action et que la stabilisation de l'un n'exclut pas la stabilisation de l'autre.

Maîtrise progressive des degrés de liberté des différentes articulations du corps : Chez l'homme, la station érigée consiste en une succession de modules superposés depuis les pieds jusqu'à la tête. Chacun de ces modules a une régulation centrale et périphérique spécifique et sa position est régulée de façon autonome (Gurfinkel et al, 1971 ; Massion, 1992). Ces modules superposés peuvent être contrôlés

de façon plus ou moins indépendante. Prenons par exemple le cas du contrôle de l'ensemble tête-tronc qui peut s'effectuer suivant deux modes principaux: a) La tête peut être stabilisée sur le tronc. C'est ce que Nashner (1985) appelle la "strap-down strategy", et dans ce cas l'articulation du cou est bloquée. Ce fonctionnement en bloc de l'ensemble tête-tronc présente l'avantage de minimiser le nombre de degrés de liberté à contrôler simultanément au cours du mouvement (Bernstein, 1967). Il permet en outre une mise en œuvre plus directe et plus rapide des influences visuelle et vestibulaire au niveau des effecteurs. b) La tête peut être stabilisée sur l'espace. C'est ce que Nashner (1985) appelle la "stable-platform strategy", et dans ce cas l'articulation du cou est libérée. Ce fonctionnement articulé de ces deux segments suppose la maîtrise différentielle des trois degrés de liberté de l'articulation du cou, et de ce fait la prise en compte de l'orientation de la tête sur le tronc, pour une interprétation correcte des informations visuelles et vestibulaires au service du contrôle de l'équilibre de l'ensemble du corps (Lund et Broberg, 1983 ; Gurfinkel et al, 1988). Cette dichotomie de fonctionnement en bloc versus articulé peut tout à fait être étendue aux autres couples de segments anatomiques consécutifs.

Deux principes fonctionnels d'organisation temporelle

Organisation ascendante versus descendante du contrôle de l'équilibre : L'organisation temporelle, autrement dit la séquence d'intervention des différents segments corporels engagés dans le mouvement, est intimement liée au choix du référentiel stable à partir duquel s'organise le contrôle de l'équilibre en cours de mouvement. Ainsi dans le cas où le support constitue le référentiel stable, le sujet organise sa posture de façon ascendante depuis les pieds jusqu'à la tête. En revanche, dans une situation plus dynamique, telle que la marche sur un support étroit, où la tête stabilisée sur l'espace peut constituer le référentiel stable, le sujet adulte organise sa posture de façon descendante depuis la tête jusqu'aux pieds. Dans le cas d'un contact intermittent avec le support où le référentiel stable choisi peut également être le bassin, il s'agit de considérer une organisation temporelle de l'équilibre descendante depuis le bassin jusqu'aux pieds et ascendante depuis le bassin jusqu'à la tête. Ainsi, il apparaît que la séquence de mouvements prend son origine sur le segment préférentiellement stabilisé.

Contrôle anticipé versus rétroactif de la coordination entre posture et mouvement : Il est classiquement admis que le contrôle anticipé apparaît et devient mature plus tardivement que le contrôle rétroactif (Bernstein, 1967 ; Kelso, 1982 ; Haas et al, 1989). En effet, l'acquisition du contrôle anticipé repose sur la transformation de corrections posturales rétroactives en corrections posturales anticipées, sur la base du développement des représentations internes des perturbations à venir. Néanmoins, ces deux modes de contrôle anticipé et rétroactif évoluent progressivement au cours de l'enfance. De nombreuses études posturales en réponse à une perturbation du support ont pu montrer des réponses rétroactives appropriées chez de jeunes enfants dès 15 mois (Schumway-Cook et Woollacott, 1985). En revanche les réponses similaires à celles de l'adulte ne sont pas obtenues avant 7 ans (Schumway-Cook et Woollacott, 1985). A partir de 2 ans, Haas et Diener (1988) rapportent que les jeunes enfants sont capables d'anticiper une perturbation prévisible et d'ajuster leur réponse posturale en utilisant un contrôle proactif. La réalisation d'une habileté motrice complexe telle que le saut principalement basée sur la fonction prédictive est également acquise à partir de 2 ans (McKinley et Pelland, 1994). En fait, les jeunes enfants présentent, très tôt après l'acquisition de nouvelles habiletés motrices, les ajustements posturaux anticipés qui y sont associés, même si la forme la plus souvent présentée n'est pas encore celle de l'adulte. Ces faits sont rapportés aussi bien dans des tâches posturales impliquant l'ensemble du corps (Haas et al, 1989 ; Hay et Redon, 1999 ; Grasso et al, 1998 ; Assaiante et al, 2000) que dans des tâches bimanuelles impliquant la seule stabilisation de l'avant bras chargé d'un poids à délester (Schmitz et al, 1999).

CONSTRUCTION DU RÉPERTOIRE DES STRATÉGIES D'ÉQUILIBRE (Assaiante et al, 1993 ; 1998) :

La locomotion bipède constitue pour les marcheurs débutants une activité d'équilibre difficile, même dans les conditions simples de marche sur un support plat et dégagé. En effet, la marche bipède nécessite le maintien intermittent de l'ensemble du poids du corps sur une seule jambe au moment de la phase d'oscillation (Thelen, 1984 ; Brenière et al, 1989 ; Assaiante et Amblard, 1995).

Dans une étude antérieure (Assaiante et al, 1993 ; 1998) réalisée avec de jeunes marcheurs débutants, nous avons cherché quels pouvaient être les segments corporels stabilisés à partir desquels le jeune enfant construit son équilibre en dépit des perturbations créées par la locomotion. Nos résultats révèlent que la stabilisation du bassin sur l'espace est présente dès la première semaine de marche autonome. Les épaules ne commencent à être stabilisées sur l'espace qu'à partir du deuxième mois d'expérience de marche. Enfin, la tête n'est toujours pas systématiquement stabilisée sur l'espace au bout de 12 mois de marche autonome. Il ressort de ces résultats une évolution ascendante de la maîtrise des degrés de liberté des différentes articulations au cours de l'ontogénèse. Ainsi la stabilisation précoce du bassin semble constituer un pré-requis à l'apparition de la marche et à la stabilisation ultérieure des segments supérieurs au service du contrôle de l'équilibre. Par ailleurs, le calcul des déphasages par les fonctions d'intercorrélation entre les rotations latérales des segments, bassin, épaules et tête nous révèle une organisation ascendante du contrôle de l'équilibre locomoteur, à partir du bassin stabilisé. Enfin, les enregistrements électromyographiques confirment chez le jeune enfant ayant 6 mois d'expérience de marche que la stabilisation du bassin est assurée avant le lever du pied. Ainsi, l'ensemble de ces résultats obtenus chez le jeune marcheur conduit à envisager l'existence d'une organisation temporelle du contrôle de l'équilibre locomoteur qui prend son origine au niveau du bassin, puisqu'elle est ascendante à partir du bassin stabilisé jusqu'à la tête et descendante depuis le bassin jusqu'aux pieds.

Au regard de nombreuses études ontogénétiques, il ressort que l'âge de 6 ans apparaît comme un âge charnière dans le développement du contrôle de l'équilibre lors des activités posturo-cinétiques. Une première étude cinématique des coordinations tête-tronc réalisée au cours de la marche chez l'enfant de 3 à 8 ans ainsi que chez l'adulte (1993), nous a permis de définir au moins trois phases déterminantes dans le développement du contrôle de la tête lors d'une épreuve de marche difficile sur un support étroit.

La première phase regroupe les enfants de 3 à 6 ans qui adoptent peu souvent la stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace. Lorsqu'ils l'utilisent c'est uniquement lors de la marche sur le sol plat et dégagé qui, à leur âge, ne présente plus de difficulté d'équilibre. Lorsque la difficulté d'équilibre s'accroît, ces jeunes enfants ont souvent tendance à raidir l'ensemble tête-tronc pour mieux contrôler leur équilibre, d'où le pourcentage important de corrélations tête-tronc positives et plus particulièrement à l'âge de 6 ans. La deuxième phase regroupe les enfants de 7 et 8 ans chez qui la stratégie de stabilisation préférentielle de la tête sur l'espace devient nettement plus fréquente, même lorsque l'épreuve locomotrice présente des difficultés d'équilibre en raison des supports étroits. Cette amélioration de la stabilisation de la tête sur l'espace, non encore différenciée du point de vue des composantes angulaires, est associée à un effondrement des corrélations tête-tronc. La troisième phase, enfin, est caractéristique des adultes et nous montre que la stratégie de stabilisation préférentielle de la tête sur l'espace est systématiquement adoptée et s'applique sélectivement à la composante du roulis, qui est la rotation la plus impliquée dans le contrôle de l'équilibre latéral. Parallèlement il n'y a plus de corrélations tête-tronc significatives, du moins pour le roulis. Ainsi le développement de la stabilisation de la tête sur l'espace en cours de locomotion se fait par étapes successives avec une discontinuité marquée entre 6 et 7 ans. En effet, l'amélioration de la stabilisation de la tête sur l'espace observée à

7 ans est précédée par une apparente régression à 6 ans où les enfants présentent une forte tendance à stabiliser la tête sur le tronc. Ainsi, dès l'âge de 7 ans, l'enfant est capable de libérer l'articulation du cou, passant ainsi du fonctionnement en bloc à un fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc au cours d'une épreuve difficile d'équilibre locomoteur. Nous avons, de plus, postulé que cette stabilisation de la tête sur l'espace servirait de base à une organisation descendante du contrôle de l'équilibre. Ces résultats mettent bien en valeur les changements notables qui caractérisent l'âge de 7 ans comme une charnière dans l'évolution des stratégies d'équilibre.

ADAPTATION AUX CONTRAINTES BIOMÉCANIQUES (Assaïante et al, 2005 ; Mallau et al, 2007a, Mallau et al, 2007b) :

Lorsqu'on étudie la mise en place des stratégies posturales, une question essentielle consiste à tenter de dissocier les résultats qui relèvent strictement des contraintes biomécaniques, et qui sont en évolution permanente au cours de la croissance, et les résultats qui traduisent la maturation d'un contrôle effectif du système nerveux central. Pour répondre à cette question, nous avons étudié nos jeunes sujets en situations diverses d'adaptation. Les protocoles d'adaptation posturale que nous avons proposé ont été conçus : 1. sur la base des contraintes spécifiques de la tâche, imposant des degrés variables de difficultés d'équilibre, 2. sur la base de modifications transitoires ou chroniques des contraintes biomécaniques, telles que le blocage réversible de l'articulation du genou pour déstabiliser le bassin, 3. sur la base d'anomalies de torsion des membres inférieurs (rotations internes) ou du rachis (scolioses). Pour l'ensemble de ces expériences, nous avons choisi des protocoles de marche sur un support étroit dans des conditions naturelles ou encore dans des conditions de vitesse imposée à l'aide d'un tapis roulant, afin de nous placer dans les conditions propices à l'étude des stratégies d'équilibre et tout particulièrement du contrôle latéral.

Déstabilisation imposée du bassin et stratégies locomotrices adaptatives : En l'absence de la stabilisation du bassin qui constitue le référentiel stable, à partir duquel l'enfant, dès l'acquisition de la marche autonome, organise le contrôle de l'équilibre locomoteur nous voulions tester l'hypothèse selon laquelle l'enfant pourrait stabiliser plus précocement la tête sur l'espace afin de contrôler tout aussi efficacement l'équilibre lors de la marche sur un support étroit. Cette déstabilisation du bassin a été imposée à de jeunes enfants de 3-4 ans, dans les conditions de marche sur sol plat ou sur une ligne étroite tracée sur le sol. En réponse à une augmentation de la difficulté d'équilibre, la première stratégie d'adaptation de l'enfant consiste à diminuer sa vitesse de marche. Afin de contrôler également ce paramètre, nous avons donc proposé à des enfants plus âgés de 5-6 et de 7-8 ans de réaliser les mêmes tâches en imposant une vitesse fixe à l'aide d'un tapis roulant sur la base de celle spontanément adoptée par nos plus jeunes sujets (5 ans) lors de la marche normale sur sol plat et dégagé (0.8 m/s). Ainsi, cette nouvelle condition de vitesse imposée, associée aux contraintes de la tâche (marche sur sol plat ou ligne) et/ou mécanique (déstabilisation imposée du bassin) nous a permis de mieux tester les limites des stratégies adaptatives de coordination intersegmentaires.

Les enfants de 3-4 ans sont capables de stabiliser le bassin et les épaules lors de la marche sur sol plat. L'augmentation de la difficulté d'équilibre liée au support étroit entraîne la perte de la stabilisation des épaules qui peut réapparaître dans le cas où l'on déstabilise artificiellement le bassin. On notera dans ce cas que la stabilisation de la tête sur l'espace n'apparaît pas plus précocement, contrairement à notre hypothèse initiale. Ainsi, il apparaît que les stratégies d'adaptation à court terme sont toujours issues du répertoire des stratégies d'équilibre correspondant aux âges étudiés. L'organisation temporelle, quant à elle est ascendante depuis le bassin stabilisé jusqu'à la tête. Dans le cas de la déstabilisation du bassin, on tend à observer un déplacement de l'organisation temporelle dont le point de départ devient les épaules.

Les enfants de 5-6 ans présentent les mêmes stabilisations segmentaires que les enfants plus jeunes lors de la marche sur sol plat ou sur support étroit. En revanche, lors de la déstabilisation du bassin, on n'observe plus systématiquement la stabilisation des épaules et pas encore systématiquement la stabilisation de la tête. Ces données confirment tout à fait l'aspect charnière de ce groupe d'âge. L'organisation temporelle est ascendante à partir du bassin stabilisé et devient centrée sur les épaules lorsque la déstabilisation du bassin est imposée expérimentalement.

Les enfants de 7-8 ans, quant à eux, présentent une stabilisation du bassin, des épaules et de la tête ce qui traduit un contrôle indépendant de chacun de ces segments dans les conditions les plus clémentes. Lors de la marche sur support étroit, la stabilisation des épaules disparaît. Enfin, dans la condition la plus difficile où le bassin est déstabilisé, persiste principalement la stabilisation de la tête, assortie parfois de la stabilisation des épaules. Dans la situation la plus clémente, l'organisation temporelle du contrôle de l'équilibre est, comme pour les plus jeunes, toujours ascendante à partir du bassin stabilisé. Lors de la marche sur support étroit, l'organisation temporelle tend à être centrée sur les épaules. En revanche ces prémisses d'organisation temporelle descendante sont complètement désorganisés dans la situation la plus difficile où le bassin est expérimentalement déstabilisé. Ainsi, même si la stabilisation segmentaire et l'organisation temporelle du contrôle de l'équilibre sont intimement liées, il est important de souligner le décalage qui existe au cours de l'ontogénèse entre la maîtrise d'une stabilisation segmentaire, acquise en premier et la maîtrise de l'organisation temporelle correspondante qui demande une maturation toujours plus longue (Assaiante, 2000 ; Assaiante et al, 2005).

Anomalies de torsion des membres inférieurs et stratégies d'équilibre : Afin d'étudier les mécanismes d'adaptation à long terme du SNC pour organiser le contrôle de l'équilibre locomoteur dans le cas d'une anomalie biomécanique chronique, nous avons réalisé une expérience avec des enfants de 5-6 ans et de 7-10 ans présentant des rotations internes (RI) des membres inférieurs. Les rotations internes des membres inférieurs se définissent par une anomalie de torsion des os du fémur et du tibia (squelette jambier). Plus précisément, il s'agit d'un défaut de rotation horizontale autour d'un axe vertical de ces deux segments osseux. La question posée par cette étude est de savoir si cette déviance biomécanique locale qui constitue les anomalies de torsion des membres inférieurs est susceptible de se répercuter sur les parties supérieures, perturbant ainsi le développement normal des coordinations tête-tronc, et entraînant une réorganisation de l'équilibre de l'ensemble du corps.

D'après nos résultats, l'anomalie biomécanique locale que représente la rotation interne des membres inférieurs ne semble pas affecter le développement normal des coordinations tête-tronc chez les jeunes enfants de 5-6 ans. En effet, la stabilisation du bassin, de même que la stabilisation des épaules sont présentes dans leur répertoire moteur, de la même façon que pour les enfants contrôles. De plus, il est important de savoir que la croissance des torsions osseuses des segments tibial et fémoral se prolonge normalement jusqu'aux âges de 6-7 ans. Ainsi certaines rotations internes vont se trouver partiellement ou totalement compensées par le seul fait de la croissance osseuse. Il apparaît donc que chez les enfants de 5-6 ans, les limites de tolérance du système soient suffisamment larges pour englober ces fluctuations temporaires autour de la norme. Cependant, il ressort de notre étude une baisse d'efficacité de la stratégie de stabilisation des épaules sur l'espace, en lacet comme en roulis, notamment lors de conditions d'équilibre difficile. En revanche les coordinations tête-épaules semblent affectées chez les enfants de 7-10 ans avec rotation interne, qui favorisent un mode de fonctionnement en bloc au détriment du mode de fonctionnement articulé systématiquement adopté par les enfants contrôles (Mallau et al, 2007b).

Scoliose et organisation des stratégies d'équilibre au cours de l'enfance et de l'adolescence : Au cours de l'ontogénèse, le tronc constitue le référentiel de base pour organiser le contrôle postural tant au niveau de l'équilibre, qu'au niveau du contrôle de l'orientation dans diverses tâches posturo-cinétiques

(Assaiante, 1998). Peu de travaux ont été réalisés sur l'étude des mouvements du rachis au cours de la locomotion et dans la plupart des cas le tronc était considéré comme un élément rigide (Cappozzo, 1981 ; Thorstensson et al., 1984). Cependant, la pertinence des mouvements du rachis au cours de la marche est reconnue depuis de nombreuses années (Saunders et al., 1953 ; Gracovetsky, 1997) même si la majorité des études se concentrent sur l'analyse des membres inférieurs. La scoliose se définit comme une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace. Cette anomalie de torsion apparaît généralement à partir de 7-8 ans et s'accroît aux alentours de la puberté. La question posée par ce travail est de savoir quelles sont les conséquences de la scoliose idiopathique sur les stratégies d'équilibre en cours de locomotion. Plus précisément, est-ce que cette déviance biomécanique locale est susceptible de se répercuter sur d'autres segments corporels, afin d'instaurer une stratégie adaptative d'organisation de l'équilibre locomoteur intéressant l'ensemble du corps. De plus, est-ce que cette anomalie qui affecte le rachis dans les trois plans de l'espace aura des conséquences sur les trois composantes de rotation ou plus précisément sur le roulis plus impliqué dans le contrôle de l'équilibre latéral ?

Les paramètres locomoteurs rapportés lors de ce travail montrent que la vitesse globale de marche est modulée en fonction de la difficulté d'équilibre pour l'ensemble des sujets. Des résultats similaires sont fréquemment rapportés dans des études développementales chez l'enfant contrôle (Assaiante et Amblard, 1993 ; Assaiante, 1998 ; Grasso et al., 1998) ainsi que chez l'enfant atteint de RI des membres inférieurs (Mallau et al, 2007b). Néanmoins, il apparaît que la vitesse de locomotion est systématiquement plus basse chez les sujets scoliotiques que chez les sujets contrôles. Cette différence observée quel que soit le support laisse supposer que les sujets scoliotiques ont une plus grande difficulté que les enfants contrôles à maîtriser l'équilibre locomoteur dans des situations complexes où le support est réduit. On peut donc penser que la réduction de la vitesse est une première stratégie adaptative pour répondre à la difficulté d'équilibre. Par ailleurs, la stabilisation du bassin est préservée en dépit des modifications structurelles du rachis. D'autre part, s'agissant du contrôle latéral, les amplitudes de mouvement et les modes de stabilisation segmentaire du rachis sont adoptés en fonction des caractéristiques de la tâche locomotrice et non en fonction de la pathologie. Enfin, le résultat majeur de cette étude est que le déficit biomécanique que représente la scoliose idiopathique affecte principalement la composante de rotation de lacet notamment au niveau de la tête et des épaules, au cours de la locomotion. Dans cette composante de rotation, les sujets scoliotiques à la différence des sujets contrôles sont sensibles à la difficulté d'équilibre de la tâche (Mallau et al, 2007a). Ces résultats sont tout à fait cohérents avec les déficits vestibulaires précédemment rapportés dans la littérature (Herman et MacEwen, 1979 ; Sahlstrand et Petruson, 1979 ; Herman et al., 1985 ; Wiener-Vacher et Mazda, 1998).

Perte de la stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace en roulis au cours de l'adolescence : Dans les conditions d'équilibre les plus difficiles, la diminution des valeurs d'indice d'ancrage au niveau des épaules traduit une perte d'efficacité de la stabilisation de ce segment sur l'espace. Chez les adolescents, cette perte d'efficacité n'est pas compensée au niveau de la tête par la mise en place de la stratégie de stabilisation sur l'espace. En effet, aucune stratégie n'est sélectionnée, puisque la tête n'est ni stabilisée sur l'espace, ni sur les épaules pour l'ensemble des sujets. Cependant, il a été rapporté lors d'une étude cinématique antérieure chez des enfants de 3 à 8 ans que les enfants de 7 ans adoptaient une stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace lorsqu'ils marchaient sur des supports étroits, associée à un fonctionnement articulé de l'unité tête-tronc (Assaiante et Amblard, 1995). De plus, Mallau et collaborateurs (2007b) ont montré que des enfants contrôles de 7-10 ans présentaient la stabilisation de la tête sur l'espace en roulis, dans les mêmes conditions d'équilibre. Il semblerait donc que la présence de stratégies indéterminées au niveau de la tête en roulis chez l'ensemble des adolescents soit plus

d'ordre développemental que d'ordre pathologique. D'autre part, il est important de souligner que tous les sujets sont dans une période charnière du développement qui est l'adolescence. Cette dernière est largement reconnue pour être une étape de transition où de nombreux changements interviennent tant au niveau morphologique que psychologique ce qui entraîne inévitablement des répercussions au niveau du contrôle postural (Viel, 2006).

DÉVELOPPEMENT DE LA FONCTION D'ANTICIPATION :

L'étude de l'initiation de la marche (Assaiante et al, 2000; Woollacott et al, 2000 ; Woollacott et Assaiante, 2002), nous révèle que les ajustements posturaux anticipés (APA) qui consistent à décharger la jambe locomotrice et à reporter le poids du corps sur la jambe porteuse sont présents chez nos plus jeunes enfants âgés de 11 mois, testés en marche assistée. Les résultats électromyographiques, obtenus chez ces jeunes enfants en marche assistée et dès le début de la locomotion autonome, révèlent déjà que l'activité du moyen fessier gauche, stabilisateur de la hanche, précède l'activité du tibialis antérieur et du quadriceps droit qui interviennent dans le premier pas. Cependant, si ces ajustements posturaux préparatoires sont précoces, il existe néanmoins une évolution de ces mécanismes au cours de l'enfance pour arriver à la maîtrise de l'adulte. En effet, les oscillations latérales du bassin et du tronc diminuent avec l'augmentation de la maîtrise de la marche, il en est de même pour les oscillations latérales de la tête. De plus, ce sont les marcheurs les moins expérimentés (1-4 mois ou 9-17 mois de pratique de marche) qui montrent clairement une inclinaison du tronc vers la jambe porteuse au cours de l'initiation de la marche. Ainsi, les plus jeunes sujets mobilisent tout le corps pour réaliser cet ajustement postural préparatoire, suggérant un fonctionnement en bloc de l'ensemble des segments axiaux. Les enfants de 4-5 ans, en revanche, commencent à présenter un fonctionnement plus articulé en inclinant le bassin vers la jambe porteuse, tout en gardant le tronc plus vertical, à la manière de l'adulte.

L'émergence précoce de la fonction d'anticipation est également un phénomène observable lors de l'épreuve de changement de trajectoire locomotrice chez l'enfant. Cette étude nous révèle que l'anticipation des mouvements de la tête peut apparaître chez des enfants aussi jeunes que 3 ans. Chez les jeunes enfants, cette tendance à l'orientation prédictive de la tête est néanmoins un phénomène très variable. En fait, la fréquence d'apparition de cette stratégie s'accroît avec l'âge. Néanmoins, même chez l'enfant de 8 ans, certaines différences avec l'adulte persistent. Chez l'enfant, la tête amorce son changement d'orientation de façon synchrone avec le point d'inflexion de la trajectoire locomotrice. En revanche, chez l'adulte, la tête amorce son changement d'orientation avant le point d'inflexion de la trajectoire (Grasso et al, 1998). De plus, il apparaît que chez l'enfant l'ensemble tête-tronc anticipe le changement de trajectoire de façon simultanée, suggérant ainsi un fonctionnement en bloc de ces deux segments alors que l'anticipation de la tête chez l'adulte résulte d'une rotation du cou, suggérant un fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc (Grasso et al, 1998).

Plus récemment, nous avons étudié le développement de l'anticipation chez le bébé à travers d'un protocole d'oscillations rythmiques du support sur lequel il se trouvait assis. En fait la question qui est posée est de savoir si l'acquisition de la marche autonome entraîne un changement de contrôle postural lorsqu'il s'agit pour le bébé de garder son équilibre en dépit des perturbations latérales sinusoïdales du support sur lequel il est assis. Au cours de cette expérience, nous avons étudié les deux modes de contrôle (réactif ou anticipateur) employés chez le jeune enfant pour réduire les oscillations latérales du corps en réponse à une perturbation sinusoïdale du support (fréquence : 0.5 Hz et amplitude 3.5 degrés). Les stratégies posturales de 10 jeunes enfants âgés de 6 à 12 mois et n'ayant pas encore acquis la marche autonome, de 10 marcheurs débutants âgés de 12 à 18 mois et enfin de 10 adultes ont été analysées. D'après nos hypothèses, les jeunes enfants marcheurs devaient être capables

d'amortir au niveau du tronc les oscillations imposées par la plateforme grâce à leur musculature lombaire. En revanche, cette stratégie ne devait pas être encore disponible pour nos plus jeunes sujets avant l'acquisition de la marche autonome, en raison de l'immaturation de leur système neuro-musculaire. Les déplacements angulaires et linéaires de la tête et de différents segments de la colonne vertébrale (C7-T6 ; T6-L2 ; L2-Sacrum) ont été calculés. L'organisation temporelle de ces segments a été obtenue à l'aide des fonctions d'intercorrélation calculées à la fois sur les signaux cinématiques et EMC (tronc et cou).

À partir des enregistrements des déplacements angulaires et latéraux des différents segments anatomiques, il a été possible de mettre en évidence deux types de stratégies en réponses aux perturbations du support. Il s'agit d'une part de la stratégie de contre-rotation par rapport au mouvement de la plateforme qui présente l'avantage de réduire les déplacements latéraux au niveau de la tête et d'autre part de la stratégie de floppy-body qui revient à ce que la tête et le tronc suivent les mouvements du support entraînant ainsi une augmentation du déplacement latéral au niveau de la tête. Les BB n'ayant pas encore acquis la marche autonome présente essentiellement la stratégie de floppy-body ; la stratégie de contre-rotation commence à faire son apparition chez les jeunes marcheurs et elle est bien entendue majoritaire chez les jeunes adultes.

Les corrélations entre les activités EMG et les oscillations du support montrent que les jeunes bébés, non marcheurs, sont incapables d'anticiper les oscillations de la plateforme, que ce soit au niveau lombaire ou nuchal. L'acquisition de la marche a pour avantage de permettre une stabilisation lombaire, qui rend les jeunes marcheurs capables d'anticiper au niveau lombaire les perturbations du support sur lequel ils sont assis. Ce résultat est cohérent avec nos études précédentes (Assaiante et al, 1993 ; 1998 ; Assaiante et Amblard, 1995) qui rapportaient un changement d'organisation posturale, basée sur la stabilisation du bassin, à partir de l'acquisition de la marche autonome. En revanche, l'anticipation de la plateforme n'est pas possible au niveau nuchal et de ce fait n'autorise pas encore la contre-rotation au niveau de la tête. Les adultes, quant à eux, anticipent les oscillations de la plateforme, aussi bien au niveau lombaire que nuchal et réalisent avec succès une double contre-rotation à ces deux niveaux, assurant ainsi une stabilisation posturale optimale. Il ressort de cette étude que l'acquisition de la marche autonome, caractérisée par une nouvelle organisation temporelle de l'équilibre centrée sur le bassin, constitue un élément majeur pour améliorer la capacité d'anticiper les perturbations externes imposées par la plateforme (Assaiante et al, 2005).

CONCLUSION :

L'ensemble des résultats rapportés dans cet article sur la construction des stratégies d'équilibre en cours de locomotion sont en faveur de la possibilité de référentiels stables multiples qui agissent en alternance ou de concert, en association avec un fonctionnement en bloc ou articulé des différents segments corporels pour permettre l'organisation spatiale et temporelle la plus efficace du contrôle postural au cours de l'action. Si la première étape pour l'enfant consiste à construire les éléments de son répertoire de stratégies posturales, la deuxième étape consiste à apprendre à sélectionner les éléments pertinents, en fonction de l'activité à exécuter et du contexte environnemental. Sélectionner dans le répertoire la stratégie posturale adéquate, revient à anticiper les conséquences du mouvement prévu afin de préserver l'équilibre postural et l'efficacité du geste. Étant donnée la complexité des paramètres à prendre en compte, il n'est pas étonnant que l'apprentissage de l'organisation du contrôle de l'équilibre évolue jusqu'à des âges avancés de l'enfance et de l'adolescence.

RÉFÉRENCES :

- ASSAIANTE, C. AND AMBLARD, B. (1993) Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: Influence of visual cues. *Experimental Brain Research*, 93: 499-515.
- ASSAIANTE, C. AND AMBLARD, B. (1995) An ontogenetic model of sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*, Vol. 14, 13-43.
- ASSAIANTE, C., THOMACHOT, B., AURENTY, R. AND AMBLARD, B. (1998) Organization of lateral balance control in toddlers during the first year of autonomous walking. *Journal of Motor Behavior*, 30(2): 114-129.
- ASSAIANTE, C. (1998) Development of locomotor balance control in healthy children. *Neurosci. Biobehav. Rev.*, 22 (4): 527-32
- ASSAIANTE, C., WOOLLACOTT, M., AMBLARD, B. (2000) The development of postural anticipatory adjustments during initiation of gait: Kinematic and EMG Analysis. *Journal of Motor Behavior*. Vol 32, No 3, 211-226.
- ASSAIANTE, C. (2000): Construction du répertoire des référentiels posturaux : maturation et adaptation au cours de l'enfance ". Habilitation à Diriger des Recherches en Neurosciences
- ASSAIANTE, C., MALLAU, S., VIEL, S., JOVER, M. SCHMITZ, C. (2005) Development of postural control during childhood. *Neural Plasticity*, Volume 12, N° 1-2,33-42.
- BERNSTEIN, N. (1967) *The coordination and regulation of movements*. Oxford, London, Pergamon Press.
- BERTHOZ, A., AND POZZO, T. (1988) Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. In: B. Amblard, A. Berthoz, and F. Clarac (Eds.), *Posture and gait: Development, adaptation and modulation*. Amsterdam, New York, Oxford, Elsevier, 189-198.
- BERTHOZ, A. (1991) Reference frame for the perception and control of movement. In: J. Paillard (Ed.), *Brain and Space*. Oxford: Oxford University Press, pp: 82-111.
- BRENIÈRE, Y., BRIL, B. AND FONTAINE, R. (1989) Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion in children with under 200 days of autonomous walking. *Journal of Motor Behavior*. 21 (2):20-37.
- CAPPOZZO, A. (1981). Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *J Biomech.* (14): 411-425.
- FRIEDMAN, MB. (1975) Visual control of head movements during avian locomotion. *Nature*, 225: 67-69.
- FROST, BJ. (1978) The optokinetic basis of head-bobbing in the pigeon. *J. exp. biol.*, 74: 187-195.
- GRACOVETSKY, S. (1997). Linking the spinal engine with the legs: a theory of human gait. In Vleeming et al (Ed.), *Movement Stability and Low Back Pain*. Churchill Livingstone: 243-251.
- GRASSO, R., ASSAIANTE, C., PREVOST, P., BERTHOZ, A. (1998) Development of anticipatory orienting strategies during locomotor tasks in children. *Journal of Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4): 533-539.
- GROSSMAN, G.E., LEIGH, R.J., ABEL, L.A., LANSKA, D.J., AND THURSTON, S.E. (1988) Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Experimental Brain Research*, 70, 470-476.
- GROSSMAN, G.E., LEIGH, R.J., BRUCE. E.N., HUEBNER, W.P. AND LANSKA, D.J. (1989) Performance of the human vestibuloocular reflex during locomotion. *J. of Neurophysiol*, 62 (1), 264-272.
- GURFINKEL, V. S., KOTS, YA. M., PALTSEV, YE. I. AND FELDMAN, A. G. (1971). The compensation of respiratory disturbances of the erect posture of man as an example of the organization of interarticular interaction. In : *Models of the Structural-Functional Organization of certain Biological Systems*, Gelfand, I. M., Gurfinkel, V. S., Fomin, S. V. and Tsetlin, M. L. (Eds.), MIT Press, Cambridge MA, London, pp: 382-395.
- GURFINKEL, V. S., LIPSHITS, M. I., AND POPOV. K. E. (1981) Stabilization of the body position as the main task of postural regulation (translation) *Fiziologiya Cheloveka*, 7: 400-410.
- GURFINKEL, V. S., LEVICK, Y POPOV, KE., SMETANINE, BN. AND SHLIKOV, VY. (1988) Body scheme in the control of postural activity. In: V. Gurfinkel, M. Ioffe, J. Massion and JP. Roll (Eds) *Stance and motion: facts and theories*. New York: Plenum Press, pp: 185-193.
- HAAS, G. AND DIENER, HC. (1988) Development of stance control in children. In: B. Amblard., A. Berthoz and F. Clarac (Eds.), *Posture and Gait: Development, Adaptation and Modulation*. Amsterdam, New York, Oxford, Elsevier, pp: 49-58.
- HAAS G; DIENER HC, RAPP H, DICHGANS J (1989) Development of feedback and feedforward control of upright stance. *Dev Med Child Neurol* 31: 481-488.

- HAY, L. AND REDON, C. (1999) Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Experimental Brain Research*, 125(2): 153-62.
- HERMAN, R., MacEWEN, G D. (1979). Idiopathic scoliosis: a visio-vestibular disorder of the central nervous system., *Proceedings of the Sixth Symposium*. academic Press. Zorab PA (ed) *Scoliosis*: 61-69.
- HERMAN, R., MIXON, J., FISHER, A., MAULUCCI, R., STUYCK, J. (1985). Idiopathic scoliosis and the central nervous system: a motor control problem. *The Harrington lecture, 1983. Scoliosis Research Society. Spine*, (10): 1-14.
- KELSO, JAS. (1982) *Human motor behavior: An introduction*. Hillsdale: Lawrence Erlbaum. P56.
- MALLAU, S., BOLLINI, G., JOUVE, J.L., ASSAIANTE, C. (2007) Locomotor skills and balance strategies in idiopathic scoliotic adolescents. *Spine*, Jan 1;32(1):E14-22.
- MALLAU, S., MESURE, S., VIEHWEGER, E., JACQUEMIER, M., BOLLINI, G., ASSAIANTE, C. (2007) Locomotor skills and balance strategies in children walking with internal rotation of the lower limbs. *Journal of Orthopaedic Research*, 2007 Aug 3; [Epub ahead of print] PMID.
- MASSION, J (1992) Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology* 38: 35-56.
- MCKINLEY, P AND PELLAND, L. (1994) Acquisition of anticipatory control during the execution of complex movements. *Proceedings of the fifth post-graduate course in pediatric neurology. Motor development in children*. London John Libbey; 71-8.
- MITTELSTAEDT, H. (1983) A new solution to the problem of the subjective vertical. *Naturwissenschaften*, 70: 272-281.
- NASHNER, L.M.(1985) Strategies for organization of human posture. In: Igarashi, M., Black, F.O. (Eds.), *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*. Basel: S. Karger, pp: 1-8.
- POZZO, T., BERTHOZ, A., AND LEFORT, L. (1990) Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal Subjects. *Experimental Brain Research*, 82: 97-06.
- RIPOLL, H., BARD, C., AND PAILLARD, J. (1986) Stabilization of head and eyes on target as a factor in successful basketball shooting. *Human movement science*; 5: 47-58.
- ROBERTS, T.D.M. (1976) The role of vestibular and neck receptors in locomotion. In: R.M. Herman, S. Grillner, P.S.G. Stein, D.G. Stuart (Eds.), *Neural control of locomotion*. Plenum: New York, pp: 539-560.
- SAHLSTRAND, T., PETRUSON, B. (1979). A study of labyrinthine function in patients with adolescent idiopathic scoliosis. I. An electro-nystagmographic study. *Acta Orthop Scand*, (50): 759-769.
- SAUNDERS, JB., INMAN, VT., EBERHART, HD. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*, (35-A): 543-558.
- SCHMITZ, C., MARTIN, N. AND ASSAIANTE, C. (1999) Development of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task in children. *Experimental Brain Research*, 126(2):200-4.
- SHUMWAY-COOK, A. AND WOOLLACOTT, M. (1985) The growth of stability: Postural control from a developmental perspective. *J. Motor Behav.*, 17: 131-147.
- THELEN, E. (1984) Learning to walk: ecological demands and phylogenetic constraints. In: LP Lipsitt. (Ed.), *Advances in infancy research*. Norwood, NJ, Ablex, Vol. 3.
- THORTENSSON, A., Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand*, (121): 9-22.
- VIEL, S (2006) : Etude du contrôle postural au cours de tâches posturo-cinétiques : adaptation aux situations extrêmes. Doctorat ,Université Jean Monnet, St Etienne.
- WIENER-VACHER, SR., MAZDA, K. (1998). Asymmetric otolith vestibulo-ocular responses in children with idiopathic scoliosis. *J Pediatr*, (132): 1028-1032.
- WOOLLACOTT, M. and Assaiaante, C. (2002) Development of postural anticipatory adjustments during initiation of gait: Adaptation to perturbation. *Experimental Brain Research*, 144 (3) : 385-96.

Méthode d'analyse posturale de l'enfant à l'aide de la posturographie.

S. BOURELLE, J. COTTALORDA, B. ALBITAR

*Service de Chirurgie Pédiatrique
Hôpital Nord, CHU Saint-Étienne
42055 Saint-Étienne Cedex 2 - FRANCE*

La possibilité de contrôler la posture en station debout, incluant la stabilité dans différentes conditions sensorielles, des réponses musculaires adaptées aux perturbations extérieures et la capacité d'anticipation commence dans la petite enfance. Les outils d'évaluation du contrôle de la posture chez l'enfant sont nombreux et permettent d'analyser la contribution de chacun des systèmes dans le contrôle de l'équilibre. Certains font intervenir des plates-formes de forces capables de mesurer les oscillations posturales dans différentes conditions, ce qui correspond à la posturographie. La Balance Master®, qui est disponible à Saint-Étienne, est un outil d'enregistrement en temps réel des mouvements posturaux. Elle permet d'évaluer l'équilibre statique (mesure des oscillations posturales en station debout) mais également l'équilibre dynamique par la réalisation de tests demandant la participation des patients. Elle nous permet de disposer de mesures objectives de manière immédiate. Jusqu'à présent, peu d'études sur la Balance Master® ont été réalisées chez l'enfant. Nous avons pu utiliser cet instrument pour réaliser plusieurs études chez l'enfant avec inclusion de patients très jeunes de 4 à 6 ans. L'évaluation que nous avons adoptée peut comporter jusqu'à 5 tests : le test de répartition du poids du corps, le test évaluant l'équilibre dans différentes conditions sensorielles (yeux ouverts et fermés sur un sol dur puis en mousse), le test de stabilité unipodale, le test des limites de stabilité et le test des mouvements rythmiques.

Nous avons ainsi mené une première étude pour recueillir des données de référence chez l'enfant de 5 à 11 ans. 27 enfants normaux divisés en 3 groupes (5-7 ans, 7-9 ans et 9-11 ans) ont été inclus dans l'étude. Parmi les résultats les plus significatifs et en accord avec la littérature, la vitesse d'oscillation diminue avec l'âge avec une différence importante entre le groupe le plus jeune et les 2 autres groupes. La modification des afférences sensorielles permet de détecter des différences entre les 3 groupes. Tous les enfants sont dépendants de la vision sur sol mousse alors que seuls les enfants les plus âgés le sont sur sol dur. En appui monopodal, le groupe le plus jeune est le plus instable.

Dans une seconde étude, nous nous sommes intéressés à la latéralité. Nous sommes partis de l'hypothèse qu'il existe, chez l'individu normal, durant la marche, un pied d'équilibre et un pied d'appui. Des enfants normaux âgés de 4 à 10 ans et droitiers ont réalisé certains des tests (test de répartition du poids du corps, test d'appui monopodal, test des limites de stabilité) pour essayer de détecter une différence dans les capacités posturales entre le côté droit et le côté gauche. 45 enfants ont été répartis en 3 groupes (4-6 ans, 6-8 ans et 8-10 ans) pour permettre une comparaison entre les catégories d'âge. De façon significative, les enfants les plus jeunes ont une répartition du poids du corps préférentiellement à droite. Dans le test d'appui monopodal, les enfants de 8-10 ans sont plus stables à gauche les yeux ouverts. Les enfants de 4-6 ans sont moins affectés par la fermeture des yeux en appui monopodal à droite. Dans le test des limites de stabilité, le groupe d'enfants de 4-6 ans a de meilleurs résultats à gauche alors que les 2 autres groupes ont de meilleurs résultats à droite.

Ces 2 études permettent de montrer qu'il est possible d'étudier de façon simple et quasiment ludique les capacités posturales de l'enfant même très jeune. Aucun enfant n'a eu de difficulté à comprendre et à suivre les instructions. Certains de nos résultats sont concordants avec la littérature.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES :

1. Cambier D, Cools A, Danneels L, Witvrouw E. Reference data for 4- and 5-year-old-children on the Balance Master: values and clinical feasibility. Eur J Pediatr 2001 May; 160(5):317.
2. Geldhof E, Cardon G, De Bourdeaudhuij I, Danneels L, Coorevits P, Vanderstraeten G, De Clercq D. Static and dynamic standing balance: test-retest reliability and reference values in 9 to 10 year old children. Eur J Pediatr. 2006 Nov; 165(11):779-86.
3. Liao HF, Jeng SF, Lai JS, Cheng CK, Hu MH. The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. Dev Med Child Neurol 1997 Feb; 39(2):106-12.
4. Riach CL, Hayes KC. Maturation of postural sway in young children. Dev Med Child Neurol. 1987 Oct; 29(5):650-8.
5. Westcott SL, Lowes LP, Richardson PK. Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. Phys Ther. 1997 Jun;77(6):629-45.

L'EMG de surface chez le petit enfant IMC. Faisabilité, fiabilité et est-ce la solution ?

**Dr F. HAREB¹, Dr D. YEPREMIAN¹, M. D. BOUCHAKOUR¹, M. L. LEJEUNE¹,
M. E. DESSAILLY¹, Dr N. KHOURI²**

¹ CRF Fondation Poidatz

Rue du coudray

77310 Saint-Fargeau Ponthierry - FRANCE

² Hôpital Trousseau, Paris (75) - FRANCE

En réponse à la question liminaire de la faisabilité d'un EMG de surface chez le petit enfant, nous rapportons notre expérience d'enfants IMC âgés de 3 ans à 6 ans.

Nous avons revu 15 résultats d'EMG d'enfants marchants diploplégiques ou hémiploplégiques.

Notre analyse s'est centrée sur les questions suivantes :

- quel a été l'apport de l'EMG chez le petit enfant dans la décision thérapeutique, en particuliers avant traitement par toxine botulique. Notre choix clinique des muscles à injecter a-t-il été modifié après cet examen ? Ce choix étant d'autant plus crucial lorsque le faible poids de l'enfant n'autorise que des doses réduites de toxine.

- l'EMG précoce a-t-il favorisé une stratégie thérapeutique à distance davantage raisonnée ?

- a-t-il été nécessaire de compléter ou préciser les résultats de l'EMG par un examen 3D et le cas échéant dans quel délai ?

Pour les enfants d'âge inférieur à 3 ans une des limites de l'EMG est la difficulté d'interprétation des activités musculaires d'une marche encore immature et peu reproductible. L'examen vidéo retrouve alors une place prépondérante dans l'objectivation des troubles de la marche à condition d'en exploiter toutes les fonctionnalités.

Les particularités purement techniques de l'EMG chez le petit enfant seront également abordées. Une analyse critique de nos pratiques sera développée avec une proposition de critères de qualité de cet examen.

L'énergie mécanique chez le petit enfant : Économie d'énergie et stabilité.

Dr A. HALLEMANS

Anvers - BELGIQUE

Selon Gage (1991), une des caractéristiques la plus importante de la marche normale est la conservation d'énergie. Dès les années 50, la consommation d'énergie pendant la marche a reçu beaucoup d'attention car elle peut être considérée comme une mesure objective des activités de la vie quotidienne. Elle objective la fatigue et l'endurance pendant une activité motrice fondamentale: se déplacer d'un endroit à l'autre (Koop & Stout, 2004 ; Winter, 1990). Chez les enfants, la consommation d'énergie peut différer en comparaison avec les adultes à cause des différences importantes dans leur façon de marcher (Sutherland et al., 1980, 1988, 1996; Hallemans et al., 2005 ; 2006). Les différences cinématiques de la marche de l'enfant pourraient être corrélées à la consommation d'énergie.

Caractériser la consommation d'énergie pendant la marche

Il y a des manières différentes pour caractériser la consommation d'énergie de la marche. Soit, on peut la mesurer (directement ou indirectement), soit, on peut calculer le travail mécanique total qui est lié à l'activité musculaire.

La consommation d'énergie peut être mesurée indirectement par la mesure de la consommation d'oxygène. Autrefois, cette technique n'était pas très pratique mais récemment on a développé des appareils portables et télémétriques qui détectent le prélèvement d'oxygène de l'air, la quantité de gaz carbonique expiré, la fréquence cardiaque, le volume d'air expiré et la fréquence respiratoire (Koop & Stout, 2004; Brehm, Groepenhof & Harlaar, 2004). Des façons différentes pour exprimer la consommation d'énergie existent. Il y en a deux qui sont utilisées le plus fréquemment: la consommation d'oxygène et le coût énergétique. La consommation d'oxygène est exprimée en millilitre O₂ consommé par minute par kilogramme. C'est une indication de l'intensité de l'effort. Le coût énergétique est calculé par le rapport entre la consommation d'oxygène et la vitesse de la marche et est exprimé en millilitre O₂ par mètre par kilogramme. Le coût énergétique est lié à l'efficacité de la locomotion.

Au lieu de mesurer la consommation d'énergie en marchant, on peut aussi l'estimer à partir du travail mécanique qui est fait par les muscles. Le travail mécanique total pour marcher à une vitesse constante se constitue du travail nécessaire : pour supporter le poids du corps, pour mobiliser le centre de masse corporelle par rapport à son environnement et pour déplacer les membres par rapport au centre de masse corporelle (Cavagna, Saibene & Margaria, 1963). Le travail évalué est sous-estimé ; en effet, il est consommé de l'énergie supplémentaire à cause des contractions musculaires isométriques, de co-contractions des muscles antagonistes et de l'énergie utilisée pour stabiliser les articulations (Winter, 1990). Toutes ces formes d'énergies ne sont pas considérées dans le calcul de l'énergie mécanique. Pour calculer ce travail mécanique on peut utiliser des modèles de différente complexité. Le plus souvent le travail est estimé à partir des variations d'énergie mécanique du centre de masse corporelle et des membres. Le travail mécanique total se constitue donc du travail mécanique externe et interne. Le travail mécanique externe est le travail qui est nécessaire pour supporter le poids du corps et accélérer le centre de masse corporelle. A partir des mesures obtenues avec une plateforme de force, on peut facilement calculer les fluctuations d'énergie du centre de masse corporelle (technique de Cavagna, 1963 ; *Table 1*). Cette méthode est fiable et les résultats sont faciles à interpréter. Tous les travaux musculaires qui ne résultent pas d'un déplacement du centre de masse corporelle sont considérés dans les calculs du travail mécanique interne. En premier lieu, il s'agit du travail nécessaire pour accélérer les membres, mais aussi pendant la phase de «double support» ou double appui. Au cours de cette dernière, le membre inférieur

postérieur génère des forces propulsives tandis que le membre inférieur antérieur décélère la progression. Ainsi le membre inférieur postérieur doit produire une énergie supplémentaire pour compenser l'énergie d'absorption du membre inférieur antérieur. Le plus souvent seul est considéré le travail nécessaire pour accélérer les membre inférieurs (le travail mécanique interne classique). Cette forme de travail est caractérisée par les énergies cinétiques des membres dépendants de leur vitesse (Fenn, 1930).

Table 1

			Formula	
Accélération du centre de masse corporelle	a_x	m/s^2	$= F_x/m$	$F_x = \text{component medio-lat du GRF}$
	a_y	m/s^2	$= F_y/m$	$F_y = \text{component fore-aft du GRF}$
	a_z	m/s^2	$= F_z/m$	$F_z = \text{component vertical du GRF}$
Vitesse du centre de masse corporelle	v_x	m/s	$= \sum \Delta a_x \cdot \Delta t + Cte$	Intégration numérique
	v_y	m/s	$= \sum \Delta a_y \cdot \Delta t + Cte$	Intégration numérique
	v_z	m/s	$= \sum \Delta a_z \cdot \Delta t + Cte$	Intégration numérique
L'énergie potentielle	E_p	J	$= M_{tot} * 9.81 * \text{height}_{CoM}$	
L'énergie cinétique	E_k	J	$= \frac{1}{2} * M_{tot} * (V_x^2 + V_y^2 + V_z^2)$	
L'énergie mécanique totale	E_t	J	$= E_p + E_k$	
Le travail extérieur	W_{ext}	J	$= \sum \Delta E_t$	Sommation des incréments positifs de E_t
La récupération d'énergie	R	%	$= [\Delta^+ E_p + \Delta^+ E_k - \Delta^+ E_{tot}] / [\Delta^+ E_p + \Delta^+ E_k]$	

Le coût énergétique de la marche chez les enfants

Les enfants consomment plus d'oxygène que les adultes en marchant à une même vitesse. Si des enfants, âgés entre 3 et 6 ans, marchent à une vitesse maximale le coût énergétique est 40% à 70% plus haut que chez les jeunes adultes (Silverman & Anderson, 1972; Waters, Hislop, Thomas & Campbell, 1983; Rogers, Olson & Wilmore, 1995). Pendant l'enfance, la consommation d'oxygène et le coût énergétique abaissent. En marchant à une vitesse confortable, les enfants âgées de 6 ans, consomme 27% d'oxygène en plus que les enfants de 10 ans (Morgan, 2002). La consommation d'oxygène chez les enfants entre 6 et 12 ans monte à 15.3 ml.kg⁻¹.min⁻¹. Dans l'adolescence (13 – 19 ans) le coût a diminué jusqu'à 12.9 ml.kg⁻¹.min⁻¹. Les jeunes adultes consomment 12 ml.kg⁻¹.min⁻¹ (Waters et al., 1983). Le coût énergétique dépend largement de la vitesse de la marche. Chez les adultes, le coût est minimal à une vitesse intermédiaire, environ 1.23 (femmes) à 1.37 (hommes) m.s⁻¹. Les enfants préfèrent marcher à la vitesse où le coût énergétique est minimal, mais la vitesse confortable n'est que de 1.17 m.s⁻¹ (Waters et al., 1999).

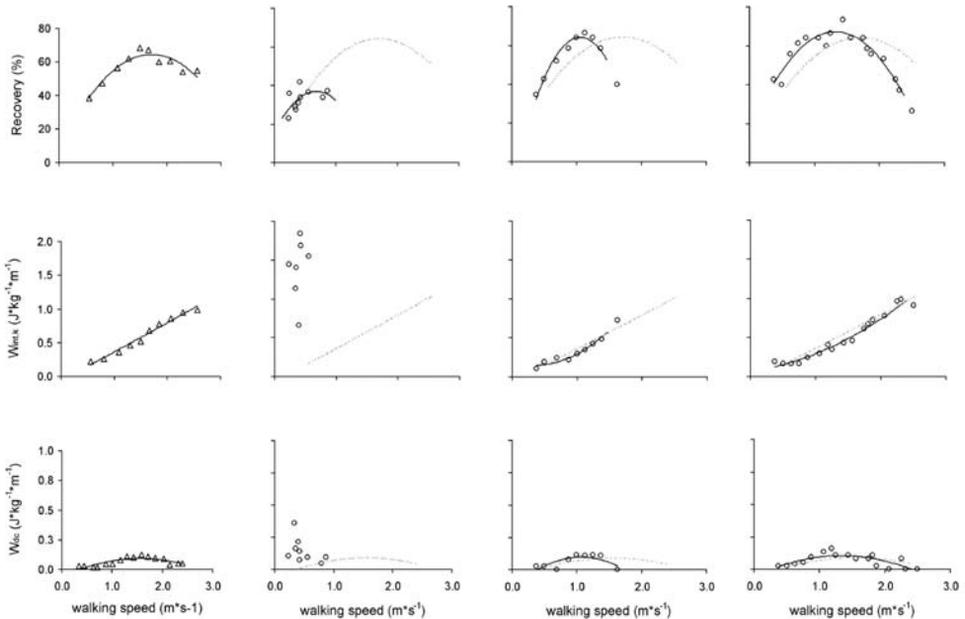
Pourquoi les enfants consomment plus d'énergie en marchant que les adultes ?

Ils doivent générer plus de travail mécanique ou un rendement du travail mécanique positif et sub-optimal. Waters (et al., 1983) propose encore une autre explication : leur coût énergétique au repos est élevé. Les enfants de 3 – 4 ans utilisent environ 3.42 ± 0.48 W/kg (6.04 ml/kg par min) pour le métabolisme de repos alors que les adultes n'utilisent que 1.95 ± 0.22 W/kg (3.5 ml/kg par min). Chez les enfants, le métabolisme au repos est élevé à cause de la répartition des tissus. La proportion de tissus gras est élevée par rapport à celle des muscles notamment (Waters et al., 1999). Schepens, Bastien, Heglund et Willems (2004) attribuent ces différences observées aux différences de taille. En grandissant, une diminution entre 0 et 40% du coût énergétique est observée.. Ceci est conforté par les résultats de Rogers (et al., 1995) : une relation exponentielle existe entre la consommation d'oxygène et la surface corporelle. De plus le rôle de la taille est confirmé : en normalisant (numéro de Froude) la taille entre enfants et adultes, les différences de coût énergétique disparaissent. Pourtant, dans ce cas, la similarité en coût énergétique avec les adultes est seulement retrouvée pour les enfants âgés de plus de 4 ans (De Jaeger, Willems & Heglund, 2001).

Le travail mécanique externe pendant la marche des enfants

Une des explications probables pour le coût énergétique élevé chez l'enfant marchant est que le travail mécanique est augmenté. Chez les jeunes adultes, le travail mécanique dépend de la vitesse. Le travail mécanique externe est minimale à une vitesse de 4 - 5 km à l'heure. Ceci résulte de 2 choses: il génère la propulsion (largement soutenue par l'énergie cinétique) et il est responsable pour supporter le poids du corps (prédominant). Cavagna (1983) a été le premier à calculer le travail mécanique externe chez les enfants. Les enfants de 2 ans font 2 - 3 fois plus de travail mécanique que les adultes pour marcher à une vitesse de 4 km à l'heure (figure 1). Le travail mécanique externe abaisse rapidement entre l'âge de 2 et de 4 ans. A partir de 4 ans les changements sont plus graduels. De plus chez les enfants le travail mécanique externe est minimale à une vitesse intermédiaire ce qui peut être considéré comme une vitesse optimale. La vitesse optimale change pendant l'enfance. Chez les enfants de 2 ans, elle se trouve à 2.8 km par heure (~ 0.8 m/s). À l'âge de 12 ans, elle se trouve à 5.0 km par heure (~1.4 m/s). Marcher à une vitesse au-dessus de la vitesse optimale provoque une augmentation rapide du travail mécanique externe. Ceci est encore plus marqué chez les enfants plus jeunes (figure 1).

Figure 1



Pour minimiser le travail mécanique externe, la marche des adultes peut être comparée à un pendule inversé. Pendant le cycle de marche, le membre inférieur en appui est rigide et le déplacement du segment corporel sus-jacent (tronc) s'apparente à un arc de cercle. L'énergie potentielle (la hauteur du centre de masse corporelle) et cinétique (la vitesse du centre de masse corporelle) s'oppose entre phase d'appui et d'oscillation et accélération et décélération. La possibilité de transfert d'énergie existe. Dans une situation idéale, l'énergie potentielle est complètement transformée en énergie cinétique et vice versa. Ces transferts d'énergie réduisent les variations de l'énergie mécanique totale du centre de masse corporelle. Mais le transfert d'énergie n'a pas un rendement de 100% c'est pourquoi un travail

mécanique externe doit être produit pour compenser la perte d'énergie mécanique. À une vitesse optimale, les jeunes adultes peuvent récupérer aux environs de 70% de l'énergie mécanique, le reste doit être produit de novo (Cavagna et al., 1977).

Les enfants utilisent-ils ce mécanisme de pendule inversé dès qu'ils apprennent à marcher ?

En 1983, Cavagna a calculé la récupération d'énergie mécanique totale chez les enfants. Chez les plus jeunes le travail mécanique externe est minimal quand la récupération d'énergie est maximale (figure 1). Mais à l'âge de 2 ans, la récupération maximale n'atteint que 40 – 50%, ce qui est significativement inférieur aux 70% observés chez les jeunes adultes. Hallemans et al. (2004) et Ivanenko et al. (2004) ont initié le calcul de la récupération d'énergie chez les enfants entre 1 et 2 ans lors de l'apprentissage de la marche qui s'élevait à un maximum de 40%. Si on considère les premiers pas de l'enfant, la récupération est encore plus basse (environ 28%) et la variabilité est importante (Ivanenko et al., 2004; Kimura et al., 2005).

Figure 2



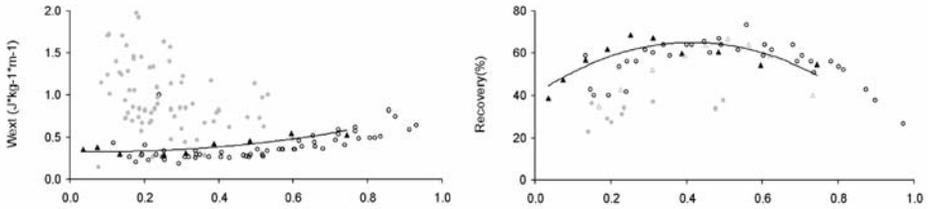
Pourquoi la récupération d'énergie, est-elle sub-optimale chez les jeunes enfants ?

Les explications diffèrent. D'abord les oscillations du centre de masse corporelle sont très irrégulières et cela résulte d'une augmentation de la variabilité des énergies mécaniques. La variabilité d'énergie potentielle est importante tandis que la variabilité d'énergie cinétique est minimisée par la vitesse lente (figure 2). La possibilité de transfert d'énergie est limitée. Un transfert partiel peut exister mais sans commune mesure avec celui optimal des adultes.

Quelques mois après l'acquisition de la marche, la récupération d'énergie augmente. Les oscillations du centre de masse corporelle deviennent plus régulières, grâce à des améliorations en coordination des mouvements. Des changements sont aussi observés au niveau de la variabilité de l'énergie cinétique, à cause d'une augmentation de vitesse de marche. Si le transfert d'énergie augmente, le travail mécanique externe diminue (Hallemans et al., 2004; Ivanenko et al., 2004).

La vitesse lente et la coordination immature ne sont pas les seuls facteurs limitant le transfert d'énergie. La petite taille des enfants intervient. Comme le coût énergétique, les différences de travail mécanique externe et de transfert d'énergie entre les adultes et les enfants au-dessus de 4 ans disparaissent si la vitesse est normalisée (en numéro de Froude) (figure 3). Ainsi chez les enfants comme chez les adultes le travail mécanique externe est minimal à une vitesse de 0.4 – 0.5 (Cavagna et al., 1963; Hallemans et al., 2004; Kimura et al., 2005). Mais les enfants en-dessous de 2 ans ne marchent pas plus vite que 0.14. Probablement des problèmes de stabilité les forcent à marcher plus lentement que la vitesse optimale.

Figure 3



Le travail mécanique interne chez les enfants

Le travail mécanique interne est lié aux forces qui ne résultent pas d'un déplacement du centre de masse corporelle. Généralement seul le travail nécessaire pour mobiliser les membres est considéré. Chez les jeunes adultes le travail mécanique interne est minimal à une vitesse intermédiaire (4 km à l'heure) mais il s'élève rapidement à cause d'une augmentation de la vitesse de marche (Cavagna et al., 1963). Les enfants au-dessus de 3 ans font de même avec un travail interne par kilogramme de poids que les jeunes adultes. Par contre les enfants doivent développer une puissance plus importante à cause d'une cadence plus élevée du travail à produire. Cette cadence rapide est liée aux augmentations des vitesses de rotation des membres ce qui s'accompagne d'un travail mécanique interne plus élevé. Le travail interne sera de 15% à 33% plus élevé à cause de la cadence rapide (Cavagna et al., 1963 ; Schepens et al., 2004; Hallemans et al., 2004 ; Ivanenko et al., 2004) notamment pour les plus jeunes les enfants. Pendant la phase de double appui, Donelan (et al., 2002) a développé récemment une technique pour calculer la conjonction d'un travail de propulsion (membre inférieur postérieur) et d'absorption (membre inférieur antérieur). Chez les jeunes adultes, le travail pendant la phase de double appui est maximal à une vitesse intermédiaire. Si le travail pendant la phase de double appui n'est pas considéré, le travail mécanique total est sous-estimé de 30 – 40%.

Chez les enfants la phase de double appui est prolongée entraînant une augmentation du travail mécanique. Alors que chez les très jeunes enfants (1 – 2 ans) le travail pendant la phase de double appui n'est que 7 – 16% (0.04 – 0.10 J/kg*m, figure 1) du travail mécanique total (Hallemans et al., 2004). Ce dernier va cependant augmenter rapidement ; à l'âge de 3 ans il est déjà à 40% du travail mécanique total (Bastien et al, 2003).

Pourquoi, chez les tous petits enfants, le travail pendant la phase de double appui n'est-il pas élevé ?

À cause des oscillations irrégulières du centre de masse corporelle, le travail mécanique externe est élevé chez les petits enfants. Par rapport au travail mécanique externe, qui est le déterminant le plus important du travail mécanique total, le travail nécessaire pour maintenir une vitesse constante pendant la phase de double appui est négligeable. A cause des problèmes de stabilité, les petits enfants préfèrent marcher à une vitesse lente. Par conséquent, la phase de double appui est prolongée et le travail négatif (d'absorption par action frénatrice) et positif (de propulsion) ne sont pas fait en même temps.

CONCLUSIONS :

Ainsi le coût énergétique du travail mécanique externe de la marche est élevé chez les enfants en comparaison avec celui des adultes; chez les plus jeunes enfants, la différence est la plus grande. Ce coût énergétique élevé est lié au travail mécanique et au métabolisme de repos plus élevés chez l'enfant et à la taille plus petite. La plupart des différences entre les enfants et les adultes disparaissent à l'âge de 10 ans. Beaucoup de recherches au sujet du coût énergétique chez les enfants ont été réalisées. Récemment,

le travail mécanique pendant la marche a été évalué. La plupart des études ont considéré le travail mécanique externe et la présence du mécanisme en pendule inversé. En marchant à une même vitesse que les adultes, les enfants produisent plus de travail mécanique externe. Les différences disparaissent au-dessus de l'âge de 4 ans, si la vitesse de marche est normalisée et exprimée en numéro de Froude. Chez les enfants au-dessous de 4 ans, la différence en taille n'est pas la seule raison pour un travail mécanique élevé. Le transfert d'énergie est abaissé chez les enfants de 1-2 ans indiquant que le mécanisme en pendule inversé n'est pas inné mais qu'il doit être acquis au cours du développement de la marche. Probablement que le travail mécanique externe élevé est un des déterminants les plus importants du coût énergétique élevé. Mais, la preuve de cette théorie n'existe pas. Il faut des mesures simultanées de coût énergétique et de travail mécanique. Jusqu'à maintenant de telles mesures n'existent pas et une relation directe entre la consommation d'oxygène et le travail mécanique de la marche n'a pas encore été établie.

Quoique le mécanisme en pendule inversé soit un modèle simple, le travail mécanique réel est sous-estimé. Le travail d'évaluation lors du double appui, de stabilisation des articulations et de l'énergie dissipée au cours des co-contractions musculaires ne sont pas encore suffisamment considérés. Lors d'une activité motrice immature, ces formes d'énergies peuvent être substantielles. Il est donc nécessaire de mettre en œuvre d'autres études évaluant la marche chez les jeunes enfants.

RÉFÉRENCES :

1. Bastien GJ., Heglund NC. & Schepens B. (2003) The double contact phase in walking children. *J. Exp. Biol.*, 203, 2967-78
2. Cavagna GA., Saibene FP. & Margaria R. (1963) External work in walking. *J. Appl. Physiol.*, 18/1, 1-9
3. Cavagna GA., Heglund NC. & Taylor CR. (1977) Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am. J. Physiol.*, 233/5, R243-R261
4. Cavagna GA., Franzetti P. & Fuchimoto T. (1983) The mechanics of walking in children. *J Physiol.*, 343, 323-39
5. De Jaeger D., Willems PA. & Heglund NC. (2001) The energy cost of walking in children. *Pflügers Arch*, 441, 538-43
6. Donelan JM., Kram R. & Kuo A. (2002) Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J. Biomech.*, 35, 117-24
7. Fenn, W.O. (1930) Work against gravity and work due to velocity changes in running. *Am. J. Physiol.*, 93, 433-462
8. Gage JR (Ed.) (1991) *Gait analysis in Cerebral Palsy*. London: MacKeith Press, 61-95
9. Hallemans A., Aerts P., De Deyn PP, Otten E. & De Clercq D. (2004) Mechanical Energy in toddler gait: A trade-off between economy and stability? *J. Exp. Biol.*, 207, 2417-2431
10. Hallemans A., Otten E., De Clercq D. & Aerts P. (2005) 3D analysis of toddler gait: A cross-sectional study spanning the first rapid developmental phase *Gait & Posture*, 22 (2), 107-118
11. Hallemans A., De Clercq D. & Aerts P. (2006) Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait & Posture*, 24 (3), 270 – 279
12. Ivanenko YP, Dominici N., Cappellini G., Dan B., Cheron G. & Lacquaniti F. (2004) Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. *J Exp Biol.*, 207(Pt 21), 3797-810
13. Kimura T., Yaguramaki N., Fujita M., Ogiue-Ikeda M., Nishizawa S. & Ueda Y. (2005) Development of energy and time parameters in the walking of healthy human infants. *Gait & Posture*, 22, 225-32
14. Koop S. & Stout J. (2004) Chapter 10: Energy consumption In: *The treatment of gait problems in cerebral palsy*. Ed. Gage J.; Mac Keith Press
15. Morgan DW., Tseh W., Caputo JL., Keefer DJ., Craig IS., Griffith KB., Akins AB., Griffith GE. & Martin

- PE. (2002) Longitudinal profiles of oxygen uptake during treadmill walking in able-bodied children: the locomotion energy and growth study. *Gait & Posture*, 15, 230-5.
16. Rogers DM., Olson BL. & Wilmore JH. (1995) Scaling for the VO₂ to body size relationships among children and adults. *J. Appl. Physiol.*, 79, 958-967
17. Schepens B., Bastien GJ., Heglund NC. & Willems PA. (2004) Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J. Exp. Biol.*, 207, 587-96
18. Silverman M. & Anderson SD. (1972) Metabolic cost for treadmill exercise in children. *J. Appl. Physiol.*, 33, 696-698
19. Sutherland DH., Ohlson R., Cooper L. & Woo S.L-Y. (1980) The development of mature gait. *J. Bone joint Surg.*, 62-A(3), 336-353
20. Sutherland DH., Olhson RA., Biden EN. & Wyatt MP. (Eds.) (1988) The development of mature walking. Philadelphia: J.B. Lippincott
21. Waters RL., Hislop HJ., Thomas L. & Campbell J. (1983) Energy cost of walking in normal children and teenagers. *Dev. Med. Child Neurol.*, 25, 184-188
22. Willems PA., Cavagna GA. & Heglund NC. (1995) External, internal and total work in human locomotion. *J. Exp. Biol.*, 198, 379-93.
23. Winter D. (Ed.) (1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd. Ed.), New York: John Wiley & Sons
-

Analyse des stratégies motrices normales et leurs adaptations chez le petit enfant présentant une infirmité motrice cérébrale.

Pr Bernard DAN

*Hôpital Universitaire des Enfants Reine Fabiola,
Université Libre de Bruxelles - BELGIQUE*

Les stratégies motrices peuvent être définies par des patterns complexes dans l'espace et dans le temps identifiés par la cinématique, l'activation musculaire ou d'autres aspects de la réalisation de tâches motrices. Elles reflètent la planification neurale du mouvement, prenant en compte des contraintes centrales et périphériques. Certaines synergies motrices sont présentes dès la vie fœtale. Elles prennent progressivement un sens fonctionnel (« stratégies ») avec les expériences sensorimotrices de l'enfant. Pour les mouvements impliquant le corps entier, le contrôle postural est particulièrement important. L'infirmité motrice cérébrale a été récemment redéfinie comme un syndrome clinique caractérisé par des troubles du développement du mouvement et de la posture attribués à des processus pathologiques non progressifs affectant le cerveau immature du fœtus ou du jeune enfant. Les troubles moteurs de l'infirmité motrice cérébrale s'accompagnent souvent de troubles sensoriels, perceptifs, cognitifs, de troubles de la communication et du comportement, d'épilepsie et de problèmes musculo-squelettiques secondaires. Dans l'infirmité motrice cérébrale le contrôle postural est particulièrement perturbé. Les enfants développent alors des stratégies motrices alternatives. Celles-ci tendent à manquer de sélectivité et de variabilité, indiquant des mécanismes adaptatifs robustes et stéréotypés contrastant avec l'adaptation basée sur la diversité, la compétition et le choix observée chez les enfants au développement typique.

VENDREDI 18 JANVIER 2008

• Méthodologie	34
• Paralyse cérébrale et Évaluation	38
• Posture et Équilibre, Rachis	44
• Tribune jeune	49
• Modelling	53
• Membre supérieur	57
• Appareillage	60
• Marche normale / Marche pathologique	65

MÉTHODOLOGIE

- Intérêt et limites du Functional Ambulation Profile et du Gillette Gait Index dans l'interprétation de l'Analyse Quantifiée de la Marche chez l'enfant pathologique.
A. Gouelle, F. Megrot 35

- Un indicateur simple de propulsion, freinage et stabilisation des articulations du membre inférieur pendant la marche.
R. Dumas, L. Chèze 36

- Détection automatique des discontinuités de contact au sol chez l'enfant IMC et l'adulte sain.
M. Desailly, Dr Sardain, Dr Yepremian, M. Lejeune, Dr Khouri, Pr Lacouture 37

Intérêt et limites du Functional Ambulation Profile et du Gillette Gait Index dans l'interprétation de l'Analyse Quantifiée de la Marche chez l'enfant pathologique.

Arnaud GOUELLE, Fabrice MEGROT

U.C.A.M.M. C.M.P.R.E. Bois-Larris

Avenue Jacqueline Mallet - 60260 Lamorlaye - FRANCE

Email : ucamm.boislarris@wanadoo.fr

Mots-clefs : *GGI, FAP, AQM, Analyse de la marche, hémiplégie, diplégie.*

Schutte et al. (2000) ont proposé récemment un nouvel index, le Gillette Gait Index, pour caractériser simplement la marche d'un sujet dans un sens global. Ce nombre sans dimension calculé à partir de seize paramètres de la marche acquis pendant l'analyse quantifiée.

Les paramètres de base de la marche ont été utilisés chez les parkinsoniens adultes par Nelson (1974) pour développer le FAP, une mesure simple qui évalue la sévérité de pathologies de la marche. Le FAP est calculé majoritairement à partir de variables spatiotemporelles.

OBJECTIFS :

Le GGI et le FAP donnent des scores distincts pour le membre inférieur droit et le membre inférieur gauche. En fonction de l'index utilisé, la répartition de l'anormalité est-elle respectée pour l'un comme pour l'autre ?

MÉTHODE :

Vingt-trois enfants atteints de troubles moteurs liés aux séquelles de prématurité ont passé une Analyse Quantifiée de la Marche. Ces sujets âgés de 5 à 17 ans ont été divisés en deux groupes : diplégie ou hémiplégie.

RÉSULTATS :

La corrélation entre le GGI et le FAP a été calculée. Les résultats montrent une corrélation négative de -0.50 ($p < 0.05$) entre les deux variables.

Pour certains essais, le GGI indique une atteinte supérieure pour le côté droit, alors que le FAP montre davantage de points retirés du côté gauche (et vice versa). Il existe un effet significatif pour ces inversions chez les enfants hémiplegiques ($p = 0.020$).

DISCUSSION :

D'un point de vue global, les deux index donnent les mêmes indications.

Chez les enfants hémiplegiques, le GGI donne des résultats en concordance avec l'examen clinique alors que le FAP indique des résultats contraires au GGI. Par la nature des paramètres pris en compte pour le calcul du FAP, celui-ci correspondrait davantage à un index de stabilité au cours de la marche.

BIBLIOGRAPHIE :

Nelson, A. J. (1974). Functional ambulation profile. *Phys Ther* 1974; 54:1059-1065.

Schutte, L. M., Narayanan, U., Stout, J. L., Selber, P., Gage, J. R., Schwartz, M. H. (2000). An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture* 2000; 11 (1):25;31.

Un indicateur simple de propulsion, freinage et stabilisation des articulations du membre inférieur pendant la marche.

Raphaël DUMAS, Laurence CHÈZE

*Université de Lyon, Université Lyon 1
Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité
Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs UMR_T 9406
Boulevard du 11 novembre 1918 - UCBL - UFR Mécanique
69622 Villeurbanne, FRANCE
Email : raphael.dumas@univ-lyon1.fr*

Mots-clefs : *Analyse de la marche, Moment articulaire, Stabilisation*

INTRODUCTION :

L'analyse en 2D de la puissance articulaire (i.e. produit entre moment et vitesse angulaire) a été largement décrite dans la littérature, permettant d'évaluer quand une articulation est propulsée ou freinée [1]. Mais cette analyse est beaucoup plus controversée en 3D, avec notamment la décomposition de la puissance sur trois axes [2] très contestable d'un point de vue mécanique. De plus, en 3D, le moment et la vitesse angulaire sont deux vecteurs (avec chacun trois composantes en flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne-externe) dont les directions ne sont jamais exactement alignées. Ceci a un sens mécanique majeur : le moment ne sert pas seulement à propulser ou freiner l'articulation mais aussi à la stabiliser.

OBJECTIF :

Cette étude propose d'analyser l'angle entre les directions des vecteurs moment et vitesse angulaire.

MÉTHODES :

Cet angle, calculé simplement à partir des produits scalaire et vectoriel, peut être interprété comme un indicateur de propulsion (angle proche de 0°), de freinage (angle proche de 180°) et de stabilisation (angle proche de 90°).

RÉSULTATS :

Appliqué à la marche saine de 10 jeunes sujets, l'indicateur a montré que la hanche, le genou et la cheville ne sont jamais totalement propulsées ou freinées mais toujours partiellement stabilisées. La part de stabilisation est prépondérante, pour la hanche et le genou, durant la phase d'appui. À la fin de cette phase, comme précédemment décrit en 2D [1], l'indicateur a montré une séquence de propulsion à la cheville puis freinage au genou et propulsion à la hanche.

DISCUSSION - CONCLUSION :

À travers cet indicateur simple, l'analyse de la propulsion, du freinage et surtout de la stabilisation des articulations peut permettre de mieux comprendre la marche saine ou pathologique.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Robertson DG, Winter DA. J Biomech 13, 845-54, 1980
- [2] Eng JJ, Winter DA. J Biomech 28, 753-8, 1995

Détection automatique des discontinuités de contact au sol chez l'enfant IMC et l'adulte sain.

M. DESAILLY^{*1,2}, Dr SARDAIN², Dr YEPREMIAN¹, Mr LEJEUNE¹, Dr KHOURI³, Pr LACOUTURE²

¹ CRF Fondation Poidatz, St Fargeau (77)

² Laboratoire de mécanique des solides, Université de Poitiers, CNRS, Futuroscope-Chasseneuil (86)

³ Hôpital Trousseau, Paris (75)

* Université de Poitiers, UFR Sciences, SP2MI - Laboratoire de Mécanique des Solides, UMR 6610

Boulevard Marie et Pierre Curie, Téléport 2, BP 30

86962 Futuroscope-Chasseneuil Cedex - FRANCE

Email : desailly@lms.univ-poitiers.fr

Mots-clefs : *Gait events, kinematic detection, heel strike, toe off, algorithm.*

Les instants d'attaque du talon au sol (HS) et de décollage du gros orteil (TO) sont des mesures essentielles pour déterminer les paramètres temporels de la marche. Ceux-ci sont particulièrement importants pour interpréter les résultats d'analyse quantifiée de la marche (AQM) de l'enfant infirme moteur cérébral (IMC). Leur identification est souvent manuelle compte tenu des limites des algorithmes de détections actuels. Un nouvel algorithme de détection automatique de ces instants (HPA or High Pass Algorithm) à été développé [1]. C'est une méthode de traitement des signaux de la cinématique du pied dans le domaine fréquentiel.

L'objectif est d'évaluer la justesse et la précision de HPA et de deux autres méthodes HMA [2] FVA [3] également basées sur l'utilisation des données cinématiques.

20 enfants IMC (13.5 ± 4.95 ans) et 8 adultes sains ont été étudiés. Les données cinématiques ont été recueillies (Saga3RT-50Hz) simultanément aux données dynamiques (2 Kistler-400Hz). Le nouvel algorithme est basé sur le filtrage passe haut des signaux de déplacement du pied. La justesse et la précision de HPA, HMA et FVA sont comparées en étudiant leurs erreurs de détections par rapport aux évènements détectés par les plates formes de force.

L'erreur relative de HPA (moyenne ± écart type) est de 1 ± 23 ms pour HS et de -2 ± 25 ms pour TO chez les enfants IMC avec des résultats significativement plus justes et précis ($p < 0.05$) que ceux obtenus avec les deux autres méthodes. Les erreurs de détection de HMA et FVA sont amplifiées dans les cas pathologiques ; leur utilisation à ce propos est discutée. Dans la marche normale, HPA présente les mêmes performances que FVA.

HPA est l'algorithme le plus adapté pour la détection des évènements du cycle de marche à partir de données cinématiques, en particulier en AQM des enfants IMC.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Desailly et al. (2007). Gait events detection using kinematic data in cerebral palsy. *ESMAC. Gait Posture*, 26(S1):71.

[2] Hreljac & Marshall. (2000). Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. *J Biomech*, 33(6):783–786.

[3] O'Connor et al. (2007). Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture*, 25(3):469-474.

PARALYSIE CÉRÉBRALE ET ÉVALUATION

- Analyse de marche et chirurgie multisite chez l'adolescent présentant une infirmité motrice cérébrale.
C. Dequinze, C Detrembleur, A. Renders, PL Docquier 39
- Intérêt d'une évaluation multidimensionnelle, comprenant l'analyse 3D de la marche, dans le suivi clinique « standard » des enfants avec paralysie cérébrale : Étude multicentrique transversale de 160 sujets diplégiques.
C. de Lattre, E. Viehweger, A. Loundou, M-C. Simeoni et le groupe VARAX 40
- Observation illustrée et informatisée de la Marche de l'IMC.
L. Lejeune, M. Desailly, Dr Hareb, M. Jarrige, M. Bouchakour, Dr Khouri, Dr Yepremian 41
- Comparaison entre l'analyse vidéo et l'analyse par système optoélectronique de la marche pour une population d'enfants IMC.
E. Loustalet, R. Buttin, J-C. Bernard, E. Chaleat-Valayer, E. Morel, L. Chèze, B. Dohin 42
- Rôle et place de l'analyse de la marche dans le cadre d'évaluations pré et post injection de toxine botulique chez l'enfant IMC marchant. (expérience du C.M.P.R.E. de Bois-Larris)
A. Lucet, F. Megrot, D. Gouraud 43

Analyse de marche et chirurgie multisite chez l'adolescent présentant une infirmité motrice cérébrale.

Dr Caroline DEQUINZE *¹, **Dr DETREMBLEUR** ², **Dr RENDERS** ², **Dr DOCQUIER** ³

¹ Cliniques Universitaires de Mont Godinne - Médecine physique - 5530 Yvoir - *Email : cdequinze@hotmail.com

² UCL-St Luc, Bruxelles, Médecine physique - ³ UCL-St Luc, Bruxelles, Orthopédie - BELGIQUE

Mots-clefs : *Paralysie cérébrale, chirurgie multisite.*

INTRODUCTION :

La prise en charge des enfants présentant une infirmité motrice d'origine cérébrale se veut de plus en plus multidisciplinaire. Ce type de prise en charge permet d'envisager une chirurgie multisite qui est désormais considérée comme une option préférable à des opérations multiples et successives dans le traitement des troubles de la marche. L'évaluation des résultats sur de grandes séries est difficile car aucune chirurgie multisite n'est vraiment comparable. Il s'agit en effet d'une chirurgie « à la carte » variable d'un patient à l'autre et qui est très diversifiée (allongements, transferts, ténotomies, ostéotomies de dérotation,...).

OBJECTIFS :

Une prise en charge optimale se doit d'être multidisciplinaire et de tenir compte des données de l'examen clinique mais aussi de l'analyse de la marche.

PATIENTS ET MÉTHODES :

Nous présentons une série de cinq adolescents présentant une diplégie (4) ou une hémiplégie spastique (1) qui ont bénéficié d'une intervention chirurgicale multisite.

Tous étaient capables de marcher sans aide technique. Leur niveau fonctionnel de marche était évalué à I ou II selon la GMFCS (Gross Motor Function Classification System)

Tous ont été évalués cliniquement et ont bénéficié d'une analyse quantifiée de la marche avant l'intervention et un an après.

En préopératoire, les interventions ont été planifiées par l'équipe multidisciplinaire en tenant compte de l'examen clinique et de l'analyse quantifiée de la marche. Tous ont subi une intervention chirurgicale incluant au moins trois niveaux à chaque membre.

Tous ont suivi le même programme de physiothérapie (5 séances/semaine) et des orthèses de jour et de nuit durant 3 à 6 mois.

RÉSULTATS :

Actuellement, les résultats sont limités à 5 patients (soit 9 membres inférieurs). Nous avons observé une amélioration de certains mouvements angulaires dans les trois plans de l'espace ainsi que de certains paramètres mécaniques de la marche.

CONCLUSIONS :

L'analyse de marche semble être un outil utile à l'évaluation du bénéfice de la chirurgie multisite.

RÉFÉRENCES :

Short term outcome of multilevel surgical intervention in spastic diplegic cerebral palsy compared with the natural history. (Developmental Medicine and Child Neurology 2004, 46:91-97, Grough M., Eve L., Robinson R...) - Multilevel surgery in spastic diplegia: evaluation by physical examination and gait analysis in 25 children. (J Pediatr Orthop. 2002 Mar-Apr;22(2):150-7, Saraph V, Zwick E...)

Intérêt d'une évaluation multidimensionnelle, comprenant l'analyse 3D de la marche, dans le suivi clinique « standard » des enfants avec paralysie cérébrale : Étude multicentrique transversale de 160 sujets diplégiques.

Dr Capucine DE LATTRE^{*1}, Elke VIEHWEGER²,
Anderson LOUNDOU³, Marie-Claude SIMEONI³ et le groupe VARAX

¹ Hospices Civils de Lyon - CHU Lyon-Sud - L'Escal service de MPR pédiatrique
69495 Pierre Bénite - FRANCE

*Email : capucine.de-lattre@chu-lyon.fr

² Assistance Publique Hôpitaux de Marseille - Service de chirurgie orthopédique pédiatrique
Hopital la Timône enfants - 13000 Marseille - FRANCE

³ Faculté de médecine de Marseille, Unité d'évaluation hospitalière et de santé perçue
13000 Marseille - FRANCE

Mots-clefs : *Paralysie cérébrale, analyse de la marche, GGI, evaluation fonctionnelle*

OBJECTIF :

Étudier la validité et la faisabilité d'une approche d'évaluation multidimensionnelle de l'enfant marchant avec paralysie cérébrale utilisant l'analyse 3D de la marche, via l'index de marche de Gillette (GGI), et un ensemble d'outils validés dans les domaines de la fonction motrice et de la qualité de vie.

MATÉRIEL /MÉTHODE :

Données transversales à l'inclusion provenant d'une étude multicentrique longitudinale sur 3 ans dans le cadre du Soutien aux Thérapeutiques Innovantes et Coûteuses (STIC). Les enfants ont été groupés selon les niveaux de Palisano (GMF-CS) et la classification de marche de Rodda. L'évaluation des capacités motrices s'est faite à l'aide des dimension D et E de l'échelle de mesure de fonction globale (EMFG), l'index de dépense énergétique (IDE), le score de Gillette (partie du Functional Assessment Questionnaire FAQ), et l'index de marche de Gillette (GGI) obtenu par l'analyse 3D de la marche; la qualité de vie a été évaluée avec le questionnaire générique « Vécu et santé perçue de l'adolescent (VSP-A).

RÉSULTATS :

160 enfants diplégiques, âgés de 6 à 18 ans (moyenne d'âge 11 ans), ont été inclus. Le GGI est corrélé significativement ($p < 0,001$) avec l'EMFG, le FAQ, l'IDE pour tous les patients. Tous sont corrélés, en dehors de l'IDE, selon les groupes définis par les critères de Palisano et Rodda. Aucune corrélation systématique n'a été retrouvée entre la qualité de vie et les autres échelles.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'association de l'exploration technique par le GGI et fonctionnelle permet de mieux décrire les patients au sein de chaque groupe GMFCS. La classification de Rodda permet de décrire le pattern de marche d'un patient à un moment donné, mais n'autorise pas d'attribuer un degré de sévérité.

Les résultats de ce travail confirment l'importance d'utiliser des outils d'évaluation commun et validés afin de mieux comparer l'état de santé et les résultats des traitements proposés dans cette population, quelque soit le pays et sa langue d'origine.

Observation illustrée et informatisée de la Marche de l'IMC.

M. Lionel LEJEUNE *¹, M. DESAILLY^{1,3}, Dr HAREB¹, M. JARRIGE¹,
M. BOUCHAKOUR¹, Dr KHOURI², Dr YEPREMIAN¹

¹ CRF Fondation Poidatz

Rue du Coudray

77310 Saint-Fargeau Ponthierry - FRANCE

*Email : lejeune@fondationpoidatz.com

² Hôpital Trousseau, Paris, (75)

³ Laboratoire de mécaniques des solides, Université de Poitiers, CNRS, Futuroscope-Chasseneuil (86)

Mots-clefs : IMC, observation, PRS, marche.

Cette fiche d'observation de la marche de l'IMC se veut à la fois quantitative et qualitative, exhaustive et reproductible. Son originalité repose sur l'illustration des situations pathologiques et l'informatisation des résultats.

Le Physical Rating Scale (PRS) [1][2] demeure l'évaluation clinique de référence de la marche de l'IMC. Les paramètres de marche retenus sont uniquement quantifiables. Pour une analyse plus complète d'autres paramètres en particulier qualitatifs sont, à notre sens, utiles. Autour du PRS nous avons construit une échelle mixte à la fois qualitative et quantitative.

Cette nouvelle échelle prend en compte les mouvements dans les 3 plans de l'espace, bassin et tronc compris.

Notre échelle [3] a été créée à l'aide d'un tableur Excel. Tous les paramètres de la PRS sont inclus. Les paramètres complémentaires sont de type qualitatif ou quantitatif. Le choix de l'item le plus adapté à la situation observée est facilité par des schémas ou des photographies explicites. Un code couleur renforce l'échelle de gravité. Le score final du PRS est automatiquement calculé. Le calcul d'un score étendu aux items additionnels est également proposé. La vision d'ensemble des codes couleurs et/ou des effets de surbrillance permet une synthèse rapide (« portrait robot » de la marche étudiée).

Nous utilisons cette fiche tant pour l'observation visuelle que vidéographique de la marche du diploïque. La validation de la reproductibilité intra-observateur des items additionnels est en cours. Une étude comparative avec les résultats de l'analyse cinématique est programmée. Une fiche spécifique à l'hémiplégie est envisagée.

[1] Koman LA. et al. (1994). Management of spasticity in cerebral palsy with botulinum-A toxin: report of a preliminary, randomised, double-blind trial. *J Pediatr Orthop* 14: 299–303.

[2] Boyd R., Graham HK. (1999) Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type

A for the management of children with cerebral palsy. *Eur J Neurol* 6 (Supp. 14): S23–35.

[3] Yepremian D., Lejeune L., Desailly E., Hareb F., Bouchakour D., Jarrige M., Khouri N (2007). Illustrated and computerized observational gait assessment in cerebral palsy. *Gait and Posture*, Abstracts of 16th Annual Meeting of ESMAC

Comparaison entre l'analyse vidéo et l'analyse par système optoélectronique de la marche pour une population d'enfants IMC.

Éric LOUSTALET¹, Romain BUTTIN², J-C. BERNARD¹, Edith MOREL¹,
Emmanuelle CHALEAT-VALAYER¹, Pr Laurence CHÈZE³, Bruno DOHIN⁴

¹ Centre Médico-Chirurgical des Massues
92, rue E. Locard - 69322 Lyon Cedex 05 - FRANCE - Email : kine.mpr.enfants@cmcr-massues.com

² Université Claude Bernard Lyon 1

³ Laboratoire de Biomécanique et modélisation humaine - Université Claude Bernard Lyon 1

⁴ Hôpital Edouard Herriot Lyon Pavillon Tbis - Place d'Arsonval

Mots-clefs : Vidéo, AQM, IMC, marche, cinématique, comparaison.

OBJECTIFS :

Le but de ce travail est de déterminer la fiabilité d'un système d'analyse vidéo en le comparant à un système optoélectronique de référence.

MÉTHODOLOGIE :

8 IMC et 2 sujets sains âgés de 8 à 18 ans bénéficient simultanément d'un enregistrement vidéographique (une caméra 25 Hz) et d'une analyse quantifiée de la marche (Motion analysis). Un modèle cinématique 3D pour le Gold Standard et deux modèles 2D pour la vidéo sont établis. Les paramètres communs aux deux modèles sont recueillis (6 paramètres dans le plan sagittal et 3 dans le plan frontal); le plan horizontal n'est pas étudié. Ils sont ensuite comparés afin de déterminer la marge d'erreur du système vidéographique par rapport au système 3D. Plus elle est faible, plus le paramètre est fiable.

RÉSULTATS :

Dans le plan sagittal, la flexion de hanche et de genou, la position du fémur par rapport à la verticale sont plus fiables que la flexion dorsale/flexion plantaire de cheville et l'inclinaison du bassin. La fiabilité des 3 meilleurs paramètres est constante quelque soit le temps du cycle de marche. Pour la cheville et le bassin, l'erreur est plus importante pendant la phase oscillante. Dans le plan frontal, l'inclinaison du tronc et du bassin sont fiables quelque soit le temps du cycle de marche. Par contre, l'abduction de hanche est moins précise surtout en début et fin de cycle.

DISCUSSION :

Les paramètres étudiés ne présentent pas tous la même fiabilité pour diverses raisons :

- perte de données (quand on passe d'un système 3D à un système 2D) significative pour les articulations qui ont un secteur de mobilité important dans les trois plans.
- disparition du marqueur EIAS masqué par le balancement du bras, gênant la mesure de l'inclinaison du bassin.

Malgré la grande variabilité des sujets étudiés (écart d'âge important, type de marche différent entre 2 sujets sains, 7 diploïques dont 1 avec des aides techniques et 1 hémiploïque), la reproductibilité inter-sujet est satisfaisante ce qui tend à montrer qu'elle n'influence pas la précision de nos paramètres cinématiques.

BIBLIOGRAPHIE :

CHALEAT-VALAYER E et al. Use of videographic examination for analysis of efficacy of botulinum toxin in the lower limbs in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B*. 2006 ; 15 (5) : 339-47.

Rôle et place de l'analyse de la marche dans le cadre d'évaluations pré et post injection de toxine botulique chez l'enfant IMC marchant (expérience du C.M.P.R.E. de Bois-Larris)

Dr Aurélie LUCET, Fabrice MEGROT, Donatien GOURAUD

C.M.P.R.E. Bois-Larris

Avenue Jacqueline Mallet - 60260 Lamorlaye - FRANCE

Email : ucamm.boislarris@wanadoo.fr

Mots-clefs : *Toxine botulique, analyse de la marche.*

L'utilisation de la toxine botulique dans le traitement de la spasticité chez l'enfant IMC est validée (Heinen et al., 2006). Afin d'évaluer la pertinence de ce type de traitement une organisation pluridisciplinaire de la prise en charge est nécessaire. Celle-ci s'articule autour de bilans dont le contenu varie en fonction du type d'atteinte et des objectifs à atteindre qui seront fixés en équipe pluridisciplinaire, en concertation avec la famille et l'enfant.

MÉTHODE :

La prise en charge de l'enfant IMC marchant nécessite l'évaluation régulière de son évolution. Dans ces conditions, après avoir effectué un bilan d'entrée, il est proposé deux à trois fois par an de nouvelles évaluations. Celles-ci permettent de porter les indications nécessaires afin de prévenir les dégradations entraînées par la spasticité et d'orienter l'enfant sans retard vers une consultation pluridisciplinaire.

À Bois-Larris, 3 types de bilans sont proposés.

- Type 1 :

Inclusion : Patients connus pour lesquels il est prévu d'injecter un nombre de muscles inférieur à 3.

Contenu : Une consultation Médicale et une Analyse Quantifiée de la Marche Simplifiée.

- Type 2 :

Inclusion : Patients inconnus, ou patients connus pour lesquels il est prévu d'injecter un nombre de muscles supérieur à 3.

Contenu : Une consultation Médicale, Un bilan en Kinésithérapie et une Analyse Quantifiée de la Marche Simplifiée.

- Type 3 :

Inclusion : Patients devant bénéficier dans les 6 mois à venir d'une chirurgie multisites, d'une injection de toxine botulique multisites au bloc opératoire ou patients inconnu présentant un trouble de la marche nécessitant un bilan complet.

Contenu : Une consultation Médicale, Un bilan en Kinésithérapie et une Analyse Quantifiée de la Marche complète.

DISCUSSION ET PERSPECTIVES :

Le caractère régulier et pluridisciplinaire des évaluations permet indéniablement d'optimiser la prise en charge des jeunes patients IMC marchant. Des réunions multicentriques sont en cours afin de discuter et de valider ces bilans dans le but de standardiser nos pratiques et d'utiliser au mieux les potentiels des différents centres.

BIBLIOGRAPHIE :

F. Heinen, G. Molenaers and C. Fairhurst (2006) European consensus table on botulinum toxin for children with cerebral palsy, EJPN.

POSTURE ET ÉQUILIBRE, RACHIS

- Comparaison directe entre un système électrogoniomètre à six degrés de liberté et un système optoélectronique lors d'une évaluation du rachis.
P. Salvia, S. Da Silva, V. Feipel, M. Rooze 45
- Stabilisation segmentaire chez le patient scoliotique pré-arthrodèse ?
Y. Delpierre, P. Vernet, L. Fauvy, D. Colin 46
- L'initiation du pas comme indicateur des stratégies motrices du patient scoliotique.
A-V. Bruyneel, P. Chavet, S. Mesure, G. Bollini, P. Allard 47
- Is postural variability in the lateral direction systematically a sign of motor deficiency: Insight from an experiment.
C. Bonnet 48

Comparaison directe entre un système électrogoniomètre à six degrés de liberté et un système optoélectronique lors d'une évaluation du rachis.

Dr P. SALVIA*, S. DA SILVA, V. FEIPEL, M. ROOZE

Centre d'évaluation fonctionnelle et LABO
Faculté de Médecine, Université Libre de Bruxelles

Route de Lennik - 1070 Bruxelles - BELGIQUE

*Email : salviap@ulb.ac.be

Mots-clefs : *Cinématique du rachis, validité concurrente, justesse, électrogoniométrie 3D, système optoélectronique.*

INTRODUCTION :

Divers instruments de mesure sont utilisés pour l'évaluation de la cinématique du rachis dont les systèmes électromécaniques et les systèmes optoélectroniques. Les systèmes optiques sont relativement peu utilisés en raison probablement de la faible reproductibilité dû aux artefacts des tissus mous.

L'objectif de cette étude a été d'établir une comparaison directe entre le CA6000, un électrogoniomètre à six degrés de liberté (ddl), et le système optique VICON 612 mais également de mesurer la contribution de la hanche lors d'un mouvement lombaire.

MÉTHODE :

Avant de procéder à l'étude sur sujets sains, la validité instrumentale des 2 systèmes de mesure a été estimée sur un théodolite modifié à 2 ddl. Ensuite, la validité concurrente de ces 2 systèmes de mesure a été évaluée sur 12 sujets. L'électrogoniomètre [1] est fixés sur 2 attelles, l'une pelvienne et l'autre thoracique. Pour comparer les systèmes, les extrémités de l'électrogoniomètre ont été modifiées permettant d'y fixer 2 clusters techniques de 4 marqueurs. La taille du cluster a été préalablement testée pour optimiser la reconnaissance des marqueurs dans un grand volume. Des marqueurs anatomiques ont été placés sur le bassin et le thorax pour la construction des référentiels anatomiques. Pour la mesure de la contribution de la hanche, un cluster technique est placé sur la face latérale de la cuisse droite. Ensuite, des mouvements de flexion-extension, d'inflexions latérales et de rotations axiales sont réalisés par les sujets. Les calculs cinématiques ont utilisé les mêmes conventions de rotation. La méthode graphique de Bland et Altman a été appliquée pour déterminer les limites d'agrément entre les 2 systèmes.

RÉSULTATS :

La comparaison sur le théodolite montre une moyenne des différences de 0.67° (DS 0.47°).

Sur les sujets, la moyenne des différences (limites d'agrément supérieure et inférieure) étaient de 1.86° [$0.24^\circ; 3.48^\circ$], de 0.11° [$2.47^\circ; -2.25^\circ$], de 0.70° [$3.25^\circ; -1.85^\circ$] et de -0.93° [$2.15^\circ; -4.02^\circ$] respectivement pour la flexion, l'extension, l'inclinaison et la rotation.

CONCLUSION :

Cette étude a montré une excellente validité de concurrence du système VICON dans la mesure de la cinématique lombo-pelvienne in vivo.

BIBLIOGRAPHIE :

V Feipel. Clin. Biom. 2003, 612-18.

Stabilisation segmentaire chez le patient scoliotique pré-arthrodèse ?

Yannick DELPIERRE*, Dr P. VERNET, L. FAUVY, Dr D. COLIN

Centre de l'Arche

Boulevard de Maule - 72650 Saint-Saturnin FRANCE

*Email : y_delpierre@yahoo.fr

Mots-clefs : *Contrôle postural, équilibre, scoliose, perturbation, indices d'ancrage, CG.*

INTRODUCTION :

Le contrôle postural chez les sujets sains et scoliotiques a depuis longtemps intrigué [1]. Dans le cas d'un équilibre quasi-dynamique dans le plan sagittal, plusieurs stratégies ont été mises en évidence [2,3]. Ainsi il a été décrit deux types de stratégies motrices au contrôle postural : stabilisation segmentaire avec immobilisation du référentiel porté par le segment mobilisé (a) et stratégies multisegmentaires de rééquilibration (b) qui vise à éviter la chute en conservant la projection du CG (Centre de gravité) à l'intérieur de la surface d'appui. Qu'en est il chez un patient scoliotique soumis à des perturbations d'équilibre sur une balancelle ?

OBJECTIF :

Définir des indices d'amélioration du contrôle postural chez le scoliotique en condition d'équilibre dynamique

MÉTHODES :

La population comporte 5 sujets scoliotiques et 25 témoins. L'acquisition de données est réalisée avec un Vicon250("Plug in gait").

Pour chaque sujet, l'exercice consiste à garder l'équilibre sur une balancelle selon 3 conditions. Les oscillations peuvent être dans le plan sagittal ou le plan frontal. Seuls les résultats des oscillations d'avant en arrière seront présentés ici.

Ont été calculés : les indices d'ancrage entre les principaux segments [3], le déplacement du CG/polygone de sustentation[4] sur l'ensemble de la population de sujets sains et chacun des scoliotiques.

L'analyse des résultats est réalisée par comparaison les moyennes calculées chez la population contrôle.

RÉSULTATS :

Le sujet scoliotique présente des indices d'ancrage différents de la population contrôle. Les résultats montrent un retour à la normalité pour ce qui relève des indices d'ancrage. Il semblerait y avoir certaines constances.

DISCUSSION-CONCLUSION :

De tels indices pourraient être employés à des fins de quantification des améliorations chez le patient suite à sa chirurgie/de sa rééducation

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Mesure S. Contribution des afférences visuelles au contrôle postural : stratégies sensori-motrices et effets de l'entraînement sportif. [2] Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements : a formal basis and experimental synthesis. [3] Amblard B. Les descripteurs du contrôle postural.

[4] Kirtley C. Clinical gait analysis.

L'initiation du pas comme indicateur des stratégies motrices du patient scoliotique.

M^{me} A-V. BRUYNEEL *¹, Dr P. CHAVET¹, Dr S. MESURE¹, Pr G. BOLLINI², Pr P. ALLARD³

¹ UMR 6152 Mouvement et Perception, CNRS-U2
Avenue de Luminy - CP 910 - 13288 Marseille - Cedex 09 - FRANCE

*Email : anne.bruyneel@etumel.univmed.fr

² Hopital Timone enfants - Marseille

³ Laboratoire d'Étude du Mouvement, Ste Justine Hospital, Montreal - CANADA

Mots-clefs : Scoliose idiopathique, posture, initiation, stratégies adaptatives.

L'initiation du pas comme indicateur des stratégies motrices du patient scoliotique.

INTRODUCTION :

La modification morphologique du tronc des patients présentant une scoliose idiopathique provoque une redistribution des masses qui sous-tend l'existence de nouvelles stratégies dynamiques lors de la régulation posturale [4].

OBJECTIFS :

Les déterminants biomécaniques de la régulation posturale sont étudiés lors de la réalisation d'une initiation du pas [1] dans 2 directions chez des patients scoliotiques.

MÉTHODOLOGIE :

Dix adolescentes présentant une scoliose thoracique droite (angle de Cobb >15°) et 15 adolescentes témoins participaient à l'étude. Les forces de réactions du sol (FRS) ont été enregistrées lors de la réalisation de l'initiation antérieure et latérale du pas par chaque membre inférieur pour les 2 groupes étudiés.

RÉSULTATS :

Quelle que soit la direction du pas, l'analyse des FRS montre que les sujets scoliotiques se caractérisent par une augmentation statistiquement significative de la durée totale du mouvement >12%, de l'asymétrie entre les 2 membres inférieurs >9% et de la variabilité >8%.

DISCUSSION - CONCLUSION :

Quelle que soit la direction du pas, les asymétries sont développées en fonction de la déformation rachidienne. Cette asymétrie se caractérise en fonction du côté initiant le pas permettant un contrôle de l'équilibre postural dynamique. Les modifications des différentes phases de l'initiation se traduisent par une augmentation des paramètres spatio-temporaux comme ceux observés à la marche [2,3].

L'augmentation de la variabilité constatée chez ces patients semble être le résultat d'une expertise de contrôle multisegmentaire progressif. Par conséquent, l'initiation du pas constitue un indice clinique et un exercice de prise en charge rééducatif du comportement moteur du patient scoliotique.

BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Brenière Y, Do MC. J. Mot. Behav. 1991;23(4):235-240.
- [2] Chen P, Wang J, Tsuang Y, Liao T, Huang P, Hang Y. Clin. Biomech. 1998; 13(1): 52-58.
- [3] Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield P, Dorgan J, Dalmira S. Spine 1996; 1; 21(19):2235-42.
- [4] Nault ML, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, Sadeghi H. Spine 2002; 1; 27(17):1911-7.

Is postural variability in the lateral direction systematically a sign of motor deficiency: Insight from an experiment

Dr Cedrick BONNET

Department of psychology, CESP, University of Connecticut

Babbidge road - Unit 1020

06269 Storrs - ÉTATS-UNIS

Email : cedrick.bonnet@uconn.edu

Mots-clefs : *Personne âgée, fluctuation posturale, exploration, sensibilité au contraste visuel.*

Les personnes âgées accordent une grande importance à l'information visuelle lors du contrôle posture (Lord & Menz, 2000). Dans l'étude ici présente, deux facteurs visuels (tâche posturale et fond visuel) étaient testés avec deux groupes de participants, jeune (20 ans) et âgé (75 ans), ce qui n'a été fait que par Prado, Duarte et Stoffregen (2007).

Le but était de savoir si les oscillations posturales des deux groupes étaient influencées de la même manière par les deux contraintes visuelles et si les capacités visuelles des participants pouvaient prédire les oscillations posturales.

Les participants se tenaient debout sur une plate forme de force et regardaient une cible blanche ou comptaient l'apparition d'une lettre particulière dans un texte. Le fond visuel était soit blanc soit structuré de 3 lignes comportant 9 barres verticales (92,0 × 105,6 cm, 1,8 cm de diamètre). La sensibilité au contraste visuel était enregistrée chez chaque participant.

Finalement, la tâche visuelle était le seul facteur qui influençait les oscillations posturales chez tous les sujets. Lors de la tâche visuelle, la variabilité posturale augmentait dans l'axe latéral pour les personnes âgées, elle diminuait dans l'axe antéropostérieur pour les jeunes sujets et la stabilité posturale (déterminée par analyses non-linéaires) augmentait dans l'axe latéral pour les deux groupes. L'augmentation de variabilité posturale des personnes âgées dans le plan latéral a déjà été observée (Maki, Holliday, & Topper, 1994) et systématiquement liée à la notion d'instabilité posturale. Cependant, dans cette étude, variabilité et instabilité ne sont pas synonymes. À la place, les capacités visuelles pouvaient prédire les comportements observés et l'hypothèse d'exploration posturale à des fins de perception du texte affiché est proposée et discutée.

Lord, S. R., & Menz, H. B. (2000). Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*, 46, 306-310.

Prado, J. M., Duarte, M., & Stoffregen, T. A. (2007). Postural sway during dual tasks in young and elderly adults (in press).

Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. A. (1994). Prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J. Gerontol.*, 49, M72-84.

- Estimation des efforts musculaires à partir d'une modélisation biomécanique basée sur des données périphériques multiples.
L. Vigouroux, E. Berton, G. Rao, M. Domalain, V. Sevrez 50

- Quantification de la coordination motrice segmentaire des membres inférieurs lors de la marche :
Application à la marche d'un patient IMC avant et après chirurgies.
E. Hutin, D. Pradon, F. Barbier, B. Bussel, N. Roche 51

- Contribution à l'évaluation des pathologies liées au mouvement par quantification des efforts internes au cours de la marche.
M. Raison, C. Detrembleur, P. Fiset, J-C. Samin, P-Y. Willems 52

Estimation des efforts musculaires à partir d'une modélisation biomécanique basée sur des données périphériques multiples.

Laurent VIGOUROUX, Eric BERTON, Guillaume RAO,
Mathieu DOMALAIN, Violaine SEVREZ

Laboratoire Mouvement et Perception CNRS UMR 6152
(Équipe Performance Motrice et Modélisation)
Université de la Méditerranée - Marseille - FRANCE

Mots-clefs : *Biomécanique, modélisation, forces musculaires, optimisation.*

RÉSUMÉ :

L'analyse du comportement mécanique du système musculo-squelettique sollicité in situ constitue un enjeu important pour les domaines de la santé, de l'ergonomie et de la compréhension du mouvement humain.

Ceci nécessite d'évaluer des variables non directement mesurables telles que les moments aux articulations et les forces musculaires. Ces variables doivent être estimées à partir de modèles biomécaniques et l'enregistrement de données expérimentales cinématiques et dynamométriques. Or, le système musculo-squelettique est redondant dans le sens où chaque degré de liberté est sous le contrôle de plusieurs muscles aussi bien agonistes qu'antagonistes. Ceci pose le problème d'une résolution simple des équations de modélisation biomécanique.

Pour répondre à ce problème, des méthodes d'optimisation numérique ont été développées, consistant à déterminer des solutions mécaniquement viables à partir de données cinématiques et dynamométriques. Cependant, les résultats obtenus ne correspondent pas aux patrons de recrutements musculaires adoptés par les sujets et sont physiologiquement incohérent. Au contraire, des méthodes se basant sur l'électromyographie (EMG) obtiennent des solutions proches de la physiologie mais qui restent incohérentes d'un point de vue mécanique. Il n'existe donc pas, à l'heure actuelle, de méthodes permettant d'estimer avec précision les efforts internes au corps humain.

Pour répondre à ces problèmes, nous avons choisi au sein de notre groupe de recherche de développer des méthodes d'optimisation incluant des données EMG. Nos méthodes combinent ainsi l'ensemble des données périphériques disponibles (cinématiques, dynamométriques et EMG) au sein de procédures d'optimisation afin d'estimer des efforts internes cohérents d'un point de vue mécanique et physiologique. Les travaux réalisés sur ce principe ont d'ores et déjà permis d'obtenir des résultats probants pour la réhabilitation des doigts de la main ainsi que pour la connaissance des activations agonistes/antagonistes au niveau du genou en condition de fatigue musculaire.

Par exemple, les modèles biomécaniques de la main ont permis de donner des explications cohérentes sur les ruptures de poulies digitales en terme de force appliquée selon la position angulaires et selon le doigt étudié.

En effet, il a été montré que les poulies subissent des forces plus importantes lorsque l'articulation proximale inter-phalangienne est fortement fléchie en comparaison où celle-ci est faiblement fléchie. De plus, il a été montré que les doigts majeurs et annulaires sont plus fortement exposés au risque de rupture de poulies du fait d'une disposition géométrique des poulies particulière. Ces résultats sont en accord avec les études épidémiologiques répertoriant ce type de blessure.

L'ensemble des applications met en évidence la nécessité de l'utilisation de la modélisation biomécanique pour l'analyse et la compréhension du mouvement humain dans les domaines de la santé et de l'ergonomie.

Quantification de la coordination motrice segmentaire des membres inférieurs lors de la marche : Application à la marche d'un patient IMC avant et après chirurgies.

E. HUTIN^{1,3}, D. PRADON¹, F. BARBIER³, B. BUSSEL¹, N. ROCHE²

¹ Laboratoire d'Analyse du Mouvement, Hôpital Universitaire Raymond Poincaré, Garches - FRANCE

² Service de Physiologie et d'Exploration Fonctionnelle, Hôpital Universitaire Raymond Poincaré, Garches - FRANCE

³ Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines, Valenciennes - FRANCE

INTRODUCTION :

Les patients IMC présentent fréquemment un déficit de flexion du genou en milieu de phase oscillante (« Stiff Knee Gait »), associé à une activité anormale du droit antérieur, une diminution de la flexion de hanche et une bascule antérieure du bassin. Un traitement chirurgical axé sur une désinsertion proximale de ce muscle est souvent utilisé. Par ailleurs la prise en charge du pied équin lié à la rétraction du triceps sural est basée sur une chirurgie d'allongement de la lame des jumeaux.

OBJECTIF :

L'étude vise à optimiser l'interprétation des données de l'analyse quantifiée de la marche (AQM), par la caractérisation de la coordination motrice du membre inférieur.

MÉTHODE :

La coordination motrice est déterminée par le calcul des phases relatives continues (CRP) jambe/cuisse et pied/jambe dans le plan sagittal. La CRP segmentaire est la différence entre les états de deux segments au cours du temps. Le patron de coordination de dix sujets sains a été quantifié au cours de la marche. Un patient IMC jeune adulte a été évalué par AQM avant la prise en charge, deux mois après une chirurgie de désinsertion proximale bilatérale du droit antérieur, puis deux mois après une seconde chirurgie d'allongement bilatéral de la lame des jumeaux.

RÉSULTATS :

Avant la chirurgie, le patient présente bilatéralement un pic de moment en extension de genou en pré-phase oscillante, un déficit de flexion de genou en phase oscillante, une attaque du pas en plantarflexion avec un pied équin pendant tout le cycle de marche. L'analyse de la coordination segmentaire montre que les amplitudes de variation de la CRP jambe/cuisse en phase oscillante et de la CRP pied/jambe pendant tout le cycle sont faibles comparativement aux sujets sains.

Deux mois après la première chirurgie, le pic de flexion de genou est augmenté en phase oscillante, de même que l'amplitude de la courbe de CRP jambe/cuisse. Deux mois après la seconde chirurgie, le patient présente une dorsiflexion dans la norme au cours du cycle. L'amplitude de la courbe de CRP pied/jambe en pré-phase oscillante est augmentée.

Les patrons de coordination segmentaire jambe/cuisse et pied/jambe tendent à se normaliser après les chirurgies (corrélations entre les courbes de CRP des sujets sains et du patient post-chirurgie élevées).

DISCUSSION-CONCLUSION :

Après les chirurgies, le patient a modifié sa coordination motrice à la marche. Le patron de coordination tend à se normaliser en phase oscillante après la première intervention chirurgicale et en phase portante après la seconde. La quantification de la coordination segmentaire par le calcul de CPR semble être un outil intéressant pour évaluer dans sa globalité les modifications d'un patron de marche.

Contribution à l'évaluation des pathologies liées au mouvement par quantification des efforts internes au cours de la marche.

Maxime RAISON¹, Christine DETREMBLEUR², Paul FISETTE¹,
Jean-Claude SAMIN¹, Pierre-Yves WILLEMS³

Université catholique de Louvain - BELGIQUE

¹ Centre de Recherche en Mécatronique (CEREM), Faculté des Sciences Appliquées

² Unité de Réadaptation et de Médecine Physique (READ), Faculté de Médecine, Clinique Saint-Luc

³ Département d'Ingénierie Mathématique (INMA), Faculté des Sciences Appliquées

RÉSUMÉ :

Pourquoi chercher à quantifier les efforts internes dans le corps humain en mouvement ? En quoi cela pourra-t-il être utile aux cliniciens et aux chercheurs ?

Cette recherche tente de répondre à ces questions en développant une méthode originale de quantification des efforts internes (I. articulaires et II. musculaires) dans le corps humain en mouvement, et en l'appliquant à des cas tests inspirés du domaine de la Réadaptation :

I. La méthode de quantification des efforts articulaires [1], basée sur une optimisation cinématique et une dynamique inverse, est actuellement appliquée à l'évaluation des efforts intervertébraux tout au long du rachis au cours de la marche sur tapis roulant, en comparant les résultats entre un sujet sain, un patient scoliotique en pré-opératoire et ce même patient en post-opératoire. Dans ces trois cas, les résultats de couples antéro-postérieurs normalisés, liés au balancement gauche-droite des forces verticales entre les vertèbres, montrent des différences significatives d'amplitude, de symétrie gauche-droite et d'allure générale des courbes. Ces résultats préliminaires ouvrent des perspectives complémentaires d'évaluation et de suivi des patients dont les pathologies affectent leurs mouvements et/ou leurs efforts, comme la scoliose, la lombalgie, l'hémiplégie, et peut-être la fibromyalgie à plus long terme.

II. La méthode de quantification des efforts musculaires [2] est basée sur ces résultats d'efforts articulaires et sur un processus d'optimisation utilisant les données électromyographiques des muscles impliqués dans le mouvement considéré. Cette méthode est actuellement en cours de validation clinique sur le cas-test de la flexion-extension de l'avant-bras, afin d'être étendue aux principaux muscles locomoteurs du corps humain.

L'objectif final sera d'évaluer les efforts internes des sujets à partir d'une même expérience, telle que la marche ou un autre mouvement du quotidien, avec une approche d'analyse en « zoom », c'est-à-dire en analysant dans un premier temps les efforts articulaires dans tout le corps humain pour avoir une vue d'ensemble des comportements d'efforts internes, puis en approfondissant l'analyse des efforts musculaires autour des articulations ciblées au cas par cas selon les sujets et les pathologies identifiées.

RÉFÉRENCES :

[1] Raison M, C Detrembleur, P Fiset, JC Samin and PY Willems : *Determination of three-dimensional joint efforts of a subject walking on a treadmill*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Supplement 1, September 2005 : 229-230.

[2] Raison M, C Detrembleur, P Fiset, JC Samin and PY Willems : *Quantification des efforts musculaires au cours de la flexion et l'extension de l'avant-bras*. Proceedings of the VIth Congress of the GAMEA, Bruxelles, Belgique; 8-9 February 2007.

MODELLING

- Modélisation muscolo-squelettique:
Intérêt et limites de la modélisation des paramètres de longueurs
et de vitesses musculaires au cours de la marche chez l'enfant IMC.
M. Desailly, Dr Khouri, Dr Yepremian, Dr Hareb, Dr Sardain, Pr Lacouture 54

- Reconstruction 3D Personnalisée des Muscles des Membres Inférieurs
chez l'Enfant à partir de l'IRM: Sains et IMC.
A. Assi, A. Nordez, E. Jolivet, A. Haddad, I. Ghanem, W. Skalli 55

- Analyse par modélisation 3D de la marche.
G. Agnesina, F. Boyer, L. Percebois, F. Delmer, J-M. Coulon, R. Tairar 56

Modélisation musculo-squelettique : Intérêt et limites de la modélisation des paramètres de longueurs et de vitesses musculaires au cours de la marche chez l'enfant IMC.

M. DESAILLY*^{1,2}, Dr KHOURI³, Dr YEPREMIAN¹, Dr HAREB¹, Dr SARDAIN², Pr LACOUTURE²

¹ CRF Fondation Poidatz, St Fargeau (77)

² Laboratoire de mécanique des solides, Université de Poitiers, CNRS, Futuroscope-Chasseneuil (86)

³ Hôpital Trousseau, Paris (75)

* Université de Poitiers, UFR Sciences, SP2MI - UMR 6610

Boulevard Marie et Pierre Curie, Téléport 2, BP 30

86962 Futuroscope-Chasseneuil Cedex - FRANCE

Email : desailly@lms.univ-poitiers.fr

Mots-clefs : *Cerebral palsy, gait, musculoskeletal model, muscle length & velocity.*

Dans la paralysie cérébrale, la spasticité a souvent pour conséquences des anomalies de la croissance musculo-tendineuse. La modélisation musculosquelettique cherche à identifier raideurs spastiques et rétractions par l'évaluation des vitesses et des longueurs d'allongement musculaires au cours de la marche.

L'objectif principal est d'évaluer l'incidence de la spasticité et/ou des anomalies de longueurs musculaires sur les troubles de la marche et d'aider ainsi la décision thérapeutique.

Un modèle musculosquelettique 3D a été développé. Le squelette dont la géométrie initiale est issue de données CT-scan [1] est dimensionné et déformé pour s'adapter à la géométrie osseuse du sujet (antéversion fémorale et torsion tibiale). Les chemins et longueurs de 56 muscles sont déterminés. Leur vitesse d'allongement est calculée par différentiation finie. Les évolutions temporelles de longueurs et de vitesses ont été étudiées pour les Ischio-jambiers, droits fémoraux, et psoas iliaques au cours du cycle de marche. Ces données de géométrie musculaire sont comparées aux données d'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) ainsi qu'aux éléments cliniques à la fois en pré et en post chirurgie multi étagée chez 8 sujets.

Les résultats obtenus sont discutés en parallèle aux propositions de la littérature [2-4]. La connaissance des longueurs musculaires montre quelles rétractions ont une incidence sur la marche. Certaines limites des données de vitesses musculaires sont confirmées [5].

Ces informations de géométrie musculaire apportent des éléments nouveaux à l'AQM standard de l'enfant IMC. D'autres investigations et validations sont proposées en perspective.

[1] www.ulb.ac.be/project/vakhum

[2] Arnold et al. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait Posture*. 2006

[3] Delp et al. Hamstrings and psoas lengths during normal and crouch gait: Implications for muscle-tendon surgery. *J. ORTHOP. RES.* 1996

[4] Jonkers et al. Musculo-tendon length and lengthening velocity of rectus femoris in stiff knee gait. *Gait Posture*. 2006

[5] Van Der Krogt et al. Muscle length and lengthening velocity in voluntary crouch gait. *Gait Posture*. 2007

Reconstruction 3D Personnalisée des Muscles des Membres Inférieurs chez l'Enfant à partir de l'IRM : Sains et IMC.

Ayman ASSI^{*1,2}, Antoine NORDEZ¹, Erwan JOLIVET¹,
Antoine HADDAD³, Ismat GHANEM^{2,3}, Wafa SKALLI¹

¹ Laboratoire de Biomécanique ENSAM, Paris - FRANCE

² Gait and Motion Analysis lab SESOBEL, Aintoura - LIBAN

³ Hôpital Hôtel Dieu de France, Beyrouth - LIBAN

*Email : ayman.assi@gmail.com

Mots-clefs : Reconstructions 3D, muscles, IMC, enfants

INTRODUCTION ET OBJECTIFS :

Pour mieux comprendre le comportement de l'infirmes moteur cérébral (IMC) durant la marche, il est indispensable d'observer la synergie entre actions musculaires et bras de levier sur les différentes articulations du membre inférieur. Dans ce but, la géométrie musculo-squelettique personnalisée doit être analysée conjointement avec l'examen de l'analyse de la marche.

MÉTHODES :

3 enfants asymptomatiques (9 à 13 ans) et 1 IMC diplégique (9 ans) ont réalisé un examen IRM (3 Tesla, acquisitions axiales en T1) des membres inférieurs (crêtes iliaques aux pieds) et une acquisition stéréoradiographique en position debout. En délimitant les contours musculaires sur un nombre limité de coupes IRM (5 à 14), des techniques spécifiques [1] permettent d'obtenir les reconstructions 3D des muscles suivants en bilatéral: grand fessier, petit et moyen fessier, tenseur du fascia-lata, ilio-psoas, grand adducteur, court et long adducteur, semi-membraneux, semi-tendineux, gracile, sartorius, biceps fémoral long, biceps fémoral court, droit fémoral, vaste médial, vastes interne et latéral, tibial antérieur, gastrocnémien latéral, gastrocnémien médial et soléaire. Les volumes, longueurs et aires anatomiques ont été calculés ainsi que la direction des lignes d'action. Les distances entre les lignes d'actions musculaires et les axes mécaniques du fémur et tibia ont été évaluées.

RÉSULTATS :

Cette méthode de reconstruction musculaire tridimensionnelle personnalisée a permis de remarquer l'atrophie musculaire bilatérale chez le sujet diplégique en comparant aux sujets sains. 70% de perte de volume et 60% d'aire ont par exemple été calculées pour le droit fémoral et le gastrocnémien médial.

DISCUSSION ET CONCLUSION :

Les distances entre les lignes d'actions musculaires et les axes mécaniques des structures osseuses ont démontré des différences entre sujets sains et IMC. Dans un futur proche, l'utilisation de la stéréoradiographie combinée aux reconstructions musculaires 3D issues de l'IRM permettra de calculer des bras de levier musculaires en position debout.

RÉFÉRENCES :

[1] Jolivet E, Daguët E, Pomero V, Bonneau D, Laredo JD, Skalli W. "Volumic Patient Specific Reconstruction of Muscular System Based on a Reduced Dataset of Medical Images". CMBBE 2006.

Analyse par modélisation 3D de la marche.

G. AGNESINA *¹, F. BOYER², L. PERCEBOIS², F. DELMER², JM COULON², R. TAIAR¹

¹ LACM STAPS - Université de Reims

UFR STAPS Moulin de la Housse

51687 Reims Cedex 2 - FRANCE

*Email : guillaume.agnesina@univ-reims.fr

² Pôle de Médecine Physique et de Réadaptation

CHU Reims, Hôpital Sébastopol

51092 Reims Cedex - FRANCE

Mots-clefs : Modélisation, marche, hémiplégié, muscles.

INTRODUCTION :

L'analyse instrumentale de la marche est une aide précieuse pour les cliniciens. Le laboratoire d'analyse des contraintes mécaniques de l'UFR STAPS de Reims dispose des équipements et traitements logiciels nécessaires pour la capture du mouvement et l'analyse des contraintes biomécaniques. Ces dispositifs et l'application logicielle permettent de mesurer les contraintes biomécaniques par groupes musculaires pour un sujet étudié. Des travaux communs avec le CHU Reims ont été mis en œuvre pour tester a modélisation dynamique du logiciel ADAMS-LIFEMOD.

OBJECTIFS :

Comparer deux analyses cinématiques et dynamiques de la marche avant et après bloc moteur du droit antérieur, chez deux personnes hémiplegiques. Analyser les variations angulaires des articulations et les contraintes biomécaniques des groupes musculaires de la cuisse et de la jambe modélisées et observées.

MATÉRIELS ET MÉTHODE :

Deux cinématiques (VICON 6 caméras MX3) de la marche sont acquises avant et après blocs moteurs du droit antérieur chez deux personnes hémiplegiques souffrant d'une hypertonie spastique du quadriceps. Le bloc moteur du nerf droit antérieur était réalisé sous repérage de neurostimulation (1 ms ; 0,5 mA) et anesthésié par 8 cc de naropéine. Les deux captures ont permis de modéliser la marche (avant et après bloc) grâce au logiciel ADAMS-LIFEMOD (suppression du rectus femoris avant bloc). Les deux analyses sont ainsi comparées en terme qualitatif global et quantitatif (contraintes biomécanique des muscles restants et des variations angulaires articulaires).

RÉSULTATS :

Le but de cette étude était d'analyser la marche avant et après bloc du rectus femoris capable de rendre compte d'une réalité expérimentale chez les hémiplegiques.

Grâce à la simulation, les activités musculaires au cours de la marche sont ainsi quantifiées et nous avons pu également montrer des différences significatives en termes d'angles articulaires et dynamique musculaire entre une marche avant et après bloc.

MEMBRE SUPÉRIEUR

- Mesure du mouvement de la scapula par marqueurs externes :
comparaison à une mesure par palpation.
S. Brochard, M. Lempereur, O. Remy-Neris 58

- Cinématique 3D du complexe de l'épaule.
Précision et justesse d'une nouvelle méthode de palpation
des marqueurs anatomiques.
*P. Salvia, A. Crouan, A. Le Boudec, S. Bouilland, C. Mahieu, O. Snoeck,
S. Sobzcak, V. Sholukha, F. Moiseev, V. Feipel, M. Rooze, S. Van Sint Jan* 59

Mesure du mouvement de la scapula par marqueurs externes : comparaison à une mesure par palpation.

Dr Sylvain BROCHARD*, Mathieu LEMPEREUR, Olivier REMY-NERIS

CHU MORVAN

Avenue Foch - 29200 - Brest - FRANCE

*Email : sylvain.brochard@chu-brest.fr

Mots-clefs : *Scapula, système opto-électronique, palpation, marqueurs externes.*

INTRODUCTION :

L'International Society of Biomechanics (ISB) recommande une méthode dynamique d'analyse du mouvement de la scapula par marqueurs externes. Cette méthode n'a pas été comparée à la méthode de mesure par palpation.

OBJECTIFS :

Mesurer dans un repère en 3 dimensions les rotations en X (sonnette bas/haut), en Y (interne/externe) et en Z (antérieure/postérieure) de la scapula par ces deux méthodes à 0°, 40°, 80°, 120° et 160° de flexion du membre supérieur. Définir la reproductibilité de chacune des mesures puis les comparer.

MÉTHODES :

9 sujets sains de sexe masculin ont été inclus. Le calcul des rotations de la scapula par la palpation est réalisé lors de posture du membre supérieur à un angle donné à l'aide d'un pointeur repéré dans un système Vicon. Les rotations calculées par la méthode ISB ont été acquises en statique aux mêmes angles.

RÉSULTATS :

La reproductibilité de chaque méthode est bonne (ICC de 0,7 à 0,99). La méthode ISB mesure des amplitudes de rotation moins importante que la palpation. Cette différence est significative sur les trois rotations en particulier dans les angles élevés de flexion. Elle est au maximum de 15° en Y, 14° en X rotation and 16° en Z.

DISCUSSION :

Cette différence de mesure est probablement due à l'existence d'un mouvement de la scapula plus important que le mouvement des parties molles sus-jacentes. Une méthode de mesure dynamique du mouvement de la scapula par marqueurs externes incluant l'erreur due aux parties molles restent à définir.

BIBLIOGRAPHIE :

- De Groot JH. (1997) The variability of shoulder motions recorded by means of palpation *Clinical Biomechanics* 12(7-8): 461-472
- Della Croce U. Soft tissue artifacts in human movement analysis. Ninth Symposium on 3D analysis of human movement; 2006; Valenciennes, France; 2006.
- Matsui K et al (2006) Deviation of skin marker from bone target during movement of the scapula. *J Orthop Sci* 11: 180-184.
- Wu G et al (2005) ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 38: 981-992.
- Cappozzo A, et al. (1996) Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech*(Bristol, Avon) 11: 90-100.

Cinématique 3D du complexe de l'épaule. Précision et justesse d'une nouvelle méthode de palpation des marqueurs anatomiques.

Dr P. SALVIA *¹, A. CROUAN¹, A. LE BOUDEK¹, S. BOUILLAND³, C. MAHIEU¹, O. SNOECK¹, S. SOBZCAK¹, V. SHOLUKHA^{1,2}, F. MOISEEV^{1,2}, V. FEIPEL¹, M. ROOZE¹, S. VAN SINT JAN¹

¹ Centre d'évaluation fonctionnelle et LABO, Faculté de Médecine - Université Libre de Bruxelles
Route de Lennik - 1070 Bruxelles - BELGIQUE

*Email : salviap@ulb.ac.be

² Department of Applied Mathematics, Polytechnical University, Saint Petersburg, RUSSIE

³ Fondation Hopale, Berck sur Mer, FRANCE

Mots-clefs : *Extrémité supérieure, épaule, palpation manuelle, précision, intra et inter variation, cinématique articulaire.*

L'évaluation de la précision intra et inter-examineur est un prérequis à l'évaluation du complexe de l'épaule (CEp).

Cadre de l'étude : Évaluation 3D du CEp par un système de saisie de mouvement et une nouvelle méthode de palpation des marqueurs anatomiques de type CAST.

OBJECTIF :

Évaluer la précision et la justesse intra- et inter expérimentateur de la méthode de palpation et la propagation de l'erreur de palpation sur la cinématique articulaire.

Design expérimental: de type à mesures répétées. Quatre examinateurs répètent deux fois la palpation de 11 marqueurs anatomiques sur la scapula et l'humerus lors d'une session. Deux sessions sont réalisées le même jour. Un guide de palpation est utilisé pour assurer la stabilité des définitions anatomiques.

MÉTHODE :

Deux études sont réalisées : l'une utilisant une baguette calibrée pour numériser la position des marqueurs anatomiques (MA) relativement à des clusters techniques liés au thorax, à la scapula et à l'humérus (protocole CAST) sur 2 volontaires de morphotype différent; l'autre utilisant la pulpe de l'index préalablement calibrée pour numériser les MA. Le calibrage de la pulpe permet d'exprimer les coordonnées de la pulpe de l'index relativement à un cluster fixé sur la main de l'examineur. Un volontaire et un spécimen cadavérique sont inclus dans ce protocole appelé A-PALP pour estimer la précision mais également la justesse de la méthode.

RÉSULTATS :

Les 2 approches ont montré une validité concurrente avec une précision moyenne intra session de 3.3 (1.1) mm et de 4.3 (1.8) mm pour les protocoles CAST et A-PALP respectivement. La précision inter examineur était de 8.5 (3.5) mm [CAST] et de 8.7 (2.5) mm [A-PALP]. La justesse de la palpation estimée à partir des marqueurs anatomiques palpés virtuellement était de 5.6 mm (RMS) pour la scapula lorsque estimée par 4 examinateurs. La propagation de l'erreur sur les variables angulaires huméro et scapulothoraciques était de 5° et 2° RMS lors de l'abduction du bras.

CONCLUSION :

La méthode A-Palp s'est montrée aussi exacte que la méthode CAST mais nous paraît plus naturelle, le doigt ne devant pas quitter la zone palpée choisie qui peut être directement numérisée. La méthode nécessite un entraînement et devrait être évaluée sur un groupe plus grand.

APPAREILLAGE

- Apport des nouvelles technologies d'Analyse de la Marche pour le réglage des attelles tibio-pédieuses chez l'enfant présentant une paralysie cérébrale (C.P).
F. Megrot, A. Lucet, G. Vigne, D. Gouraud, A. Presedo 61
- Influence du port des attelles chez les enfants présentant un développement typique: Paramètres spatio-temporels et coordination intersegmentaire des membres inférieurs
M. Degelaen, B. Dan, F. Leurs, G. Cheron 62
- Implication du membre inférieur sain dans la dynamique de la marche en première moitié d'appui chez l'amputé tibial unilatéral.
C. Grumilier, C. Beyaert, M-A Haldric, N. Martinet, J-M André 63
- Analyse cinématique et modélisation éléments finis d'un pied prothétique à « restitution d'énergie » au cours de la phase d'appui de la marche d'un amputé tibial.
X. Bonnet, H. Pillet, F. Lavaste, W. Skalli 64

Apport des nouvelles technologies d'Analyse de la Marche pour le réglage des attelles tibio-pédieuses chez l'enfant présentant une paralysie cérébrale (C.P.).

Fabrice MEGROT^{*1}, Aurélie LUCET¹, Gilles VIGNE², Donatien GOURAUD¹, Ana PRESEDO³

¹ C.M.P.R.E. Bois-Larris

Avenue Jacqueline Mallet - 60260 Lamorlaye - FRANCE

*Email : ucamm.boislarris@wanadoo.fr

² Société LAGARRIGUE

³ Hôpital Robert DEBRE

Mots-clefs : Attelles, AQM, analyse de la marche, appareillage.

Le port d'orthèses fait partie de la vie de l'enfant C.P. marchant. Si l'orthèse rigide est restée pendant longtemps le modèle de référence, beaucoup de modèles différents sont aujourd'hui disponibles. De nos jours l'attelle tibio-pédieuse est largement employée.

Une fois l'attelle choisie, son réglage repose habituellement sur l'observation clinique et vidéo. Ce réglage pourrait être optimisé par l'utilisation des nouvelles technologies issues de l'Analyse Quantifiée de la Marche.

Le réglage sur les trois axes peut aujourd'hui être réalisé de manière quantifiée, en temps réel. L'alignement du vecteur force sur le centre articulaire du genou ou de la hanche en phase statique est l'une des solutions envisagées.

MÉTHODE ET RÉSULTAT :

Exemple sur trois sujets. Il s'agit de régler des attelles de type Gillette sur chaque enfant avec une validation pré et post réglage. 3 phases :

Phase 1 : l'enfant passe sur le GaitRite (tapis de marche électronique) afin de quantifier les paramètres spatio-temporels de la marche et le F.A.P. (Function Ambulation Profile). 1 passage pieds nus, 1 passage avec ses attelles.

Phase 2 : Le réglage est effectué en statique. L'enfant place un pied sur chaque plate-forme de force équipé de ses attelles. En temps réel, le technicien visualise la direction du vecteur et corrige l'attelle jusqu'à obtenir l'alignement avec le centre articulaire du genou, à droite comme à gauche.

Phase 3 : l'enfant repasse sur le GaitRite avec ses attelles réglées afin de mesurer à nouveau les paramètres spatio-temporels et le F.A.P.

Par ce réglage, la « symétrisation » des paramètres spatiaux temporels a été obtenu. De même, la stabilité est bien meilleure (augmentation significative du F.A.P.). Ceci mérite d'être plus grandement étudié pour tous les types d'attelles.

DISCUSSION ET PERSPECTIVE :

Les matériaux entrant dans la composition des attelles, de même que la technique de moulage nécessitent d'être adaptés afin de réaliser ce type de réglage. Grâce à cette nouvelle méthodologie et à l'évaluation quantifiée, il devrait être possible d'utiliser au mieux les propriétés de l'attelle au cours de la prise en charge de l'enfant, sans nécessairement être amené à confectionner trop souvent de nouvelles attelles.

Influence du port des attelles chez les enfants présentant un développement typique : Paramètres spatio-temporels et coordination intersegmentaire des membres inférieurs

M. DEGELAEN*, B. DAN, F. LEURS, G. CHERON

Ziekenhuis Inkendaal - ULB Brussel - HUDERF

Inkendaalstraat

1602 Vlezenbeek - BELGIQUE

*Email : marc.degelaen@huderf.be

Mots-clefs : *Enfants développement typique, port des attelles, paramètres spatio-temporels, coordination intersegmentaire.*

INTRODUCTION :

Le port d'attelles de chevilles est une partie intégrante de la prise en charge de nombreux enfants présentant des troubles de la marche pour améliorer leur marche. L'analyse de la marche est un outil important non seulement pour la prescription, mais aussi pour mieux comprendre et mieux apprécier l'efficacité de ces attelles. Cependant, l'effet des attelles sur les enfants sains a été très peu étudié jusqu'à présent.

MATÉRIELS ET MÉTHODE :

Nous avons étudié la marche de 20 enfants présentant un développement typique répartis en 2 groupes d'âges : 9 enfants (1 fille, 8 garçons) dans la tranche d'âge de 4-5 ans et 11 enfants (4 filles, 7 garçon) dans celle des 9-10 ans suivant une procédure approuvée par le comité éthique de l'Hôpital Universitaire des Enfants Reine Fabiola.

Les données permettant l'analyse 3D de la marche pieds nus et avec attelles ont été enregistrées avec le système optoélectronique ELITE comprenant 6 caméras stéréoscopiques, 2 caméras vidéo et 2 plateformes de force. À l'aide du logiciel, on pouvait calculer plusieurs paramètres spatio-temporels tels que la vitesse de marche, la longueur des pas, base de sustentation, la cadence et déterminer les angles articulaires. Les angles d'élévation de la cuisse, la jambe et le pied dans le plan sagitale étaient notés respectivement. La méthode pour analyser la covariation planaire des angles d'élévation était celle utilisée par Borghèse et al. (1996) chez des adultes.

RÉSULTATS :

Nos résultats montrent à la marche pieds nus, la longueur du pas et de la vitesse des enfants de 4-5 ans sont significativement plus élevées que celles de ceux de 9-10 ans. Par contre, la base de sustentation tend à être plus large chez les grands.

Le port d'attelles tend à augmenter la base de sustentation et diminuer la vitesse et la cadence chez les grands. Cependant, seuls les résultats du groupe 9-10 ans pour le paramètre vitesse est significatif. Chez les petits, on voit les mêmes tendances sauf au niveau de la cadence, où on note une augmentation quand ils portent les attelles.

CONCLUSION :

Notre étude a permis de confirmer une évolution de la marche, sans attelles, en fonction de l'âge. Les attelles perturbent la marche des enfants au niveau de la vitesse.

Implication du membre inférieur sain dans la dynamique de la marche en première moitié d'appui chez l'amputé tibial unilatéral.

Dr C. GRUMILLIER*, C. BEYAERT, M-A HALDRIC, N. MARTINET, J-M ANDRÉ

Laboratoire d'analyse de la Posture et du Mouvement, Institut Régional de Réadaptation
25 rue henner - 54000 Nancy - FRANCE

*Email : constance.grumillier@wanadoo.fr

Mots-clefs : *Amputé tibial, analyse quantifiée de la marche, biomécanique, prothèse, compensation motrice, physiopathologie.*

INTRODUCTION :

En première moitié de la phase d'appui, le membre inférieur assure une fonction de soutien et de freinage, ce qui dans le plan sagittal est manifesté par l'orientation vers le haut et l'arrière de la force de réaction du sol (FRS). Pendant cette période, le travail articulaire du membre inférieur implique principalement la hanche et le genou [1].

OBJECTIF :

Montrer la mise en jeu prédominante du membre non-amputé (NA) dans la dynamique de début d'appui.

MÉTHODES :

Une analyse tridimensionnelle de la marche a été réalisée chez 15 sujets sains et 17 amputés tibiaux selon 3 conditions de rotation de leur pied prothétique : une condition habituelle (HAB) servant de référence pour les deux autres conditions où 6° de rotation étaient ajoutés, l'une en interne (RI) et l'autre en externe (RE). Pendant la période où la FRS est orientée vers l'arrière, étaient calculés l'impulsion de la composante sagittale de la FRS et la somme du travail absolu de la hanche (phase H1) et du genou (phases K0, K1 et K2).

RÉSULTATS :

Les patients considéraient la marche en RI la moins confortable. L'impulsion de la composante sagittale de la FRS était significativement ($p < 0,05$) plus élevée pour les membres NA que pour les membres amputés (A) ou témoins (T), en conditions Hab et RI (32,3 (3,6) N.s/kg versus 29,9 (3,4) et 29 (2), respectivement, pour la condition Hab, $p < 0,05$). La somme du travail de la hanche et du genou était significativement ($p < 0,05$) plus élevée pour les membres NA que pour les membres A ou T, en condition HAB et RI (37,4 (9,4) J/kg.100 versus 22,3 (4,2) et 22,7 (4,9) en condition Hab et 44,7 (10,1) versus 22,3 (4,2) et 22,1 (4,6) en condition RI et pour les membres NA plus élevée en condition RI qu'en Hab ($p < 0,05$).

DISCUSSION-CONCLUSION :

Ces résultats suggèrent une plus grande implication dynamique du membre NA avec une fonction de compensation manifestée par l'augmentation du travail fourni par le membre NA en réponse à l'inconfort induit par la rotation interne du pied prothétique. Cette compréhension du rôle de compensation dynamique du membre NA est utile à considérer dans le réglage du pied prothétique.

BIBLIOGRAPHIE :

[1] Eng, J & Winter, D.A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model. J Biomech, 28(6), 753-758

Analyse cinématique et modélisation éléments finis d'un pied prothétique à « restitution d'énergie » au cours de la phase d'appui de la marche d'un amputé tibial.

X. BONNET*, H. PILLET, F. LAVSATE, W. SKALLI

Laboratoire de Biomécanique

Bd de l'Hopital - École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

75013 Paris - FRANCE

**Email : xavier.bonnet@paris.ensam.fr*

Mots-clefs : *Pied prothétique, restitution d'énergie, analyse de la marche, modélisation, amputé.*

INTRODUCTION :

Les pieds prothétiques à « restitution d'énergie » sont conçus pour emmagasiner de l'énergie en début de phase d'appui et la restituer en fin de phase d'appui. Plusieurs études tentent de différencier le comportement de différents pieds à partir de protocole d'analyse de la marche [1]. Ces études ne prennent pas en compte le caractère déformable du pied prothétique. D'autres auteurs ont calculé la came équivalente à l'ensemble du complexe pied-cheville qui roule sans glisser sur le sol. Cette came décrite à partir de plusieurs paramètres est déterminée en calculant la trajectoire du centre de pression dans un repère lié au tibia du sujet [2].

OBJECTIFS :

L'objet de cette étude est de coupler l'analyse cinématique à un modèle éléments finis du pied prothétique.

MÉTHODES :

Le pied a été modélisé en éléments finis sous ANSYS et cette modélisation a été validée à partir des essais de norme ISO. Les conditions aux limites en efforts pour un amputé tibial ont été déterminées expérimentalement. Le champ de contrainte, la déformation du pied et l'énergie de déformation du pied ont ainsi pu être calculés durant la phase d'appui pour différentes vitesses de marche.

RÉSULTATS :

La courbe présentant l'énergie de déformation en fonction du pourcentage de phase d'appui présente un premier maximum lors de la mise en charge du talon sur le sol et un second en fin de phase d'appui. A vitesse plus élevée, le premier maximum augmente alors que le second conserve une valeur similaire.

DISCUSSION-CONCLUSION :

La modélisation éléments finis couplée à l'analyse cinématique est un moyen de calculer des paramètres qui ne sont pas accessibles à partir de l'analyse cinématique. Cette modélisation permet notamment de calculer l'énergie de déformation du pied tout au long de la phase d'appui. Cette modélisation permet de plus d'estimer le comportement d'un pied prothétique en phase de conception dans les mêmes conditions qu'un pied testé expérimentalement.

[1] Goujon, H., et al., A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait. *Prosthet Orthot Int*, 2006. 30(2)

[2] Hansen, A.H., D.S. Childress, and E.H. Knox, Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2004. 19(4)

MARCHE NORMALE / MARCHE PATHOLOGIQUE

- L'inclinaison moyenne du tronc affecte les paramètres dynamiques de la marche.
S. Leteneur, C. Gillet, E. Hutin, Y. Dessery, F. Barbier 66

- Caractéristique de la marche des patients diabétiques sur un parcours de marche à l'extérieur.
L. Allet, S. Armand, B. Le Callennec, K. Aminian, R. de Bie, D. Monnin, A. Golay, E. de Bruin 67

- Coordination pelvis-thorax dans la maladie de Strumpell Lorrain.
S. Armand, G. De Coulon, A. Kaelin 68

- La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) et la marche de l'hémiplégique.
S. Kocer, P. Decq, E. Desailly, F. Hareb, P. Blondel 69

L'inclinaison moyenne du tronc affecte les paramètres dynamiques de la marche

S. LETENEUR^{*1,2}, C. GILLET¹, E. HUTIN^{1,3}, Y. DESSERTY¹, F. BARBIER¹

¹ LAMIH, Université de Valenciennes

Le Mont Houy - 59313 Valenciennes Cedex 09 - FRANCE

*Email : sebastien.leteneur@univ-valenciennes.fr

² CRF La Rougeville, Saint Saulve - FRANCE

³ CHU Raymond Pointcaré, Garches - FRANCE

Mots-clefs : Marche normale, tronc, dynamique.

INTRODUCTION :

Différents groupes de marches ont déjà été identifiés au sein d'une population normale (Vardaxis, 1998).

OBJECTIFS :

Cette étude propose de classer une population de 25 sujets sains en deux groupes, en fonction de l'inclinaison moyenne du tronc (IMT) dans le plan sagittal au cours d'un cycle de marche. L'objectif est d'évaluer l'effet de cette classification sur les paramètres dynamiques de la marche.

MÉTHODES :

Le matériel utilisé est un Vicon 612 couplé à deux plates formes de force Logabex. Environ 10 passages par sujet sont acquis. Neuf sujets ont été intégrés au groupe 'sujets inclinés en arrière' (IAR : -1.710.9° IMT, 26.515.7 ans, 1.7610.05 m et 70.3178 kg). Seize sujets ont été intégrés au groupe 'sujets inclinés en avant' (IAV : 2.611.5° IMT, 25.114.1 ans, 1.7810.07 m et 76.1170 kg). Les moments articulaires de la cheville, du genou, de la hanche et de la vertèbre L5 ont été calculés durant la phase d'appui via la dynamique inverse. L'analyse a porté à la fois sur les pics des moments et sur les instants correspondant aux pics des forces de réaction au sol verticales. Un t-test de Student a été utilisé ($p=0,05$) pour mettre en évidence les différences entre les groupes.

RÉSULTATS :

Il n'y a pas de différence significative entre les groupes pour l'anthropométrie, les moments à la cheville et au genou ($p>0,05$). Le groupe IAV présente un moment extenseur de hanche plus élevé à la réception ($p<0,01$) et à la phase correspondant au pied à plat ($p<0,05$) tandis que le groupe IAR présente un moment fléchisseur plus élevé à la phase de propulsion ($p<0,01$). Le moment extenseur en L5 est plus élevé pour le groupe IAV, à la fois à la réception ($p<0,05$) et en fin de propulsion ($p<0,05$).

DISCUSSION-CONCLUSION :

Les moments à la hanche et en L5 reflètent un contrôle spécifique du tronc pour les deux groupes lors des phases de réception et de propulsion (Winter, 1995). En perspective, ces observations peuvent être mises en parallèle avec l'étude de populations lombalgiques dans la mesure où l'analyse des contraintes lombaires durant la marche revêt une importance particulière pour ces patients (Frost, 2000).

BIBLIOGRAPHIE :

Vardaxis et al. Hum. Mov. Sci. 1998;17:121-136

Winter DA. G&P 1995;3:193-294

Frost H. Physioth. 2000;86(6):285-293

Caractéristique de la marche des patients diabétiques sur un parcours de marche à l'extérieur.

Lara ALLET^{*1,2}, Stéphane ARMAND³, Benoît LE CALLENNEC⁴, Kamiar AMINIAN⁴, Rob DE BIE²- Dominique MONNIN¹, Alain GOLAY⁵, Eling DE BRUIN⁶

¹ Service de Physiothérapie Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG Geneva)
Avenue de Beau Séjour - 1211 Genève - SUISSE - *Email : lara.allet@hcuge.ch

² Department of Health Sciences, University of Maastricht - ³ Laboratoire de Cinésiologie, HUG Geneva

⁴ Laboratoire de mesure et analyse des mouvements, École Polytechnique Fédérale de Lausanne

⁵ Service Ens. Thérap. Mal. Chroniques, HUG Geneva - ⁶ Institute of Human Movement Sciences and Sport, ETH Zürich

Mots-clefs : *Gait, diabète, accéléromètres.*

INTRODUCTION :

L'OMS décrit le diabète comme une épidémie internationale. La littérature mentionne que les patients diabétiques chutent 15 fois plus que les sujets en bonne santé. Les causes de ces chutes demeurent peu claires. Une analyse de marche dans des conditions réelles peut apporter des explications aux difficultés rencontrées par ces patients

OBJECTIF :

Mieux comprendre les caractéristiques de la marche de patients atteints de diabète de Type 2 afin de fournir des critères objectifs pour développer une approche thérapeutique.

MÉTHODES :

16 patients diabétiques de Type 2 (âgés de 55 (18 ans) et avec un BMI de 30.28 (15 kg/m²)) ont été recrutés dans l'Hôpital Universitaire de Genève. Les patients ont passé un examen clinique (test de force, de la mobilité articulaire et de la sensibilité de la voûte plantaire) et une évaluation de marche sur 3 différentes surfaces (goudron, gazon et pierre) sur un parcours à l'extérieur. Les patients sont équipés du système ambulatoire Physilog® pour effectuer le parcours de marche à une vitesse de marche habituelle. Les mêmes tests ont été effectués par 16 sujets sains.

ANALYSE :

Les caractéristiques de marche sur les trois surfaces ont été comparées avec une ANOVA.

RÉSULTATS :

Chez les patients diabétiques le coefficient de variation (CV) de la vitesse et de la longueur du cycle de marche est significativement plus élevé sur les pierres que sur le gazon ou le goudron. La vitesse de marche, et la cadence diminuent progressivement en fonction de la surface (goudron > gazon > pierre). La longueur du cycle de marche diminue également en passant du gazon ou du goudron sur les pierres. L'influence de la surface est moins importante chez les sujets sains. DISCUSSION: Le coefficient de variation est connu comme une variable liée au risque de chute. La diminution de la vitesse et l'augmentation du CV sur terrains variés peuvent être un signe d'insécurité pour ces patients.

CONCLUSIONS :

Cette étude est un premier pas vers un protocole d'évaluation standardisé du risque de chute chez les patients diabétiques. L'influence des différentes surfaces sur les paramètres de marche fournit des résultats intéressants pour le développement d'un programme de prévention des chutes.

Coordination pelvis-thorax dans la maladie de Strumpell Lorrain.

S. ARMAND *¹, G. DE COULON², A. KAELIN²

Hôpitaux Universitaires de Genève

Rue Micheli-Du-Crest

CH-1211 - Genève - SUISSE

¹ Laboratoire de Cinésiologie

² Unité d'Orthopédie Pédiatrique

*Email : stephane.armand@hcuge.ch

Mots-clefs : *Strumpell Lorrain, paraplégie spastique familiale, coordinations, pelvis, thorax, cinématique, phase relative.*

INTRODUCTION :

La maladie de Strumpell-Lorrain (SL) ou paraplégie spastique familiale se réfère à un groupe de problèmes neurologiques partageant une spasticité et faiblesse musculaires des membres inférieurs [1]. Nichol et al. [2] ont décrit les patterns de marche des patients SL et rapportent un pattern en double bosse au niveau du pelvis. L'inspection visuelle de la marche des patients SL montre un mouvement particulier du thorax et pelvis pendant la marche. Le but de cette étude est d'investiguer la coordination entre le pelvis et le thorax dans le plan sagittal chez ces patients.

MÉTHODE :

Rétrospectivement, 6 patients SL (16.06 ± 5.6 ans) ont été sélectionnés dans la base de données du laboratoire de Cinésiologie. La cinématique complète du corps (PlugInGait) d'au moins 10 cycles de marche par patient, enregistrée par un système optoélectronique (VICON 460 - 6 cameras - 50 Hz), est utilisée pour calculer la phase relative continue [3] entre le pelvis et le thorax. Le ratio d'amplitude et la corrélation croisée sont utilisés pour estimer l'organisation spatiale et temporelle du mouvement entre le pelvis et le thorax.

RÉSULTATS :

Tous les patients SL présentent un pattern de coordination en antiphase entre le pelvis et le thorax avec un coefficient de corrélation croisée important (-0.83). Le pelvis est en avance par rapport au thorax avec un décalage de 4.49 % de cycle de marche. L'amplitude de la double bosse est d'environ 14° pour les deux segments et le ratio est proche de 1.

DISCUSSION :

Le mouvement du thorax est imposé par le pelvis et servirait à stabiliser le haut du corps. La spasticité/rétraction des fléchisseurs de hanche (présents chez les SL) pourraient être responsable de ce pattern en double bosse (diminution après chirurgie de l'iliopsoas [4]). Les douleurs du dos chez les SL adultes peuvent être une conséquence de ce pattern en antiphase avec une amplitude de mouvement importante.

RÉFÉRENCES :

- [1] Fink JK, (2002), *Neurol Clin*, 20, 711-726.
- [2] Nichols M et al., (2006), *Gait Posture*, 24, S66-S68.
- [3] van Emmerik RE, Wagenaar RC, (1996), *J Biomech*, 29, 1175-1184.
- [4] Walsh J, (1991), *Dev Med Child Neurol*, suppl.64, 7.

La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) et la marche de l'hémiplégique.

S. KOCER *¹, P. DECQ², E. DESEILLY³, F. HAREB³, P. BLONDEL¹

¹ Centre de Readaptation de COUBERT

Route de Liverdy

77170 Coubert - FRANCE

² Hopital Henri Mondor AP HP CRETEIL

³ Fondation Ellen Poidatz St Fargeau

*Email : skocer@ugecamidf.fr

Mots-clefs : *Stimulation Electrique Fonctionnelle, hémiplégie, insuffisance des releveurs du pied.*

INTRODUCTION :

L'insuffisance de la dorsiflexion en phase oscillante entraîne des difficultés pour passer le pas, réduit la longueur du pas et par conséquent la vitesse. Les stratégies de compensation comme « fauchage » sont coûteuses en énergie. L'orthèse releveur du pied améliore le positionnement du pied mais diminue le 3^e pivot.

La SEF est utilisée et recommandée dans certains pays (Stroke Guide, 2004).

OBJECTIF :

Nous avons évalué l'effet de la SEF sur la vitesse de la marche et sur la consommation d'énergie (par PCI) chez 10 patients hémiplégiques en préliminaire d'une étude avec SEF implantée.

MÉTHODE :

La SEF a été évaluée sur une période de 3 mois chez 10 patients hémiplégiques adultes par AVC (AVC datant de plus de 6 mois).

Critères d'inclusion: absence d'atteinte cognitive majeure. Dorsi flexion min 0° genou tendu. Réponse positive à la stimulation.

Paramètres d'évaluation: vitesse de la marche sur 10, PCI sur 10 m, Endurance 6 min. Observation des événements (chutes, tolérance cutanée aux électrodes, douleurs etc).

RÉSULTATS :

Au début et au 3^e mois, on constate une amélioration de la vitesse de la marche (en moyenne 24%) sans que cela entraîne plus de consommation d'énergie (baisse de PCI de 22%). Les patients sont satisfaits. Les problèmes rencontrés sont: déséquilibre de contactation entre les everseurs et les releveurs, difficultés de positionnements des électrodes, mauvaise tolérance cutanée aux contacts des électrodes.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'évaluation de la SEF trans cutanée sur une petite série de patients confirme l'amélioration de la vitesse de la marche. Les difficultés rencontrées peuvent être contournées par le système implantable. Une étude randomisée contrôlée de la SEF implantée débutera prochainement (Hop Henri Mondor et Centre de Coubert).

BIBLIOGRAPHIE :

- Stroke Guide G.B, 2004

- Taylor, P.N., The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking. A randomised controlled trial with chronic hemiplegic patients Clinical Rehabilitation 11: 201-210

POSTERS

- Viabilité de l'utilisation de ressources d'haute technologie assistée (HTA) dans la scolarisation, au Brésil, d'élèves touchés par la paralysie cérébrale.
E. G. Mendes, C. Y. Toyoda 71
- Effets de la toxine botulinique de type A chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. L'analyse de la marche hémiplégique.
Dr C. W. Tavares Ferreira, L. Machado 72
- Représentations familiales suscitées par la paralysie cérébrale.
Dr A. Dallabrida 73
- Stratégie posturale des malvoyants pour le maintien de l'équilibre.
F. Z. Ben Salah, A. Zouita, C. Dziri 74
- Évaluation posturale des rugbymen.
Pr F. Z. Ben Salah, L. Tlitli, S. Lebib, N. Oueslati, A. Zouita, C. Dziri 75
- A morphological classification for toddlers.
M. Van Dam, A. Hallemans, Pr P. Aerts 76

Viabilité de l'utilisation de ressources d'haute technologie assistée (HTA) dans la scolarisation, au Brésil, d'élèves touchés par la paralysie cérébrale.

Dr Eniceia Goncalves MENDES*, Cristina Yoshie TOYODA**

Universidade Federal de Sao Carlos (Bresil)

Rue de Chabrol - 75010 Paris - FRANCE

Rodovia Washington Luis, KM 232 CEP 13565-905 - Sao Carlos, SP Bresil

**Email : eniceia@free.fr - **Email: toyoda@ufscar.br*

Mots-clefs : *Intégration scolaire, paralysie cérébrale, technologie assistée (aides techniques), ressources informatiques, scolarisation.*

INTRODUCTION :

Nous avons abordé dans nos précédentes études la problématique de la scolarisation d'enfants ayant des troubles graves de dysfonctionnement moteur dans l'enceinte de certaines écoles pauvres brésiliennes, où des barrières architecturales s'imposent, car les conditions sont précaires. Il manque du confort et le bien-être des élèves et ils ont des difficultés de se construire un curriculum-vitae valable, car ils manquent de ressources technologiques.

OBJECTIFS :

Notre projet vise à analyser les possibilités et les difficultés concernant l'utilisation de ces ressources de haute technologie assistées (HTA) pour les élèves qui souffrent de paralysie cérébrale.

MÉTHODES :

Cette étude implique les étapes suivantes: la conduction des procédures éthiques, l'exploration des conditions de terrain pendant six mois (avec quarante-huit sessions d'observation de six enfants porteurs de paralysie cérébrale au seuil de l'école), et la première phase de mise en oeuvre des ressources de l'HTA pour alphabétisation de ces mêmes six élèves handicapés.

RÉSULTATS :

Nous avons rassemblé nos données dans des cahiers de notes et les productions des élèves ont été archivées en ordinateur. Les résultats ont indiqué que plusieurs barrières subsistent, et à y penser d'une manière résumée, elles prouvent que les professionnels ne se trouvèrent toujours pas préparés pour l'utilisation des ressources HTA. Nous indiquons les besoins suivantes: a) le développement instrumental et les procédures pour l'évaluation et la prescription des ressources HTA, à partir des exigences motrices de l'enfant touché par la paralysie cérébrale, b) la disponibilité d'une banque de données sur ces ressources HTA dans le marché national, c) l'élaboration matérielle didactique de l'utilisation de principaux équipements de langue accessible aux professionnels.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Les solutions des problèmes rencontrés sont étudiées dans de nouvelles études du groupe, sachant que cette étude fut soutenue par le CNPq.

BIBLIOGRAPHIE :

RESNA. Fundamentals in Assistive Technology. RESNA/Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America. 3 ed. 2004.

COOK, A. M.; HUSSEY, S. M. Assistive Technologies. Principles and Practice. St. Louis: Mosby, Inc. 2002.

Effets de la toxine botulinique de type A chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. L'analyse de la marche hémiplégique.

Dr Claudia Wânia TAVARES FERREIRA*, Leandro MACHADO

Faculté des sports de Université de Porto et Centre de Paralysie Cérébrale - Portugal

Allée des paquerettes - 13821 La Penne Sur Huveaune - FRANCE

**Email : claudiawf1@hotmail.com*

Mots-clefs : *Paralysie cérébrale, spasticité, marche hémiplégique, toxine botulinique.*

INTRODUCTION :

La toxine botulinique A (BTX-A) est un puissant bloquant neuromusculaire qui a été utilisé pour le traitement de la spasticité.

La spasticité qui affecte le système squelettique et musculaire, peut être cause de handicap en induisant une marche instable et déséquilibrée.

Dans la marche hémiplégique, il faut vérifier la présence des asymétries le pied varus équin, le faible temps de la phase d'appui, le déplacement de la masse vers le côté non impliqué. la marche et la spasticité chez les enfants atteints de paralysie cérébrale.

OBJECTIFS :

Évaluer les effets de l'application de BTX-A dans la marche et la spasticité chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, par les méthodes suivantes :

- Enregistrement vidéo dans deux dimensions,
- Dynamométrie (plate-forme de force et Podomètre électronique (estabilometria))
- Électromyographie.

MATÉRIAUX ET MÉTHODES :

Cette étude a porté sur un échantillon composé de 7 enfants, garçons et filles, âgés de 4 à 12 ans, souffrant de PC hémiparétique, de spasticité faible à modérée, sans présence de malformation installée dans l'articulation de la cheville, marcheurs autonomes.

5 Figures

RÉSULTATS :

6 Figures

DISCUSSION :

Il a été constaté que le groupe expérimentaux, après injection de BTX-A, a acquis une plus grande flexibilité et un meilleur étirement musculaire et des contractions de meilleure qualité. Le mouvement est devenu plus efficace, permettant une capacité d'adaptation améliorée, de sélectionner une stratégie plus adéquate et de maintenir un bon équilibre. On constate une libération du mouvement et une marche plus harmonieuse.

CONCLUSION :

Grâce aux mesures instrumentales, nous avons pu démontrer l'effet du BTX-A, sur la spasticité des enfants avec PC de type hémiparétique, lors de la marche. Les résultats ainsi mesurés témoignent :

- d'une augmentation d'amplitude de la tibio-tarsienne
- d'une amélioration de la progression des différentes étapes de la marche
- d'une meilleure stabilité du mouvement

Les résultats suggèrent que le BTX-A est une alternative valable pour promouvoir l'amélioration du tonus et fournir une marche plus équilibrée.

BIBLIOGRAPHIE :

Bobath B, B. K. (1994). Motor development in different types of cerebral palsy. London.

Représentations familiales suscitées par la paralysie cérébrale.

Dr Adarzilse DALLABRIDA

Cité du Chaperon Vert 2^e Avenue Bat B - Escalier n°5 Porte 33

94250 Gentilly - FRANCE

Email : ize@unisul.br

Mots-clefs : *Paralysie cérébrale, familles, handicap.*

INTRODUCTION :

Le présent travail expose les résultats d'une recherche sur les représentations que se font les familles au moment où elles prennent connaissance du diagnostic précisant qu'elles ont des enfants atteints d'une paralysie cérébrale.

OBJECTIFS :

Identifier les représentations familiales sur la paralysie cérébrale.

MÉTHODES :

Réalisée dans le cadre d'entrevues semi-structurées, cette enquête repose sur la collaboration des familles de la "Fondation Catarinense pour l'Éducation Spéciale" (Brésil).

RÉSULTATS :

Les principaux résultats montrent que les premières réactions suscitées par la découverte du handicap sont liées à deux facteurs : d'une part la perte de l'enfant idéalisé, d'autre part la peur de l'inconnu. Pour ce qui concerne l'étiologie, il est clair que les mères invoquent des faits les exonérant de la responsabilité d'avoir causé les déficiences cérébrales chez l'enfant.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Donc les résultats montrent les représentations familiales sur la paralysie cérébrale peut différents paradigmes.

BIBLIOGRAPHIE :

Dallabrida, A. O portador de deficiência Mental Profunda na concepção da mãe. Dissertação de Mestrado. Universidade federal de São Carlos. SP

Dallabrida, A. Revelação diagnóstica. Revista Ponto de Vista- UFSC 2006.

Stratégie posturale des malvoyants pour le maintien de l'équilibre.

Pr Fatma Zohra BEN SALAH *¹, A. ZOUITA², C. DZIRI¹

¹ Service de MPRF - Labode Biomécanique et Biomatériaux Orthopédiques
Institut National d'Orthopédie Mohamed Kassab
2010 La Manouba (Tunis)- TUNISIE - *Email : fatma.bensalah@rns.tn

² Institut Supérieur des Sciences et techniques du Sport de Kassar Saïd - TUNISIE

Mots-clefs : Malvoyant, Équilibre postural, Déplacement du centre de gravité.

INTRODUCTION :

L'œil lui-même, capteur primaire ou exocapteur oculaire tient une place prépondérante dans l'équilibre postural. L'incidence de la mal voyance sur la posture, la démarche et l'équilibre peut avoir des conséquences sur l'autonomie des sujets.

OBJECTIFS :

Le but du travail est de préciser le rôle de la vision dans l'équilibre postural par l'analyse du comportement stabilométrique de sujets malvoyants dans le maintien du contrôle postural et de l'équilibre du corps sur une plate-forme de force.

MÉTHODES :

La population d'étude est composée de 11 sujets malvoyants, âgés de 25,7 ans \pm 2.66 évalués sur plate forme de type «Balance Master Neurocom®». Les tests sont en nombre de deux : charge genoux fléchis, test clinique pour l'interaction équilibre et système sensoriel (CTSIB modifié).

RÉSULTATS :

Lors du test charge genoux fléchis, deux sujets présentent une répartition inégale du poids du corps sur les deux membres en faveur du membre dominant.

Sur sol ferme, l'alignement du centre de gravité est plutôt vers l'arrière. Tandis que sur sol souple, les déplacements sont vers l'avant.

La comparaison de sujets malvoyants à un groupe de sujets sains montre que leurs vitesses d'oscillation sont supérieures pour les deux tests d'évaluation.

DISCUSSION-CONCLUSION :

Notre travail s'inscrit dans le cadre d'une intrication du rôle de différents appareils sensoriels concourant à une même fonction, l'équilibration, que nous avons mené cette étude chez des malvoyants.

Il semble que le sujet malvoyant présentant des troubles de l'équilibration soit encore plus gêné pour se déplacer dans certaines conditions, débouchant sur des compensations adaptées.

Une revue de la bibliographie est présentée pour étayer ces résultats préliminaires.

BIBLIOGRAPHIE :

- Horvat M, Ray C, Ramsey VK, Misko T, Keeney R, Blash BB (2003). Compensatory analysis and strategies for balance in individuals with visual impairments. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 97, 695-703.

- Refson K, Jackson AJ, Dusoier AE, Archer DB (1999). Ophtalmic and visual profile of guide dog owners in Scotland. *British Journal of Ophtalmology*, 83, 470-477.

Évaluation posturale des rugbymen.

Pr Fatma Zohra BEN SALAH *¹, L. TLITLI¹, S. LEBIB¹,
N. OUESLATI², A. ZOUITA², C. DZIRI¹

¹ Service de MPRF - Labode Biomécanique et Biomatériaux Orthopédiques
Institut National d'Orthopédie Mohamed Kassab
2010 La Manouba (Tunis)- TUNISIE - *Email : fatma.bensalah@rns.tn

² Institut Supérieur des Sciences et techniques du Sport de Kassar Saïd - TUNISIE

Mots-clefs : *Évaluation, posture, rugby.*

INTRODUCTION :

Quelle que soit la qualité des mécanismes de défense musculo-ligamentaire du rachis, le risque traumatique auquel est exposé ce dernier n'est pas égal et diffère selon la nature du sport pratiqué. Le rugby représente l'un des sports où la pathologie traumatique est fréquente.

OBJECTIFS :

Analyser le comportement stabilométrique spécifique pour le maintien du contrôle et de l'équilibre du corps dans des conditions inhabituelles et déstabilisantes, chez les rugbymen (senior et junior) de l'Équipe Nationale Tunisienne en vue d'une prophylaxie.

MÉTHODES :

Échantillon de 20 rugbymen de l'équipe nationale de rugby à XV de Tunisie de 2 catégories d'âge différentes (junior et senior) dont 10 âgés entre 18-19 ans et 10 > 20 ans, évalués à l'Institut Kassab d'Orthopédie par un appareil BALANCE MASTER NEUROCOM® :

- 1) Test pour l'interaction équilibre et système sensoriel (CTSIBm) avec yeux ouverts puis fermés, sol ferme puis mousse, pour évaluer les oscillations posturales du centre de pression (CP) et déterminer la position du Centre de Pression au niveau du polygone de sustentation.
- 2) Appui monopodal (AMP): 10 secondes pour chaque membre yeux ouverts puis fermés. Le sujet réalise 3 essais pour chaque position.
- 3) Appui en charge genoux fléchis : évaluation de la répartition des appuis entre les 2 membres inférieurs (0°, 30°, 60° et 90° de flexion).

Le test Wilcoxon et de U Mann-Whitney pour un échantillon non paramétrique a été utilisé pour l'étude statistique.

RÉSULTATS :

L'évaluation posturale a montré que la réalisation d'une tâche d'équilibration standardisée non apprise, distinguerait les seniors des juniors, les seniors ayant une meilleure stabilité posturale.

DISCUSSION-CONCLUSION :

L'entraînement sportif semble améliorer le contrôle postural d'un double point de vue sensoriel et moteur; sachant que cette amélioration doit s'accroître avec la difficulté de la tâche. Cela s'est confirmé dans notre série malgré le faible effectif qui la compose.

BIBLIOGRAPHIE :

- Nouhet B, Villeneuve P et Ph. La comparaison des enregistrements stabilométriques sur sol dur et mousse est-elle utilisable en pratique clinique? *Podologie* 1995,16-38
Lamendi h, mesure S. *Posture, pratique sportive et rééducation*. Ed Masson 2001

A morphological classification for toddlers.

M. VAN DAM¹, A. HALLEMANS, PhD.¹, Pr P. Aerts, PhD.^{1,2}

¹Laboratory for Functional Morphology, University of Antwerp, Antwerp - BELGIQUE

²Department of Movement and Sport Sciences, University of Ghent - BELGIQUE

Mots-clefs: Morphology, classification, toddlers, gait analysis.

INTRODUCTION:

Existing methods for somatotyping are inappropriate for children under 6 years due to the lack of reference material [1].

OBJECTIF:

The goal of this project is to create a morphological classification for toddlers. This classification could be used to study the effect of morphology on gait in toddlers.

MATÉRIEL ET MÉTHODES:

For 100 typically developing children (15-36 months), according to the Denver developing and screening test, data are available on BMI, head circumference, length of the thorax, upper arm, forearm, thigh and leg and width of the thorax (proximal), pelvis (proximal), upper arm, forearm, thigh and leg. The physique of a child is described in detail by these parameters. To define the variance in physique between the children, a principal component analysis (PCA) is performed. Before entered into the PCA the variables were standardized to body length because we were not interested in difference in total body length but in differences in shape and physique. The newly composed variables were used to create a morphological classification.

RÉSULTATS:

PCA resulted in three newly composed variables. Main components of the first variable, which explains 31.3% of the variance between the children, are BMI, proximal width of the pelvis and width of the upper arm, forearm, thigh and leg. Proximal thorax width and length of the thorax, upper arm, forearm and thigh compose the second variable. This variable accounts for 18.3% of the variance. The third variable, which explains another 14.7% of the variance, is composed by head circumference and leg length. The morphological classification is created by a combination of the three newly composed variables from PCA. The PC's were plotted against each other in a three dimensional graph in which the 8 quadrants represents a different class or morphotype. By measuring the 13 variables that describe body composition the morphotype of each child can be specified.

CONCLUSIONS:

With this morphological classification the morphotype of children between 15 and 36 months can be specified. In further research this classification will be used to study the effect of morphology on gait in toddlers.

RÉFÉRENCES:

[1] Malina R.M. et al. Growth, maturation and physical activity. Human kinetics. 2004.

NOTES

A series of horizontal dotted lines for writing notes.

Le GAMEA remercie ses partenaires :



BIOMETRICS

biospace med



delta Medical



www.codamotion.com



ORTHOPÉDIE BONTOUX GA



LA TECHNOLOGIE EN MOUVEMENT

