



HAL
open science

Étude de la marche avant et après une rééducation robotisée chez des enfants présentant des troubles locomoteurs

Laura Wallard

► **To cite this version:**

Laura Wallard. Étude de la marche avant et après une rééducation robotisée chez des enfants présentant des troubles locomoteurs. Neurosciences [q-bio.NC]. Université René Descartes - Paris V, 2014. Français. NNT : 2014PA05L001 . tel-01445310

HAL Id: tel-01445310

<https://theses.hal.science/tel-01445310>

Submitted on 24 Jan 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université Paris Descartes

Ecole Doctorale 456

Laboratoire EDA EA 4071

Étude de la marche

avant et après une rééducation robotisée
chez des enfants présentant des troubles locomoteurs.

Par Laura Wallard

Thèse de doctorat de Sciences et Techniques des Activités Physiques
et Sportives

Dirigée par Gilles Dietrich

Présentée et soutenue publiquement le 24 Novembre 2014

Devant un jury composé de :

BREDIN Jonathan	Docteur en STAPS	<i>Co-Directeur</i>
DEBÛ Bettina	Professeure des Universités	<i>Rapporteur</i>
DIETRICH Gilles	Maître de Conférences, HDR	<i>Directeur</i>
KERLIRZIN Yves	Maître de Conférences	<i>Co-Directeur</i>
POZZO Thierry	Professeur des Universités	<i>Président</i>
ROBY-BRAMI Agnès	Directrice de Recherche	<i>Rapporteur</i>

Résumé (français) :

Depuis quelques années, de nouveaux systèmes de rééducation à la marche de type orthèse tels que le Lokomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, Suisse) apparaissent dans les laboratoires de recherche clinique. Ces outils sont proposés, *via* des programmes de réentraînement à l'effort, pour la rééducation des patients présentant des altérations de l'appareil locomoteur. Leur but principal consiste à réacquérir une marche fonctionnelle grâce à une simulation des différentes phases de la marche et à une stimulation sensitive nourrissant les réafférences proprioceptives. Le Lokomat[®] permet donc, par une répétition prolongée des patrons de marche, un apprentissage sensori-moteur actif et progressif pour le patient.

Les objectifs de notre étude sont : (1) de caractériser les processus de contrôle de l'équilibre (coordinations multi-segmentaires) pendant la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale, comparativement à un groupe d'enfants à développement typique, en analysant les différentes stratégies mises en œuvre pour se propulser vers l'avant tout en préservant leur équilibre, puis (2) de mettre en évidence l'apport d'une rééducation robotisée à la marche dans l'amélioration et/ou la modification des paramètres biomécaniques de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale et d'en observer les influences éventuelles sur la motricité globale de l'enfant (nouvelles stratégies, amélioration du rapport coût/bénéfice, etc.).

Title: Gait analysis before and after a robotic rehabilitation in children with locomotor disorders.

Abstract:

In recent years, robotically driven orthoses such as the Lokomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, Switzerland) appear in clinical research laboratories. These tools are proposed through gait training programs for the rehabilitation of patients with locomotor disorders. Their main purpose consists to reacquire functional gait through a simulation of the different phases of gait and a sensory stimulation feeding proprioceptive feedback. The Lokomat[®] allows by an extended repetition of gait patterns an active and progressive sensorimotor learning for the patient.

The aims of our study are: (1) to characterize balance control processes (multisegmental coordination) in gait children with cerebral palsy compared to a group of typical development children by analyzing the different strategies involved to maintain forward motion while maintaining dynamic balance, then (2) to show the effects of robot-assisted rehabilitation in gait retraining and show this impacts upon the postural control of children with cerebral palsy (news strategies, ratio cost/benefit improvement, etc).

Mots clés (français) : Contrôle postural ; Marche ; Enfant ; Paralysie cérébrale ; Rééducation de la marche ; Robotique.

Keywords: Balance control; Gait children; Cerebral palsy; Gait rehabilitation; Robotics.

Remerciements

Je souhaite exprimer mes remerciements les plus sincères à Messieurs Jonathan Bredin de l'Unité Clinique d'Analyse du Mouvement, Gilles Dietrich et Yves Kerlirzin de l'Université Paris Descartes pour leur bienveillance et leur rigueur tant sur le plan scientifique que rédactionnel, et plus particulièrement pour leur désir de me faire partager leur enthousiasme pour la recherche.

Je remercie Mesdames Bettina Debû et Agnès Roby-Brami qui m'ont fait l'honneur d'expertiser ce manuscrit ainsi que Monsieur Thierry Pozzo qui m'a fait l'honneur d'accepter de présider mon jury de thèse.

Je tiens également à remercier toute l'équipe du Centre de Santé Rossetti - PEP06 pour m'avoir accueillie chaleureusement et m'avoir accordé de leur temps si précieux. Leur disponibilité m'a notamment permis d'enrichir mes connaissances sur le plan clinique et thérapeutique de la rééducation.

Merci aussi à toutes les personnes qui ont donné de leur temps pour participer aux différentes expérimentations. Sans elles, ce travail n'aurait pu aboutir. Je leur en suis très reconnaissante.

Enfin, merci à mes amis et mes proches pour leur soutien, leurs encouragements et plus particulièrement à une personne qui m'a énormément soutenue dans les moments les plus durs.

Table des matières

Résumé	I
Remerciements	II
Table des matières	III
Liste des illustrations.....	V
Introduction générale.....	1
Chapitre 1 : Revue de littérature	3
I. La marche, une organisation biomécanique et neurophysiologique.....	3
1. Une organisation biomécanique de la marche	5
1.1. Découpage d'un cycle de marche	5
1.2. Contrôle de la posture dans l'équilibre dynamique : une approche sensori-motrice	10
1.2.1. L'équilibre postural	10
1.2.2. Les structures mises en jeu : une intermodalité sensorielle	12
1.2.3. Un modèle interne, le schéma corporel	14
1.2.4. Les stratégies posturales	15
1.2.4.1. Une multiplicité des cadres de référence.....	16
1.2.4.2. Les degrés de liberté.....	17
1.2.4.3. La stabilisation de la tête dans la construction de la marche	19
1.3. La construction de la marche chez l'enfant	23
1.3.1. L'acquisition de la marche : un processus en deux étapes	24
1.3.2. Les stratégies posturales selon l'ontogénèse	27
2. Une organisation neurophysiologique de la marche.....	31
2.1. Les centres nerveux responsables de la marche.....	31
2.2. Les circuits spinaux et la locomotion	35
2.3. La marche et la pathologie	37
2.3.1. La marche et l'Infirmité Motrice Cérébrale	37
II. La rééducation de la marche assistée par robotique	45
1. Bref historique	46
2. Le Lokomat [®] , un système robotisé pour la rééducation de la marche	49

2.1. Description de l'outil	50
2.2. La rééducation robotisée chez des adultes présentant des troubles locomoteurs	52
2.2.1. Le blessé médullaire	52
2.2.2. Le patient ayant subi un Accident Vasculaire Cérébral	54
2.3. Le Lokomat® et la Paralyse Cérébrale chez l'enfant	58
Objectifs et hypothèses.....	61
Chapitre 2 : Les stratégies posturales dans l'équilibre dynamique chez des enfants PC	62
1. The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy	62
2. Balance control in gait children with cerebral palsy	77
Chapitre 3 : Effets de la rééducation robotisée sur la marche chez des enfants PC.....	84
1. Matériel et Méthodes	85
1.1. Sujets.....	85
1.1.1. Critères d'inclusion et de non inclusion	85
1.2. Matériel utilisé	86
1.3. Procédure et réalisation de l'étude.....	86
1.3.1. Analyse de la marche	86
1.3.2. Rééducation robotisée.....	87
1.4. Traitement des données et analyses statistiques	87
2. Résultats	88
2.1. Les paramètres locomoteurs	88
2.2. Les paramètres cinétiques	89
2.3. Les paramètres cinématiques	90
3. Discussion et conclusion	91
Discussion générale et conclusion.....	93
Limites et Perspectives.....	96
Références bibliographiques	98
Annexes.....	126

Table des illustrations

Figure 1. Représentation des oscillations céphaliques lors d'un cycle de marche. (adapté de Viel, 2000)	4
Figure 2. Représentation cinématique articulaire des membres inférieurs lors de la marche. (d'après Winter, 1991)	8
Figure 3. Représentation des phases lors d'un cycle de marche. (d'après Viel, 2000)	8
Figure 4. Déplacements du centre de gravité au cours de la marche. (d'après Recondo, 2004).....	11
Figure 5. Schéma de l'intermodalité sensorielle. (d'après Berthoz, 1997)	12
Figure 6. Degrés de libertés des articulations des membres. (d'après Dempster, 1955).....	18
Figure 7. Déplacements angulaires de la tête au cours de 4 conditions. (d'après Pozzo, 1990).....	21
Figure 8. Position de la jambe d'appui au moment du contact du pied au sol. (adapté de Sutherland, 1988)	27
Figure 9. Schéma ontogénétique de l'organisation des activités posturocinétiques. (d'après Assaiante, 1998).....	29
Figure 10. Illustration du mode de calcul des amplitudes angulaires de la tête et du tronc. (d'après Ledebt & Bril, 2000)	29
Figure 11. Organisation et interaction des principales structures impliquées dans la locomotion.....	34
Figure 12. Schéma des quatre grandes déformations articulaires observables chez les enfants IMC. (d'après Bernard & Ninot, 2002).....	39
Figure 13. Schématisation de la genèse des troubles de la marche chez les enfants IMC.	40
Figure 14. Classification des profils de marche chez des enfants présentant une diploégie spastique. (d'après Rodda et al., 2004)	43
Figure 15. Exemple de systèmes robotisés pour la rééducation de la marche.	46
Figure 16. Exemple de l'activité électromyographique des membres postérieurs du chat. (d'après Barbeau & Rossignol, 1987)	47-48
Figure 17. Vue d'ensemble du Lokomat®	51
Tableau I. Récapitulatif méthodologique des principaux articles chez le blessé médullaire	54
Tableau II. Récapitulatif méthodologique des principaux articles chez l'adulte AVC.....	57

Figure 18. Illustration des résultats sur l'endurance et la longueur des pas. (d'après Patritti et al., 2009)	59
Figure 19. Illustration des résultats sur les fonctions locomotrices et posturales. (d'après Borggraefe et al., 2010)	59
Tableau III. Récapitulatif méthodologique des principaux articles chez l'enfant PC	60
Tableau IV. Données cliniques des 16 enfants PC réalisant l'étude.....	63
Tableau V. Echelle Ashworth	64
Tableau VI. Moyennes des données morphologiques	85
Tableau VII. Paramètres généraux de la marche entre avant et après la rééducation	88
Tableau VIII. Indices de stabilité posturale entre avant et après la rééducation	88
Figure I. Moyennes des intercorrélations et des coefficients de corrélation	89
Tableau IX. Amplitudes angulaires selon l'axe antéropostérieur.....	90
Figure II. Amplitudes angulaires selon l'axe antéropostérieur	90
Figure 20. Projet MindWalker (d'après Gancet et al., 2011)	97

Introduction générale

La récupération de l'activité locomotrice est un des buts majeurs de la rééducation des patients présentant des troubles de l'appareil locomoteur. Pour cela et depuis quelques années, la prise en charge de ces patients s'est considérablement améliorée grâce notamment au développement de nouvelles techniques d'analyse du mouvement et de nouvelles techniques de rééducation. La mise en œuvre de ces techniques requiert un travail commun entre différents acteurs liant les données de la recherche fondamentale à celles de la recherche clinique.

Ce travail est le fruit d'une collaboration entre le Laboratoire de recherche Éducation Discours Apprentissages (EDA) de l'Université Paris Descartes et l'Unité Clinique d'Analyse du Mouvement de l'Institut d'Éducation Motrice (IEM) Rossetti – PEP06 situé à Nice.

Le centre de santé Rossetti est un institut médico-social prenant en charge en grande majorité des enfants et adolescents présentant des déficiences motrices d'étiologies diverses, principalement liées à une atteinte neurologique. Il s'est doté en 2007 d'un laboratoire clinique permettant la réalisation d'une Analyse Quantifiée de la Marche (AQM). La spécificité de cet examen consiste à analyser les paramètres biomécaniques de la marche (cinématique, cinétique et électromyographie) afin de mieux identifier, quantifier et comprendre les conséquences d'une atteinte sur l'organisation et la production de la marche. Les données sont ensuite utilisées afin de répondre au mieux aux besoins thérapeutiques et cliniques de ces patients. À cela s'est ajouté depuis 2012 un robot de marche : le Lokomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, Suisse). Ce dernier se compose d'une orthèse robotisée associée à un tapis roulant et une suspension partielle du corps. Il se base principalement sur un processus de (ré)apprentissage sensori-moteur *via* une automatisation intensive et répétitive du mouvement locomoteur. Son but consiste à réacquérir et/ou à améliorer les fonctions locomotrices et posturales des patients.

L'objectif principal de ce travail est d'analyser et caractériser de façon globale à la fois l'influence/les conséquences d'une pathologie, ici la paralysie cérébrale chez des enfants, sur la production d'une activité motrice habituelle : la marche, mais également d'observer les effets d'une rééducation robotisée de la marche sur l'organisation et la production des fonctions locomotrices chez ces patients.

Ce travail se propose donc dans un premier temps d'exposer l'état actuel des connaissances liées aux domaines de la marche humaine (chapitre 1 - I) et de la rééducation robotisée (chapitre 1 - II) permettant l'aide et la compréhension thérapeutique et clinique de ces enfants, puis dans un second temps, de présenter les études réalisées au sein du Centre de Santé Rossetti. Cette seconde partie se divise en deux chapitres, l'un portant sur le contrôle et les stratégies posturales dans l'équilibre dynamique chez des enfants atteints de paralysie cérébrale (chapitre 2) et l'autre rapportant les effets d'une rééducation robotisée de la marche sur les fonctions locomotrices de ces enfants (chapitre 3). Enfin, dans un quatrième chapitre, nous nous proposons de discuter de façon générale sur les résultats obtenus à travers nos expérimentations (contribution apportée, pertinence des choix effectués, limites de ces études et améliorations possibles). Ce dernier chapitre se termine par une ouverture sur les perspectives possibles de ce travail (thérapeutiques, cliniques, méthodologiques, etc.).

Chapitre 1 : Revue de littérature

I. La marche, une organisation biomécanique et neurophysiologique

La marche est une activité motrice permettant à l'être humain de se déplacer d'un point à un autre dans son environnement. Elle nécessite un apprentissage long et difficile qui devient par la suite quasi automatique (Beck et al., 1981 ; Ledebt & Bril, 2000 ; Viel, 2000). C'est un processus intentionnel impliquant une coordination entre la posture érigée, l'équilibre et l'exécution du mouvement volontaire (Hess, 1943 ; Brenière & Do, 1986 ; Brenière et al., 1987 ; Paillard, 1988 ; Crenna & Frigo, 1991 ; Bouisset, 1991 ; Massion, 1992, 1997). Cette coordination met en œuvre des synergies¹ entre les différents groupes musculaires, contribuant pour les uns à l'équilibre postural et assurant pour les autres le mouvement du corps dans son ensemble. La marche apparaît particulièrement complexe dans la mesure où le corps étant un système pluri-articulé, le système nerveux central (SNC) doit non seulement assurer la commande des segments à mobiliser, mais également prévoir et réguler un ensemble de commandes parallèles destinées à anticiper les déséquilibres posturaux qui accompagnent fréquemment la réalisation du mouvement (Belenk'ii et al., 1967 ; Bouisset & Zattara, 1981). Ces fonctions sont assurées par une organisation neurophysiologique complexe qui se base essentiellement sur un dialogue sensori-moteur (Bouisset & Zattara, 1987 ; Paillard, 1976 ; Jeannerod, 1997). Cette organisation particulière permet, lors de la production d'un mouvement volontaire, la réduction de la complexité par le gel initial puis le dégel progressif des degrés de liberté des différentes articulations du corps². La maîtrise progressive de ces degrés de liberté et notamment de leur redondance³, obtenue par la pratique, rend alors possible la construction et l'amélioration de la ou des habiletés motrices.

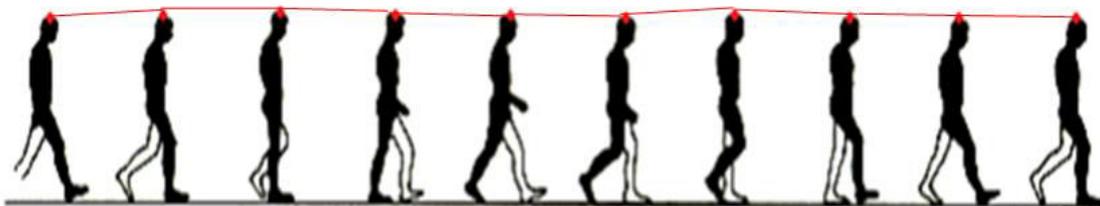
¹ Les synergies peuvent se définir comme la faculté d'associer des mouvements (Babinski, 1899). Elles correspondent à des patrons stables et à des séquences temporelles d'activation et de relaxation d'un groupe de muscles permettant d'effectuer les mouvements nécessaires à la réalisation correcte d'un acte (Lee, 1984).

² Le nombre de degrés de liberté d'un système physique se définit par le nombre minimal de coordonnées permettant de décrire ce système (en translation et en rotation dans un référentiel donné) (Saltzman, 1979) et dans lesquelles le système peut varier de façon indépendante tout en respectant les contraintes géométriques. Ces nombreux degrés de libertés offrent au corps humain la possibilité de sélectionner un comportement moteur particulier parmi un ensemble de possibles.

³ La redondance signifie étymologiquement, être inondé, débordé. Elle peut se définir comme l'existence de relations non univoques entre les différents termes d'un système. En clair, le système multiplie les possibilités de réalisation d'une tâche particulière, ce qui rend possible la flexibilité. Ceci rejoint l'idée de l'existence d'un principe d'abondance proposé par Gelfand & Latash (1998) qui « suggère que le système nerveux central n'élimine aucun degré de liberté mais les utilise tous afin d'assurer la flexibilité et la stabilité de la production des tâches motrices. »

Cette simplification peut être obtenue en contrôlant uniquement une variable stable dite de référence comme la position de la tête ou du tronc par exemple.

La marche peut se définir par ailleurs comme une activité rythmique cyclique et alternée des membres inférieurs et supérieurs nécessitant pour sa mise en œuvre la mobilisation de nombreux segments corporels favorisant le déplacement du corps dans un référentiel donné et selon un but précis. Cette alternance se caractérise au niveau des membres inférieurs par des successions de phases de simple et de double appui entraînant de faibles rotations de la tête et du tronc observables dans les plans sagittal et frontal (cf. figure 1) (Waters et al., 1973 ; Bernstein, 1967 ; Beck et al., 1981 ; Imai et al., 2001). Ces oscillations sont, lors de la marche, d'environ 8 degrés autour de la position moyenne du Plan de Francfort. Ce plan, choisi conventionnellement lors d'une réunion d'anatomistes en 1882 à Francfort, joint le bord inféro-externe du canthus orbitaire au bord supéro-externe du méat auditif, permettant ainsi d'observer et d'analyser la position de la tête par rapport à l'horizontale. L'analyse de ces rotations met en évidence l'organisation et les stratégies motrices mises en jeu par le SNC afin de minimiser les perturbations dues aux éventuelles translations du tronc lors du déplacement (Berthoz & Pozzo, 1988 ; Grossman et al., 1988 ; Massion, 1984, 1992, 1994 ; Pozzo et al., 1990, 1991 ; Winter, 1992, 1995).



*Figure 1. Représentation des oscillations céphaliques lors d'un cycle de marche montrant dans le plan sagittal de faibles rotations de la tête.
(adapté de Viel, 2000)*

La marche est le fruit d'interactions entre les contraintes internes du sujet, la tâche à réaliser et l'environnement⁴. Elle constitue ainsi un paradigme particulièrement intéressant permettant de mieux comprendre la mise en jeu des mécanismes centraux (système nerveux) et périphériques (système musculo-squelettique) impliqués dans la programmation et l'exécution de ce processus.

L'étude de la marche s'appuie le plus souvent sur une caractérisation biomécanique et neurophysiologique des phénomènes observés permettant de décrire le mouvement du corps

⁴ Les contraintes internes prennent en compte la configuration intersegmentaire, l'inertie du corps, les forces musculaires, etc. Les contraintes externes (environnement) intègrent la force gravitaire, les forces de réaction au sol, etc.

et de ses différentes parties, que ce soit au niveau global ou au niveau local. Ces deux aspects sont développés dans la première partie de ce travail.

1. Une organisation biomécanique de la marche

1.1. Découpage d'un cycle de marche

Par convention, la marche se caractérise par des cycles reproductifs et symétriques qui se répètent de manière périodique et automatique. Un cycle de marche se définit comme la période s'écoulant entre les deux mêmes événements successifs d'un même pied (*i.e.*, contact du pied au sol). Il se décompose en deux phases principales normalisées en pourcentage de sa durée totale : la phase d'appui (environ 60% du cycle) et la phase oscillante (environ 40% du cycle). Cette normalisation du cycle permet ainsi une meilleure comparaison à la fois entre les deux segments corporels d'un même sujet mais également entre des populations différentes.

Nous utiliserons ici le terme de contact du pied au sol et non le contact du talon au sol car, bien que dans la marche normale le talon soit la première partie du pied à entrer en contact avec le sol, dans le cas de certaines pathologies telles que la marche digitigrade⁵ d'autres parties du pied (*e.g.* orteils) sont les premières à entrer en contact avec le sol. De plus, nous analyserons ici un seul membre, le deuxième membre dit controlatéral effectuant le même cycle mais en décalage temporel par rapport au membre étudié.

Les premières études sur la locomotion chez l'homme apparaissent avec les travaux de Borelli (1608-1679) considérés comme le point de départ de l'étude biomécanique de la locomotion. En effet, Borelli fut à l'origine des mesures et analyses quantitatives du mouvement humain à partir d'une approche mécanique, estimant les forces développées par les groupes musculaires impliqués dans la réalisation du mouvement. La naissance des techniques photographiques dans les années 1860 permettra de franchir une nouvelle étape dans la compréhension de la locomotion, que ce soit chez les animaux (cheval, chat, chien, etc.) ou chez les hommes. Marey (1885, 1894), Muybridge (1887), Braune et Fisher (1894) ont été les premiers à étudier et à décrire la locomotion dans son ensemble, abordant le corps humain comme un ensemble poly-articulé dont les composants interagissent de façon dynamique. Plus récemment, de nombreux autres auteurs tels que Chao et al. (1983), Perry (1992), Winter (1992), Viel (2000) se sont intéressés principalement au découpage du cycle

⁵ La marche digitigrade se caractérise par une marche sur la pointe des pieds. Cette marche est un trait caractéristique du développement normal de la locomotion chez le jeune marcheur. Le passage de ce type de marche à la marche plantigrade nécessite environ une année de pratique (Sutherland et al., 1980 ; Forssberg, 1985 ; Assaiante et al., 1998 ; Assaiante & Chabrol, 2010). Toutefois, la prolongation de cette marche après l'âge de 3 ans peut être révélatrice d'un déficit neurophysiologique tel que l'infirmité motrice cérébrale, une dystrophie musculaire, l'hémiplégie, etc.

de la marche chez l'homme. Ces travaux ont permis de distinguer globalement quatre sous-phases pour la phase d'appui et trois sous-phases pour la phase oscillante (cf. figure 3).

La *phase d'appui* est la période pendant laquelle le pied est en contact avec le sol. Elle débute au contact initial du pied au sol et finit au décollement de ce dernier. Cette phase se divise en quatre sous-parties :

(1) La phase de mise en charge (0 à 10% du cycle de marche) qui est la phase initiale de l'appui. Elle débute lorsque le pied, anciennement oscillant, entre en contact avec le sol alors que l'autre pied est toujours au sol. Le sujet est alors en double appui. Le rôle de cette phase est de transférer le poids du corps vers la jambe en phase d'appui, de maintenir la vitesse de marche en absorbant l'énergie par une action freinatrice active des muscles (due au choc avec le contact du sol) et en conservant un équilibre stable.

D'un point de vue articulaire (cf. figure 2), au moment de la préparation de l'attaque du pied au sol, la cheville se trouve en dorsiflexion (20-30°) et le genou en extension complète afin de réaliser une réception talon (dite aussi contact taligrade). Dès que le pied entre en contact avec le sol, la cheville est en flexion neutre (0°) puis en flexion plantaire de 5-10°, le genou et la hanche fléchissent (respectivement de 15-20° et 25-30°) pour amortir le contact du pied au sol.

(2) La phase de début du simple appui (10 à 30% du cycle de marche). Le pied est à plat au sol (appui plantigrade), toute la surface plantaire touche le sol et l'autre pied a quitté le sol. La charge est alors complète, le pied devient le pivot contrôlant ainsi l'équilibre postural de l'ensemble du corps. Le corps, situé en arrière du pied d'appui, progresse en avançant au dessus de ce dernier.

D'un point de vue articulaire (cf. figure 2), la cheville qui se trouvait en flexion plantaire passe en dorsiflexion, le genou et la hanche qui étaient en flexion tendent vers une extension.

(3) La phase de milieu d'appui (30 à 50% du cycle de marche) correspond à la deuxième moitié du simple appui. On l'observe lorsque le pied controlatéral, alors en phase oscillante, passe devant le pied en appui ipsilatéral. Le poids du corps passe alors en avant de l'appui. Son rôle est de propulser l'ensemble du corps en avant par une poussée du membre en appui, entraînant ainsi une accélération du membre en fin d'appui. Cette phase se termine au contact du pied controlatéral avec le sol.

D'un point de vue articulaire (cf. figure 2), la cheville se trouve en dorsiflexion complète (10-15°), le genou et la hanche qui débutaient leur extension se retrouvent en extension complète respectivement de 5-10° et de 10-15°.

(4) La phase pré-oscillante (50 à 60% du cycle de marche) correspondant au deuxième double appui. Progressivement, le pied ipsilatéral décolle du sol marquant ainsi la fin de sa phase d'appui. Son rôle est la propulsion de l'ensemble du corps vers l'avant avec le transfert du poids du corps vers l'autre jambe. Le pied est alors en appui digitigrade.

D'un point de vue articulaire (cf. figure 2), la propulsion produit sur la cheville un début de flexion plantaire passant ainsi d'une dorsiflexion à une flexion plantaire d'environ 15°, le genou est en flexion (passant de 5-10° à 30-35°), la hanche est en extension complète voire en hyper-extension (5-10°).

La *phase oscillante* est la période pendant laquelle le pied n'est pas en contact avec le sol permettant ainsi son déplacement vers l'avant. Elle débute au décollement du pied et se finit au contact de ce dernier avec le sol. Cette phase se divise en trois sous-parties :

(1) La phase de début d'oscillation (60 à 73% du cycle de marche) correspondant au premier tiers de la phase oscillante. Elle commence dès que le pied a quitté le sol *via* l'impulsion de départ et se termine quand le pied passe à côté du pied controlatéral. Son rôle est de permettre le passage du membre oscillant sans contact avec le sol (« clearance » du pas).

D'un point de vue articulaire (cf. figure 2), la cheville est en flexion plantaire maximale (15-20°), le genou est en flexion maximale à la fin de la phase (60-65°) et la hanche passe de son extension complète à une flexion d'environ 20°.

(2) La phase de milieu d'oscillation (73 à 86% du cycle de marche) correspondant au deuxième tiers de la phase oscillante. C'est la période au cours de laquelle le pied oscillant passe à la verticale du corps croisant ainsi le membre porteur. Elle se termine lorsque le tibia du pied oscillant est à la verticale.

D'un point de vue articulaire (cf. figure 2), la cheville réduit sa flexion plantaire passant ainsi progressivement de 15-20° à une flexion neutre (0°), le genou qui est en flexion maximale (60-65°) débute son extension et la hanche tend vers sa flexion maximale (30-35°).

(3) La phase de fin d'oscillation (86 à 100% du cycle de marche) qui correspond au troisième tiers de la phase oscillante. Son rôle est de réaliser un freinage actif lorsque le pied oscillant entre à nouveau en contact avec le sol permettant ainsi un meilleur contrôle de l'équilibre (transfert du poids) *via* la stabilisation du pied au sol. Elle se termine dès que le pied oscillant redevient le pied d'appui/pivot.

D'un point de vue articulaire (cf. figure 2), la cheville est en flexion neutre, le genou tend vers une extension neutre et la hanche atteint sa flexion maximale (30-35°).

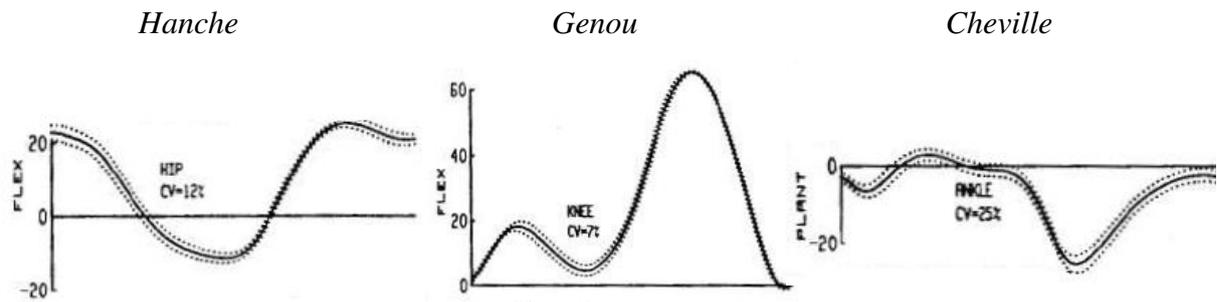


Figure 2. Représentation cinématique articulaire des membres inférieurs montrant les variations d'amplitudes au cours des différentes phases de la marche. (d'après Winter, 1991)

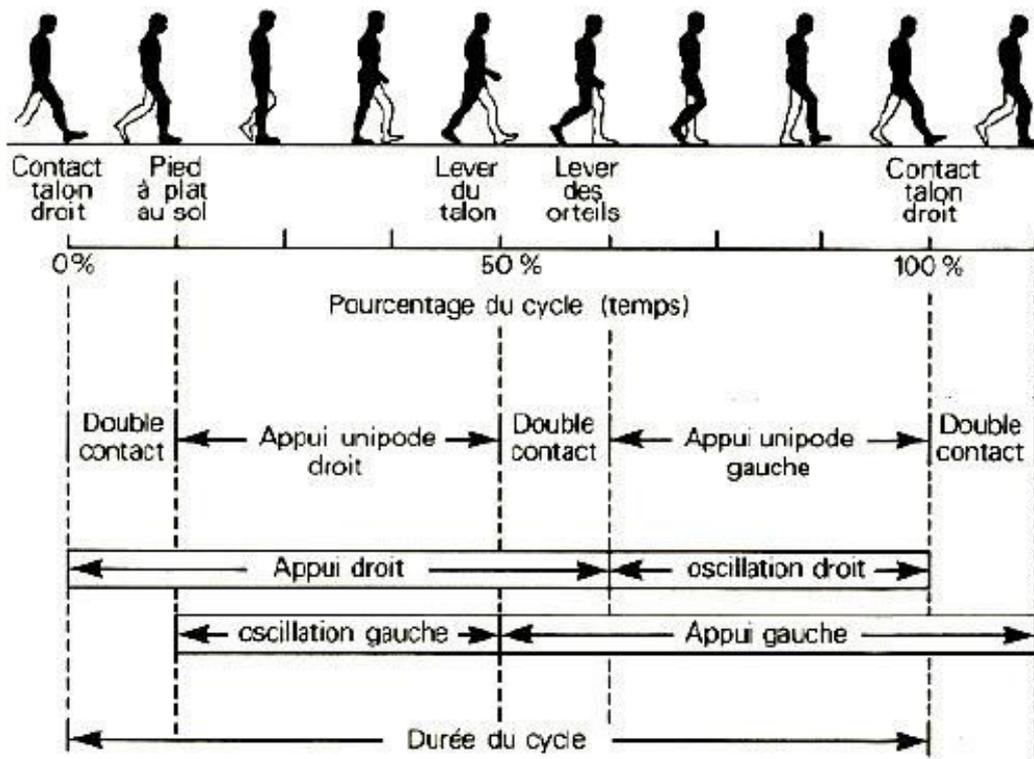


Figure 3. Représentation des phases lors d'un cycle de marche. (d'après Viel, 2000)

Cependant, la description du cycle de marche ne peut se limiter aux membres inférieurs. En effet, le corps étant un système pluri-articulé (Thomas & Whitney, 1959 ; Vidal et al., 1978 ; Massion, 1992, 1994), les membres supérieurs ainsi que le tronc et la tête interviennent directement dans la construction globale de la marche se combinant ainsi avec les mouvements des membres inférieurs (cf. *supra*). Il existe ainsi une réelle coordination entre le haut et le bas du corps pouvant s'objectiver par exemple par des mouvements du tronc et des bras intervenant dans les stratégies d'équilibration (Elfman, 1939 ; Cappozzo, 1981,

1983 ; Thurston & Harris, 1983 ; Thorstensson et al., 1984 ; Webb et al., 1994 ; Callaghan et al., 1999 ; Wagenaar & Van Emmerik, 2000 ; Frigo et al., 2003 ; Collins et al., 2009 ; Dedieu, 2011).

L'étude des déplacements segmentaires ainsi que celle des déplacements du Centre de Gravité⁶ (CG) par rapport au Centre des Pressions⁷ (CP) fournit des informations importantes sur le contrôle postural dans l'équilibre dynamique. Ces informations permettent de mettre en évidence les processus biomécaniques impliqués dans la marche, qu'elle soit normale ou pathologique.

En effet, la progression de l'ensemble du corps résulte d'actions conjuguées de propulsions (accélérations) et de freinages entraînant une succession de pertes et de récupérations de l'équilibre. Au cours de la marche, le membre portant et l'action de l'ensemble du corps exercent à la fois durant la phase d'appui i) une action freinatrice active afin de limiter le choc du contact initial pied-sol tout en maintenant une vitesse moyenne de progression. Cette action freinatrice permet en partie de contrôler et surtout de conserver un équilibre postural stable ii) mais également une action de propulsion qui se termine à l'instant où le pied quitte le sol pour entamer sa phase oscillante. C'est seulement à partir de ce moment qu'est développée la force nécessaire à la progression. Cette force résulte de l'action, outre des muscles des membres inférieurs (cf. plan de coopérations musculaires), d'inclinaison progressive du tronc entraînant la projection verticale du CG du sujet en dehors du polygone de sustentation⁸. Cette inclinaison va ainsi créer un déséquilibre CG-CP, de directions opposées, ce qui va permettre au sujet de produire des forces propulsives nécessaires à son déplacement vers l'avant. Le sujet se trouve alors dans sa phase dite de déséquilibre (cf. simple appui) due à la réduction de son polygone de sustentation qui est considérée comme perturbatrice de l'équilibre (Muray et al., 1967 ; Winter, 1995 ; Viel, 2000). Son équilibre est récupéré dès que le pied de la jambe oscillante entre en contact avec le sol devenant ainsi le nouveau membre portant. Le sujet se trouve alors dans sa phase dite d'équilibre (cf. double appui) que l'on peut objectiver principalement par le transfert de

⁶ Le centre de gravité existe virtuellement, il ne possède pas de réalité concrète, palpable. Il représente par définition le point par lequel passe la résultante des forces qui s'exercent sur le système. La connaissance de la position des centres de gravité de chaque segment corporel permet de déterminer la position du centre de gravité global du corps.

⁷ Le centre des pressions est le point d'application de la résultante des forces de réaction au sol. Sa position varie à chaque instant au cours de la marche ainsi que la direction, l'intensité et le sens de la résultante des forces de réaction.

⁸ Le polygone de sustentation, du latin *sustentatio* (soutien), est la figure obtenue en joignant les points les plus externes (le plus souvent les pieds) d'un sujet en contact avec le sol ou une surface donnée. On rencontre parfois l'expression base de sustentation ou base de support.

l'ensemble du poids du corps vers l'autre jambe. Ce transfert génère par l'intermédiaire de l'articulation de la hanche un déplacement régulier de gauche à droite du tronc afin de maintenir le mieux possible le CG au-dessus du polygone de sustentation. Cependant, le déplacement du tronc perturbe à son tour l'équilibre de la tête qui participe également aux oscillations du tronc, et déclenche l'action des bras qui vont créer des mouvements de balancements afin de corriger les effets de la torsion du tronc (Fernandez-Ballesteros et al., 1965 ; Inman et al., 1981 ; Thurston & Harris, 1983 ; Thorstensson et al., 1984 ; Callaghan et al., 1999 ; Frigo et al., 2003 ; Herr & Popovic, 2008 ; Pontzer et al., 2009). Cette coopération multi-segmentaire joue donc un rôle important dans le contrôle de la posture lors de la marche.

1.2. Contrôle de la posture dans l'équilibre dynamique : une approche sensori-motrice

1.2.1. L'équilibre postural

Le système de contrôle de la posture possède deux fonctions principales : lutter contre la gravité et assurer le maintien de l'équilibre du corps (Massion, 1992). Ce maintien peut être coordonné avec la production d'un mouvement ou d'un déplacement, comme cela se produit par exemple lors de la marche (Hess, 1943 ; Brenière & Do, 1987 ; Crenna & Frigo, 1991 ; Massion, 1984, 1994, 1997). Cette coordination met en œuvre des synergies entre les différents groupes musculaires contribuant pour les uns à l'équilibre postural et assurant pour les autres le mouvement du corps dans son ensemble.

La posture peut être définie comme la position relative et la stabilisation des différents segments corporels les uns par rapport aux autres et par rapport à l'environnement (Paillard, 1976, 1980) dans une attitude corporelle particulière (Luyat, 1997). Elle traduit un état d'équilibre du corps plus ou moins stable (Bouisset et al., 1981 ; Péliissier et al., 1993) qui se traduit par des oscillations du CG et du CP (Thomas & Whitney, 1959). Considérant le corps comme un système déformable, chaque posture correspond à la position d'équilibre du corps résultant de l'action coordonnée de différentes forces internes au système créées par le corps lui-même (*e.g.* la configuration géométrique segmentaire, l'inertie, les forces résultant des contractions musculaires) et externes imposées par l'environnement (*e.g.* les forces gravitaires, les forces de réaction du sol). Il existe donc une réelle interaction entre le maintien de l'équilibre et de la dynamique de la posture.

L'équilibre résulterait selon Bouisset (1991) d'actions de l'ensemble des mécanismes visant à la conservation de la posture en réaction aux perturbations lors du mouvement

(équilibre dynamique) ou lors de la station debout (équilibre statique). Dans le cas de l'équilibre dynamique, comme ici la marche, la projection verticale du CG se trouve souvent en dehors du polygone de sustentation. Le corps est alors considéré comme étant en équilibre stable lorsque, soumis à des perturbations, il est capable de retrouver sa position initiale. En effet, tout mouvement du corps ou d'un segment corporel perturbe l'équilibre de l'ensemble du système. Lors de la marche, l'ensemble du corps est en mouvement, entraînant une nouvelle répartition ou une redistribution des masses, ce qui engendre un déplacement du CG (cf. figure 4) mais également un déplacement de la tête, du tronc, etc.

Le contrôle de l'équilibre ne se limite donc pas à un modèle semblable à la mécanique d'un pendule inversé⁹ mais fonctionne selon un modèle en chaîne multi-segmentaire. Les déplacements du CG et du CP mais également des segments et articulations sont autant d'indicateurs de la stabilité posturale rendant compte de l'organisation de l'équilibre et permettant d'étudier l'influence de certaines pathologies sur la stabilité et le contrôle postural lors de la marche (cf. partie 2.3. La marche et la pathologie).

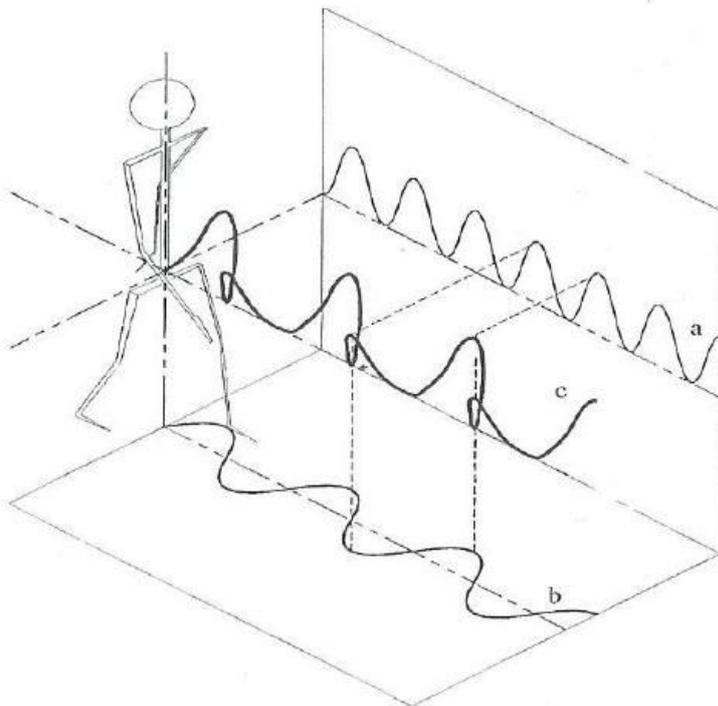


Figure 4.
Déplacements du centre de gravité au cours de la marche.
(d'après Recondo, 2004)

Malgré les perturbations issues de la dynamique segmentaire, on observe ici la régularité des déplacements du CG selon les axes antéropostérieur (a) et médiolatéral (b). Le tracé (c) montre une vue axonométrique du déplacement du CG dans l'espace.

⁹ Le pendule inversé est un objet par définition en équilibre instable. Il peut être représenté par une tige rigide qui oscille par rapport à son extrémité inférieure.

1.2.2. Les structures mises en jeu : une intermodalité sensorielle

Afin d'assurer l'équilibre postural, des informations dites afférentes¹⁰ provenant à la fois de l'environnement mais également du corps lui-même sont indispensables au sujet. En effet, le sujet dispose dans la relation à son environnement d'un ensemble de capteurs « permettant de transformer les signaux venant de l'environnement en informations reconnaissables par le système de traitement » (De Rosnay, 1975). Cet ensemble de capteurs, constituant le système sensoriel, fournit au sujet une pluri ou une multi modalité sensorielle permettant le traitement des informations. Une conception classique propose de décliner cette multimodalité en trois domaines de récepteurs sensoriels : l'intéroception¹¹, la proprioception¹² et l'extéroception¹³ (Sherrington, 1906). Plus simplement, l'intermodalité sensorielle favorise l'intégration en continu par le SNC des différentes informations (cf. figure 5) lui permettant de construire une image cohérente du corps qui favorise ainsi la paramétrisation du mouvement à effectuer et le contrôle du mouvement (Paillard, 1984 ; Berthoz & Pozzo, 1988 ; Massion, 1994 ; Berthoz, 1997 ; Woollacott & Tang, 1997).

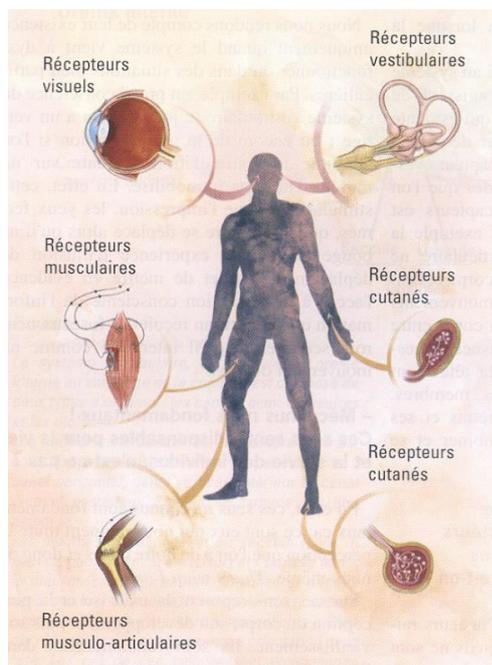


Figure 5.

Schéma de l'intermodalité sensorielle. (Schéma de Bastid, Revue Découverte, d'après Berthoz, 1997)

L'intégration multimodale nous rappelle que le cerveau ne traite pas les informations des sens indépendamment les uns des autres. Il se produit au niveau des centres supérieurs une intégration, une fusion de ces données sensorielles en un tout signifiant, soulignant la capacité du système nerveux central à reconstituer ce tout sur la base d'informations parfois fragmentaires et de natures différentes.

¹⁰ On parle d'afférence (du latin afferens, afferre = apporter) lorsque des informations en provenance des différents capteurs sensoriels sont amenées jusqu'au SNC.

¹¹ L'intéroception désigne l'ensemble des sensations en provenance des viscères.

¹² La proprioception traduit l'ensemble des sensations conscientes de la position et des mouvements du corps dans l'espace. Elle est basée sur des récepteurs sensoriels situés dans l'oreille interne, les muscles et les tendons, etc.

¹³ L'extéroception désigne toutes les informations provenant de l'environnement comprenant à la fois la vision, l'audition, etc.

Ces informations proviennent de différents systèmes sensoriels :

➤ Le système musculo-articulaire tendineux et cutané : souvent qualifiés de récepteurs proprioceptifs, les récepteurs musculaires, articulaires et tendineux permettent d'informer de manière permanente le sujet sur la position et le mouvement des différentes parties de son corps. Ils fournissent des informations sur l'étirement des muscles (*via* les fuseaux neuromusculaires¹⁴), le degré et la variation de tension musculaire (*via* les organes tendineux de Golgi), la position, la direction et la vitesse du déplacement angulaire des articulations (*via* les capsules articulaires et les ligaments). Les récepteurs cutanés, quant à eux, détectent les changements de pressions s'exerçant sur la peau au niveau des points d'appui (*e.g.* les informations cutanées au niveau de la voûte plantaire lors de la station debout).

➤ Le système visuel : il participe à la perception de l'orientation dans l'espace informant le sujet sur la position et les mouvements de son propre corps dans l'environnement, mais également sur la verticalité de ce dernier grâce à l'orientation des objets dans la scène visuelle. La vision est la principale source d'informations extéroceptives permettant d'anticiper par exemple un changement de direction ou d'éviter un obstacle. En effet, l'orientation du regard, qui permet le prélèvement des informations disponibles dans notre environnement, est un processus nécessitant une mobilisation coordonnée de la tête, des yeux et du tronc afin de contrôler la posture durant la marche. Ces informations sont assurées principalement i) par la vision périphérique qui fournit des informations précises sur le déplacement de la tête, fondamentales dans la régulation de l'équilibre ii) par la vision centrale qui permet la reconnaissance et l'identification et dont l'ancrage assure la stabilité posturale du sujet.

➤ Le système vestibulaire : situé dans l'oreille interne, il constitue le propriocepteur céphalique représentant un véritable référentiel de l'orientation spatiale notamment par rapport à la verticale gravitaire. Il se compose de cinq capteurs constitués de deux sous-systèmes : les 3 canaux semi-circulaires (CSC) et les 2 otolithes. Les 3 canaux semi-circulaires sont disposés selon trois plans orthogonaux entre eux (CSC antérieur et postérieur verticaux, CSC latéral horizontal) correspondant à une division en trois plans de l'espace. Ils sont sensibles aux accélérations angulaires produites par les rotations de la tête. Les organes otolithiques (composés du saccule et de l'utricule) sont des capteurs de translations qui possèdent également comme stimulus spécifique l'accélération (*e.g.* la gravité). Ils détectent les accélérations linéaires, verticales pour le saccule et horizontales pour l'utricule. Le

¹⁴ Les fuseaux neuro-musculaires participent également, grâce au réflexe myotatique, à la régulation du tonus musculaire et donc au maintien du contrôle postural.

système vestibulaire est considéré comme le capteur gravito-inertiel intervenant dans la régulation de l'équilibre principalement par le réflexe vestibulo-oculaire qui permet la stabilisation du regard lors du déplacement de la tête mais également par le réflexe vestibulo-spinal impliqué dans le maintien du tonus des muscles antigravitaires permettant au sujet de conserver sa station érigée.

Les informations de ces trois systèmes sensoriels, parfois redondantes, sont étroitement liées et agissent ensemble afin de conserver l'équilibre lors du mouvement (*e.g.* la marche). Quels que soient la posture adoptée ou le mouvement réalisé, l'ensemble de ces informations va converger vers les centres nerveux supérieurs (*via* la moelle épinière, le cervelet, etc.). Cette complémentarité est intégrée au niveau du SNC permettant ainsi à la fois l'élaboration d'une représentation cohérente du corps dans l'espace et durant le mouvement (Berthoz, 1978, 1997) mais également la construction de stratégies et de synergies motrices, indispensables au sujet afin de réguler sa position et son orientation dans l'espace. Cette régulation nécessite de la part des centres supérieurs l'élaboration d'une représentation interne (cf. § 1.2.3.) et la stabilisation d'un ou de plusieurs segment(s) corporel(s) représentant ainsi un référentiel stable, à partir duquel le contrôle de la posture est organisé (cf. § 1.2.4.). Le choix de ce dernier reste donc déterminant et primordial dans la régulation posturale lors de la réalisation d'un mouvement.

1.2.3. Un modèle interne, le schéma corporel

Lors d'un mouvement tel que la marche, la régulation de la position et de l'orientation du corps nécessite l'existence d'une valeur de référence¹⁵ permettant l'élaboration d'une représentation interne de l'ensemble du corps. Les données de la littérature s'accordent pour définir cette représentation comme un modèle interne de configuration du corps et de son orientation dans l'espace, un schéma corporel¹⁶. Ce schéma permettrait en quelque sorte au sujet d'apprécier et de mesurer les modifications de sa posture (Head & Holmes, 1911).

Pour certains auteurs, cette connaissance inconsciente dépendrait d'un réseau important de neurones mettant en jeu les cortex sensoriels et associatifs. Pour Merleau-Ponty (1945) par exemple, le schéma corporel n'est pas le résultat de l'association de signaux kinesthésiques,

¹⁵ La valeur de référence (le *sollwert* de Bernstein, 1967) peut se définir comme la valeur à atteindre que se fixe le sujet, se traduisant par exemple par un mouvement particulier à produire ou une trajectoire désirée. Elle s'inscrit dans un mode de contrôle cybernétique ou rétroactif négatif, entraînant pour le sujet la nécessité de procéder à des modulations/régulations visant à réduire l'écart entre cette valeur souhaitée et ce qui a été produit par le sujet.

¹⁶ Le terme schéma corporel a été proposé par Bonnier en 1898 dans une approche neurophysiologique en tant que « figuration topographique et somatotopique du corps ».

mais plutôt une trame dans laquelle ces signaux sont synthétisés sur la base d'une représentation interne. Ce schéma corporel propose ainsi une synthèse entre des perceptions variées provenant des différentes parties du corps, créant au niveau du cortex cérébral un modèle postural modifiant activement les impressions issues des différentes informations sensorielles. Il serait donc le fruit d'une expérience et de la dynamique d'un corps agissant au sein d'un environnement donné correspondant à la « représentation que chacun se fait de son corps et qui lui permet de se repérer dans l'espace. » (Piéron, 1951).

Cette représentation interne du corps, système de référence pour la perception et l'action, n'est pas innée. Elle se construit et s'affine progressivement au cours du développement, se transformant continuellement avec l'expérience motrice active du sujet et le traitement continu des informations sensorielles. C'est « par l'apprentissage sensori-moteur que se construit dans le système nerveux central ce modèle interne du corps, cohérent parce qu'il reproduit les relations géométriques et physiques entre les parties du corps. Pour chaque segment corporel sont calculées son orientation par rapport aux segments adjacents et son orientation par rapport à la gravité. » (Darlot, non publié). Bien que certains auteurs tels que Kawato (1999) ou Wolpert et al. (1998) aient rappelé le rôle du cervelet dans la construction d'un modèle interne permettant la prise en compte des conséquences sensorielles de l'action, la notion de schéma corporel demeure encore relativement floue au plan neurophysiologique.

Cette représentation interne permettrait ainsi la flexibilité du contrôle postural et finalement, pour une tâche définie et à l'intérieur d'un contexte donné, créerait pour le mouvement les possibilités d'atteindre son but de façon coordonnée.

1.2.4. Les stratégies posturales

Les stratégies posturales sont des plans d'action coordonnée entre les différentes parties du corps impliquées dans une activité dont le but est de maintenir et/ou de rétablir l'équilibre. Cette activité posturale suppose donc d'un point de vue général une connaissance et une maîtrise de l'orientation du corps par rapport à l'environnement et par rapport aux différents segments corporels (Massion, 1992). Les diverses stratégies d'équilibre adoptées par le sujet reposent sur deux grands principes fonctionnels : le choix d'un référentiel stable à partir duquel s'organise le contrôle de l'équilibre et la maîtrise progressive des degrés de liberté des différentes articulations du corps. Certains segments tels que la tête, le tronc ou les jambes peuvent ainsi jouer le rôle de référentiel à un moment donné pour organiser les mouvements et les déplacements dans l'espace. Le choix de ce référentiel reste donc primordial et

déterminant dans la régulation posturale lors de la réalisation d'un mouvement et dans la maîtrise des déplacements articulaires.

1.2.4.1. Une multiplicité des cadres de référence

La coopération entre les différents systèmes sensoriels nécessite de la part du système l'existence et l'utilisation de référentiels ou cadres de références, permettant la perception et le contrôle du mouvement. Les données de la littérature permettent de distinguer différents référentiels en fonction du but et du contexte de la tâche. Ces référentiels sont généralement de nature 1) égocentrée c'est-à-dire centrée sur l'individu lui-même *via* la perception de son propre corps. Les informations vestibulaires et musculo-articulaires tendineuses cutanées informent le sujet sur sa propre orientation par rapport à lui et sur l'espace (Mittelstaedt, 1998, 1999) 2) exocentrée ou allocentrée c'est-à-dire centrée sur l'extérieur (la perception de l'environnement au sein duquel le sujet interagit). Ce référentiel favorise l'évaluation des déplacements du corps par rapport à l'espace 3) géocentrée (Paillard, 1971) c'est-à-dire basée sur la verticale gravitaire et les forces de réaction du sol. Les informations obtenues grâce à ces référentiels permettent notamment au sujet de se construire une verticale dite subjective¹⁷, qui traduit chez lui la perception de la verticale gravitaire, l'estimation de l'orientation verticale de l'environnement (Gibson, 1952 ; Mittelstaedt, 1983, 1992 ; Luyat, 1997 ; Dyde, 2006).

Le sujet dispose alors d'un choix multiple de référentiels possibles lui permettant d'organiser et de préserver son équilibre. Cette régulation peut s'objectiver par le contrôle d'une valeur de référence stable qui peut être prise sur le sujet lui-même ou dans son environnement. Cette valeur de référence peut être alors un segment corporel donné, le CG, la direction du regard résultant de la coordination entre les positions de la tête et de l'œil permettant au sujet de conserver la stabilité visuelle face aux perturbations externes et internes.

Certains auteurs tels que Droulez et Berthoz (1986) ont montré par exemple qu'en fonction des conditions proposées au sujet, ce dernier privilégiait un référentiel plutôt qu'un autre, illustrant une certaine flexibilité fonctionnelle du système. En effet, lorsque le sujet recevait

¹⁷ Dans le contexte de la soumission permanente de l'individu à l'action de la pesanteur, le sens de la verticalité peut se définir comme la capacité du sujet à orienter tout ou partie de son corps ou un élément de l'environnement par rapport à la verticale gravitaire considérée comme la verticale objective. La représentation de la verticalité est issue des informations somesthésiques, visuelles. Aubert (1861) a été un des premiers à travailler sur la perception de la verticale, avec notamment ses expérimentations sur la perception de l'orientation d'une ligne lumineuse. Ces recherches initiaient en quelque sorte d'autres travaux menés bien plus tard par Asch & Witkin (1948) et Witkin (1949) avec l'utilisation de différents tests permettant d'évaluer le rapport des sujets à la verticale, comme le test du cadre et du bâton.

comme consigne de marcher tout en tenant un verre d'eau plein sans le renverser, la position du verre dans l'espace constituait la valeur de référence stabilisée. En revanche, si la consigne était de lire un livre en marchant, la valeur de référence stabilisée était la distance entre le livre et la tête afin de faciliter la stabilisation du regard. Le choix du référentiel dépend ainsi de la difficulté de la tâche à réaliser et du niveau d'expertise motrice du sujet.

Cette valeur de référence permet par ailleurs un contrôle multi-segmentaire optimal impliquant la stabilisation de certains paramètres. Cette stabilisation permet ainsi au sujet de réduire les éventuelles contraintes dues au mouvement telles que la maîtrise des degrés de liberté des différentes articulations qui peut être obtenue en contrôlant uniquement une variable stable dite de référence comme la position de la tête ou du tronc par exemple.

1.2.4.2. Les degrés de liberté

Une tâche particulière peut être exécutée de différentes façons. Cet éventail de possibilités suggère l'existence d'une redondance (cf. note de bas de page, p.3) du système moteur, *i.e.* une multiplication des possibilités de réalisation de cette tâche. Lorsque Bernstein (1967) évoque la redondance, il faut entendre l'ensemble des degrés de liberté (cf. note de bas de page, p.3) à partir duquel un mouvement peut être produit, la somme de ces derniers excédant le nombre minimal nécessaire à la réalisation de l'action envisagée.

Pour un système mécanique isolé situé dans un espace géométrique à trois dimensions, il existe six degrés de liberté (trois degrés de liberté pour les translations : x (avant-arrière), y (gauche-droite), z (haut-bas) ; trois degrés de liberté pour les rotations : tangage, roulis, lacet¹⁸). Pour un système multi-articulé comme le corps humain (cf. figure 6), le nombre élevé de degrés de liberté, soit une centaine environ (Rosenbaum, 1991), offre la possibilité de sélectionner un comportement moteur particulier parmi un ensemble de possibles. Cet ensemble de possibles se traduit concrètement par la notion d'équivalence motrice (Lashley, 1930 ; Hebb, 1949), c'est-à-dire l'habileté à atteindre le même objectif par la mise en jeu possible de groupes musculaires différents, conservant la même structure spatio-temporelle pour le mouvement produit.

¹⁸ Le tangage (*pitch*) se traduit par une oscillation autour de l'axe transversal, donc d'avant en arrière et réciproquement, le roulis (*roll*) par une oscillation par rapport à l'axe sagittal donc de gauche à droite et réciproquement et le lacet (*yaw*) par une rotation par rapport à l'axe vertical (une vrille, un « 360° »).

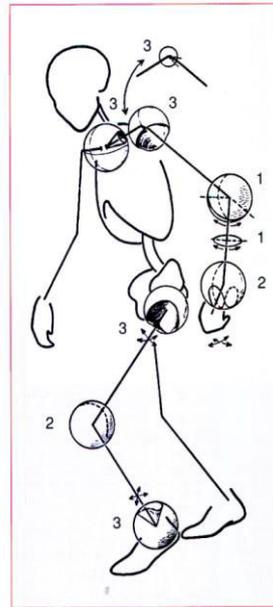


Figure 6. Degrés de liberté des articulations des membres. (d'après Dempster, 1955)
Les chiffres figurant en regard des articulations indiquent leur nombre respectif de degrés de liberté.

Comme le rappelle Viviani (1994), "la notion de degrés de liberté est liée à celle de contrôlabilité d'un processus physique." La maîtrise de ces degrés de liberté redondants c'est-à-dire finalement la traduction de cette maîtrise en un système contrôlable définit pour Bernstein la coordination motrice. Cependant, cette redondance peut représenter mathématiquement pour certains auteurs (Kawato, 1996 ; Latash, 2000 ; Roby-Brami et al., 2005) un problème mal posé ou indéterminé dans la mesure où plusieurs solutions apparaissent possibles. Il existe en effet plus d'inconnues que d'équations possibles (Latash, 2012a), le système neuromoteur ayant à sa disposition plus d'éléments (articulations, muscles, unités motrices, etc.) que de contraintes caractérisant la tâche à effectuer (Latash, 2012b). Formulé d'une autre façon, cela signifie que le nombre de degrés de liberté des coordonnées du corps est supérieur à celui des coordonnées de la tâche. Une façon de résoudre ce problème consiste pour le sujet, selon certains auteurs (Bernstein, 1967 ; Newell, 1991 ; Vereijken et al, 1991, 1992), à geler ces degrés de liberté, ce qui peut se traduire par la rigidification du corps ou la conservation d'angles articulaires favorisant très peu de liberté de mouvements. Pour d'autres auteurs, comme Latash et al. (2007), une autre façon de fonctionner serait d'appliquer un principe fondé sur la notion de fonction de coût. Selon ces derniers auteurs, il est intéressant d'envisager cette redondance sous l'angle d'une abondance de moyens dont dispose le sujet pour réaliser la tâche demandée. Différents travaux ont mis en évidence le fait que le sujet fonctionnait à moindre coût, cherchant à

optimiser son fonctionnement. Le but consiste alors à agir de la façon la plus optimale possible soit en minimisant un coût donné, par exemple le coût énergétique, soit en maximisant une dimension particulière, comme l'efficacité. L'introduction d'une fonction de coût permet de réduire le nombre de dimensions d'un système. Cela peut s'illustrer par la mise en œuvre de couplages, ces derniers permettant par le contrôle d'une articulation de maîtriser une chaîne segmentaire dans son ensemble.

La locomotion constitue de ce point de vue un exemple caractéristique de gestion de l'ensemble de la chaîne segmentaire. En effet, lorsque le sujet met en jeu différentes stratégies afin de contrôler son équilibre lors du déplacement, cela s'illustre d'un point de vue moteur par une mise en place de synergies motrices, c'est-à-dire des plans de coopération musculaire afin de produire le mouvement désiré (Babinski, 1899 ; Lee, 1984).

Comme nous l'avons précédemment évoqué, l'étude des déplacements segmentaires ainsi que celle des relations CG/CP montrent que le contrôle postural de la marche met en jeu l'ensemble des variables dynamiques (*e.g.* Pollock et al., 2000 ; Corrêa et al., 2007 ; Shumway & Woollacott, 2011). Le contrôle postural de la marche ne se limite donc pas au contrôle de la position ou de la stabilité d'un segment particulier. Cependant, une des stratégies éventuelles dans le contrôle de l'équilibre lors de la marche peut être la stabilisation du segment céphalique.

1.2.4.3. La stabilisation de la tête dans la construction de la marche

Ce sont les travaux princeps de Marey (1894) sur la chute du chat qui ont permis très tôt de souligner le rôle déterminant de la stabilisation du segment céphalique dans le contrôle de l'équilibre. En effet, les chronophotographies de la chute du chat ont permis de décrire le redressement de ce dernier *via* un retournement amorcé par une rotation de la tête rétablissant en premier la position horizontale du segment céphalique suivi par un retournement global du corps permettant de préparer l'atterrissage.

Chez l'homme, plusieurs travaux (Marey, 1894 ; Grossman et al., 1988, 1989 ; Pozzo et al., 1990, 1991, 1992 ; Winter, 1991 ; Nadeau et al., 2003) ont ainsi permis de montrer que l'une des stratégies motrices utilisées pour l'établissement d'un cadre de référence stable dans le contrôle de l'équilibre lors de l'exécution d'un mouvement se traduisait au niveau comportemental par la stabilisation de la tête dans l'espace. Celle-ci comporte en effet trois catégories de récepteurs sensoriels, qui sont chacun sollicités notamment lors de la marche

- i) le système visuel permet de stabiliser le champ visuel et d'anticiper sur d'éventuels

obstacles ou changements de directions, ii) le système vestibulaire renseigne en permanence le système nerveux central sur les mouvements d'accélération angulaires et linéaires de la tête dans l'espace et iii) les récepteurs proprioceptifs du cou, principalement les récepteurs musculo-articulaires cervicaux, signalent toutes les modifications de déplacements céphaliques par rapport au tronc et à l'espace. Ces trois capteurs sont étroitement liés et agissent en synergie, l'ensemble des informations ainsi recueillies est intégré au niveau du SNC (Berthoz, 1978, 1997).

Cette stabilisation résulte donc de relations entre les différentes informations sensorielles : la direction du regard *via* l'ancrage directionnel du regard dans l'espace (Paillard, 1971 ; Cromwell et al., 2001), la représentation de la verticale gravitaire *via* l'oreille interne (Ohlman, 1990 ; Mittelstaedt, 1999) et l'axe de la tête par rapport au tronc *via* les muscles du cou (Amblard et al., 1990 ; Pozzo et al., 1995). Cette coordination inter-sensorielle, permettant la construction d'un véritable référentiel de l'orientation spatiale, favorise la paramétrisation du mouvement à effectuer et permet d'informer le sujet sur la position de son corps dans l'espace en fonction du contexte et de la tâche à réaliser (Berthoz & Pozzo, 1988 ; Berthoz, 1997). La tête constituerait alors une « plate-forme de guidage inertielle » stabilisée en rotation (Pozzo, 1990 ; Pozzo et al., 1990, 1991 ; Berthoz, 1997) en relation avec le rôle joué par le système vestibulaire lié lui-même aux mouvements des yeux et des muscles du cou (Assaiante & Amblard, 1995).

La stabilisation de la tête peut être ainsi envisagée comme une stratégie caractéristique du niveau d'habileté motrice¹⁹ du sujet, permettant de minimiser les déplacements de la tête en optimisant l'utilisation des informations vestibulaires et visuelles dans l'estimation du mouvement du corps. Ceci permet de fournir au système vestibulaire une référence gravitaire stable, facilitant ainsi un meilleur contrôle de l'équilibre lors de la locomotion (Berthoz & Pozzo, 1988 ; Pozzo et al., 1990 ; Winter, 1995 ; Cromwell et al., 2001).

Cette stratégie motrice renvoie à une conception descendante (*top-down*) de la régulation posturale (Vidal et al., 1978 ; Berthoz & Pozzo, 1988). Elle envisage la posture autrement que comme un processus de nature essentiellement réflexe (Sherrington, 1906), fondée sur une lecture traditionnelle ascendante (*bottom-up*) de la posture considérant les pieds comme référentiel et privilégiant la prise en compte des réactions observées au niveau des membres

¹⁹ Cette notion d'habileté motrice est à préciser. En effet, elle définit généralement l'expertise physique ou sportive dans un domaine donné. On peut cependant considérer que les patients présentant un trouble de la marche utilisent cette stabilisation afin de développer une habileté dans la production de leur déplacement.

inférieurs. Cette conception descendante suggère que la tête joue un rôle majeur dans le contrôle et le maintien de l'équilibre illustrant un principe de hiérarchisation des relations intersegmentaires dominées par le segment céphalique.

Cette stabilisation céphalique est objectivée par l'angle du plan de Francfort (cf. page 4) par rapport à la verticale gravitaire. Certains auteurs (Berthoz & Pozzo, 1988 ; Pozzo et al., 1990 ; Pozzo, 1990) ont montré une stabilisation de la rotation de la tête dans le plan sagittal au cours de différentes activités locomotrices (cf. figure 7). Une analyse cinématique de l'ensemble du corps a été menée sur 10 sujets sains âgés de 20 à 45 ans. Cette analyse a permis de reconstruire le mouvement tridimensionnel et ainsi d'en mesurer l'ensemble des déplacements et notamment les déplacements de la tête en fonction des différentes conditions. Les résultats montrent majoritairement une stabilisation de la tête fournissant ainsi au système vestibulaire une référence gravitaire stable, permettant une optimisation du contrôle de l'équilibre dynamique.

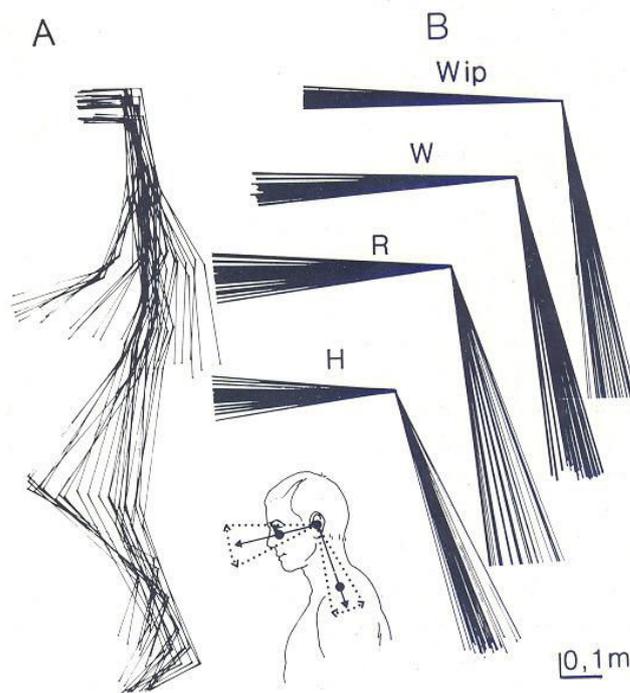


Figure 7. Diagrammes en bâtons obtenus par superposition des diagrammes des différents essais et permettant d'objectiver les déplacements angulaires de la tête au cours de 4 conditions. Ces déplacements restent faibles comparés à l'amplitude des mouvements des autres segments. (d'après Pozzo, 1990)

- A) Diagrammes d'un sujet courant sur place. Le plan de Francfort est stable dans une position proche de l'horizontale.
- B) Liaisons définies par les 3 marqueurs placés sur la tête et le trapèze au cours de la marche sur place (Wip), de la marche (W), de la course (R) et du saut à cloche pied (H).

D'autres auteurs comme Assaiante et Amblard (1992, 1993, 1995) se sont également intéressés aux coordinations tête-tronc et à la stabilisation de la tête au cours de différentes activités posturo-cinétiques chez l'adulte et chez l'enfant. Selon ces auteurs, la stabilisation de la tête seule constituerait un des éléments essentiels dans le contrôle de la posture, la tête constituant le référentiel stable à partir duquel s'articulerait le mouvement. Ce rôle assigné au segment céphalique, et plus particulièrement la direction du regard, a été confirmé dans différentes études réalisées chez l'animal (Friedman, 1975 ; Frost, 1978) et chez l'homme adulte (Ripoll et al., 1986 ; Berthoz & Pozzo, 1988 ; Grossman et al., 1988 ; Assaiante, 1990 ; Pozzo et al., 1990 ; Assaiante & Amblard, 1993) lors de différentes tâches locomotrices. D'autres segments comme par exemple le bassin peuvent jouer également le rôle de référentiel dans le cas d'un contact intermittent avec le support ou lors de perturbations de ce dernier. Cette stabilisation reviendrait à contrôler le CG du sujet *via* principalement des afférences des récepteurs gravitaires situés au niveau de la ceinture abdominale (Gurfinkel et al., 1981 ; Mittelstaedt, 1992). Il convient de préciser cependant 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 d'un mouvement et que la stabilisation de l'un n'est pas exclusive de l'autre (Assaiante & Amblard, 1993).

Selon Nashner (1985) et Assaiante et Amblard (1993), il existerait deux modes de stabilisation de la tête :

- elle peut être stabilisée sur le tronc, ce qui induirait le blocage de l'articulation du cou (le *strap-down strategy* de Nashner). Ce fonctionnement en bloc de l'ensemble tête-tronc jouerait un rôle important dans la réduction du nombre de degrés de liberté à contrôler pendant l'exécution du mouvement et permettrait un meilleur contrôle du tronc et du CG. Cette stratégie en bloc s'inscrit principalement dans la conception *bottom-up* de la régulation posturale, le sujet prenant majoritairement les informations provenant des récepteurs musculo-articulaire tendineux et cutané des membres inférieurs

- elle peut être stabilisée sur l'espace, ce qui induirait une plus grande liberté articulaire du cou (le *stable-platform strategy* de Nashner). Ce fonctionnement articulé demande une maîtrise 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 meilleure interprétation des informations visuelles, vestibulaires et proprioceptives au service du contrôle de l'équilibre. Cette stratégie articulée tête-tronc s'inscrit dans une conception *top-down* de la régulation posturale où la tête

est la principale source d'information afin de renseigner le sujet sur ses déplacements et sur son environnement.

Cependant, chez l'enfant, le contrôle de l'équilibre et la maîtrise de la marche autonome s'organisent au fur et à mesure de son apprentissage moteur, évoluant en fonction de l'âge et donc de la maturité des structures principalement nerveuses et musculo-squelettiques mises en jeu (Beck et al., 1981).

1.3. La construction de la marche chez l'enfant

Comme nous l'avons précisé, la marche est un processus complexe qui implique la maîtrise de la posture érigée associée au déplacement du corps vers l'avant. L'acquisition de la marche constitue donc une étape du développement ontogénétique généralement interprétée comme le témoignage de la normalité de l'enfant. En effet, marcher demande un certain niveau de solidité osseuse, de tonicité musculaire et de maturation du SNC (Sutherland et al., 1980 ; Forsberg, 1985 ; Thelen, 1986 ; Brenière & Bril, 1988 ; Brenière et al., 1989 ; Ledebt, 1996 ; Ledebt & Bril, 2000). Elle demande à l'enfant plusieurs années de pratique pour acquérir une marche assurée, fluide et qui s'adapte aux différentes conditions du milieu telles que franchir un obstacle, monter ou descendre des marches, etc. La marche représente donc une expérience totalement nouvelle pour l'enfant où il lui faut être capable de produire et de maîtriser la succession de phases d'équilibre et de déséquilibre. Apprendre à marcher peut ainsi être décrit comme le processus d'intégration de nécessités i) posturales permettant de stabiliser le corps de manière à éviter une perte d'équilibre et ii) dynamiques se traduisant par la production et la maîtrise du déséquilibre CG-CP permettant la création de forces propulsives entraînant un déplacement vers l'avant (Brenière et al., 1987, 1989). L'enfant doit également apprendre à intégrer, utiliser et interpréter les différentes informations sensorielles disponibles pour le contrôle de l'équilibre de manière à adapter rapidement la locomotion aux modifications de l'environnement. Se déplacer permet ainsi à l'enfant de développer, outre ses capacités physiques, ses capacités cognitives et principalement ses capacités spatiales (Bai & Bertenthal, 1992 ; Benson, 1990). La marche constitue donc un véritable apprentissage qui nécessite plusieurs années avant de parvenir à un contrôle posturo-moteur de type adulte (Okamoto & Kumamoto, 1972 ; Cavagna et al., 1983).

Différents facteurs peuvent intervenir dans l'émergence et le développement du contrôle de l'équilibre dans la marche. Ils peuvent être classés, selon la proposition de Woollacott (1990), en cinq catégories : i) la maturation des systèmes sensoriels, ii) la construction de synergies

neuromusculaires utilisées dans le maintien de l'équilibre, iii) la maturation des mécanismes adaptatifs qui permettent la pondération des différentes informations sensorielles en fonction du contexte, iv) l'augmentation de la force musculaire et v) les changements morphologiques (*e.g.*, la taille, le poids relatif des différents segments, etc.). L'ensemble des études concernant le développement de la marche montre qu'une grande partie des caractéristiques de la marche adulte sont observées autour de l'âge de 7 ans. Cependant, l'évolution de certains paramètres liés à la morphologie tels que la longueur des enjambées se poursuit jusqu'à la fin de la croissance et des changements importants concernant le type de contrôle durant la marche apparaissent. Deux grandes études peuvent être distinguées : une étude longitudinale menée sur 5 enfants durant 5 ans par Bril et Brenière (1992, 1993) et Brenière et Bril (1988, 1998) dont les données sont issues d'une analyse dynamique globale leur permettant de mettre en évidence deux grandes phases dans l'acquisition et la maîtrise posturo-locomotrice (cf. § 1.3.1.) et une étude transversale (Assaiante & Amblard, 1992, 1993, 1995) sur les stratégies de stabilisation adoptées par l'enfant au cours de son développement (cf. § 1.3.2.).

1.3.1. L'acquisition de la marche : un processus en deux étapes

Les travaux de Bril et Brenière (1992, 1993) et Brenière et Bril (1988, 1998) ont montré que le développement de la marche autonome relève d'un processus non linéaire. L'objectif de ces travaux était d'analyser et de caractériser les processus de mise en œuvre de la marche autonome dans les mois qui suivent les premiers pas. Pour cela, une analyse détaillée de la marche a consisté à en mesurer les paramètres et leur interrelation en fonction de l'âge afin de définir les caractéristiques locales du mouvement locomoteur. Les variables étudiées étaient la vitesse de marche, la fréquence, la longueur et la largeur des pas, la durée des appuis, ainsi que les accélérations latérales et verticales du CG. Ces données sur les accélérations du CG permettent de rendre compte des phases de chute et de rattrapage de l'équilibre, une valeur négative témoignant d'une situation de chute dynamique et une valeur positive traduisant une activité de propulsion. Les accélérations du CG sont donc interprétées ici comme des indicateurs de l'activité antigravitaire développée par le sujet, c'est-à-dire sa capacité à conserver la stabilité du CG à l'intérieur d'un cycle d'oscillation de nature périodique au cours d'une succession de pas. Les résultats de ces travaux ont permis de mettre en évidence deux phases principales de l'acquisition de la marche indépendante.

La première phase dite phase d'intégration de la posture et du mouvement correspond aux 3 à 5 premiers mois de marche indépendante (cette durée varie selon l'enfant) durant lesquels

on peut observer une évolution très rapide des caractéristiques globales de la marche. En effet, le jeune marcheur présente une augmentation de la vitesse moyenne de progression qui se fait à la fois par une augmentation de la fréquence et une longueur de pas plus importante mais également par une forte diminution de l'écartement des pieds (proportionnellement à sa taille) et de la durée relative du double appui. Ces paramètres sont le signe d'une meilleure stabilité posturale de la part de l'enfant (Shirley, 1931 ; Burnett & Johnson, 1971 ; Thelen, 1983 ; Sutherland et al., 1988 ; Bril & Brenière, 1992). L'enfant présente également une diminution des co-contractions qui lui permettraient d'augmenter la rigidité de l'ensemble de son corps, l'aidant ainsi à mieux contrôler son équilibre (Okamoto & Kumamoto, 1972). Au cours de cette première phase d'apprentissage, l'enfant « apprend à utiliser » les contraintes mécaniques du système telles que son corps, le sol et la gravité (Brenière et al., 1989). Cependant, les auteurs émettent l'hypothèse que l'enfant n'utilise pas la « stratégie de propulsion » (Bril & Brenière, 1993) lors de la fin du simple appui. La valeur de l'accélération verticale du CG²⁰ est toujours négative chez l'enfant alors qu'elle est toujours positive chez l'adulte, ce qui signifie dans ce cas que la propulsion du CG est toujours verticale (Bril, 2000). Les auteurs suggèrent donc que ces valeurs négatives indiquent une situation dynamique de chute du CG et non une capacité à se propulser vers l'avant au cours du simple appui comme nous pouvons l'observer chez l'adulte. « L'enfant marche donc en tombant, alors que l'adulte tombe en marchant » (Brenière & Bril, 1988). Il faut alors à l'enfant plusieurs années pour parvenir non seulement à maîtriser le déséquilibre produit durant l'appui unipodal mais également à se propulser vers l'avant lors de ce simple appui.

La seconde phase dite phase d'ajustement correspond à une période d'affinement du contrôle de la marche. Comparativement à la première phase, la vitesse moyenne de déplacement et la longueur des pas continuent de croître mais de manière beaucoup moins rapide. Cette progression lente est due notamment aux modifications anthropométriques liées à la croissance de l'enfant (Beck et al., 1981). L'écartement des pieds et la durée relative du double appui associés à une fréquence moyenne de pas présentent également des diminutions. Au cours de cette seconde phase, qui prendrait fin vers 6-7 ans, l'enfant parvient à développer une stratégie de propulsion de type adulte (Brenière & Bril, 1998 ; Ledebt et al., 1995, 1998). En effet, cette période est marquée par une évolution caractéristique des valeurs de l'accélération verticale du CG à la fin du simple appui qui deviennent positives même si les

²⁰ L'accélération verticale du CG rend compte des phases de chute et de rattrapage de l'équilibre. Elle est donc interprétée comme un indicateur de l'activité dynamique. Une accélération positive résulte d'une activité de propulsion, alors qu'une valeur négative témoigne d'une activité de chute dynamique.

valeurs adultes ne seront cependant atteintes qu'environ 2 ans plus tard. Ceci est montré notamment par le calcul des corrélations entre les valeurs de l'accélération et de la vitesse de marche (Bril, 2000). L'enfant n'est plus en situation de chute à la fin du simple appui grâce à un meilleur contrôle postural unipodal, ce qui lui permet de se propulser de façon efficace en fin de simple appui. Ces résultats vont dans le sens des données de Okamoto et Kumamoto (1972) qui ont montré que ce n'est seulement que vers 7 ans que l'enfant utilise dans la marche un patron d'activité musculaire semblable à celui de l'adulte. Brenière et al. (1989) ou encore Ledebt et al. (1998) ont montré par ailleurs que c'est aussi à cet âge que se développaient chez l'enfant les phénomènes anticipateurs (spatiaux et temporels) de la marche tels qu'ils ont été décrits chez l'adulte (Brenière & Do, 1986).

Par ailleurs, certains auteurs tels que Thelen et al. (1992) ont montré que l'enfant présentait, durant la première phase d'acquisition de la marche autonome, une marche dite plantigrade. Cette dernière renvoie à la pose du pied à plat, contrairement à l'adulte chez qui le contact avec le sol se fait par le talon. Cette marche chez le jeune marcheur est un trait caractéristique de son développement. En effet, comme nous l'avons énoncé précédemment, l'enfant ne maîtrise pas totalement son équilibre durant l'appui unipodal, ce qui entraîne chez lui des petits pas avec une base de support importante, une durée du double appui plus importante également, etc. Ces caractéristiques sont interprétées comme une adaptation fonctionnelle à l'instabilité posturale, ne permettant pas à l'enfant le contact par le talon (cf. figure 8). Le passage de la marche plantigrade à la marche avec une attaque du sol par le talon nécessite environ une année de pratique locomotrice. Ce n'est seulement qu'à partir du moment où l'enfant a acquis une maîtrise posturale suffisante et une activité musculaire plus adaptée (soit vers la seconde phase d'acquisition) que se met en place un mode de locomotion plus efficace impliquant l'utilisation du contact au sol par le talon (cf. figure 8).

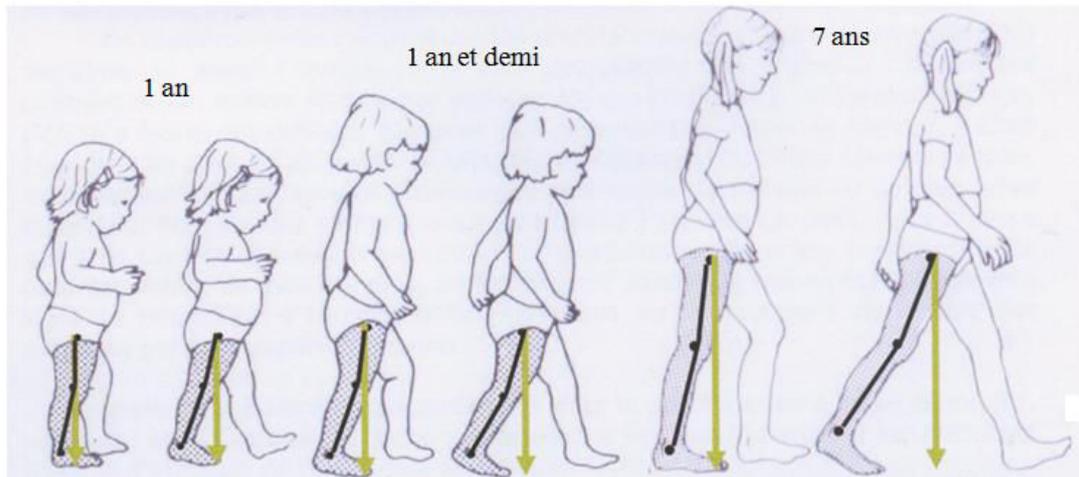


Figure 8. Position de la jambe d'appui au moment du contact du pied au sol.
(adapté de Sutherland, 1988)

On constate donc que l'acquisition d'un contrôle mature de la marche semblable à celui de l'adulte nécessite pour l'enfant 7 à 8 ans d'expérience active. Le développement de l'habileté locomotrice est donc un processus dynamique d'acquisition où un ensemble de facteurs entrent en jeu (maturation neurologique, maîtrise de la posture et de ses stratégies, caractéristiques anthropométriques, etc.).

En dehors de ces rares études longitudinales, les études transversales menées par Assaiante et Amblard (1992, 1993, 1995) ont conduit à l'établissement d'échelles de développement. L'objectif de ces échelles est essentiellement d'établir les grandes étapes du développement en termes d'âge et ainsi d'étudier les différentes stratégies posturales adoptées par l'enfant. Ces échelles servent également d'évaluations cliniques pour le suivi habituel de l'enfant.

1.3.2. Les stratégies posturales selon l'ontogénèse

Assaiante et Amblard (1993, 1995) ont étudié les stratégies de contrôle postural au cours de quatre périodes du développement afin d'analyser les propriétés mécaniques évoluant et modifiant les stratégies d'équilibration. Ces auteurs ont analysé les déplacements de la tête et la coordination tête-tronc au cours de différentes tâches locomotrices chez des enfants âgés de 3 à 8 ans présentant un développement dit normal. Les déplacements angulaires (rotations) de la tête ont été analysés dans les trois plans de l'espace selon trois conditions de marche : sur sol plat (condition dite naturelle), en suivant une ligne tracée au sol et sur une poutre de 10 cm de largeur (condition avec réduction de la base de support). Ces études se sont basées sur une analyse des indices de dispersion des variations angulaires de la tête et du tronc dans l'espace et de la tête par rapport au tronc, ainsi que des intercorrélations entre les variations angulaires

de la tête et du tronc. Les données cinématiques des déplacements de la tête et du tronc ont permis de distinguer deux grandes phases déterminantes dans l'évolution du contrôle postural pendant la locomotion.

La première grande phase regroupe les enfants de 3 à 6 ans. Durant cette période, les enfants utilisent la stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace seulement lorsque la marche se fait sur un sol stable (ne présentant donc pas de difficultés pour leur équilibre). Cependant, dès qu'il s'agit de se déplacer sur un support étroit de type poutre ou sur une ligne au sol, les enfants tendent à se raidir, ce qui est principalement observable au niveau de l'organisation tête-tronc. En effet, d'un point de vue global, les enfants ont tendance à se bloquer en stabilisant la tête non plus sur l'espace mais sur le tronc. Ceci leur permettrait d'organiser leur équilibre principalement en fonction des informations provenant des pieds (cf. conception *bottom-up*). Afin de faciliter ses déplacements, l'enfant stabilise le bassin permettant ainsi un meilleur contrôle du tronc et du CG.

La deuxième grande phase regroupe les enfants de 7 à 8 ans. Durant cette phase, les enfants adoptent globalement la stratégie de stabilisation préférentielle de la tête sur l'espace que ce soit pour la condition marche normale ou pour les conditions marche sur poutre et marche sur ligne au sol. Cependant, l'enfant n'organise pas systématiquement son équilibre postural avec la stabilisation de la tête, malgré son bon contrôle dynamique lors de ses déplacements. Ce n'est qu'à partir d'environ 8-9 ans que l'enfant adopte une stabilisation préférentielle de la tête sur l'espace de façon systématique malgré les éventuelles difficultés d'équilibre, cette stabilisation permettant une meilleure interprétation des informations sensorielles situées au niveau du segment céphalique. Cette dernière phase est caractéristique des stratégies posturales observées chez les adultes.

Selon leur modèle ontogénétique du contrôle de l'équilibre (cf. figure 9), les stratégies de stabilisation de la tête dans l'espace avec la maîtrise de la station debout et de la marche adoptées par les enfants, comme pour les adultes, impliquent le choix d'un référentiel stable (ici, tête ou bassin) permettant le contrôle de l'équilibre dynamique et la maîtrise des degrés de liberté de l'ensemble du corps. La tête et le bassin jouent donc un rôle prédominant dans l'apparition des coordinations sensori-motrices selon les tranches d'âge avec cependant une préférence marquée pour le référentiel céphalocentrique.

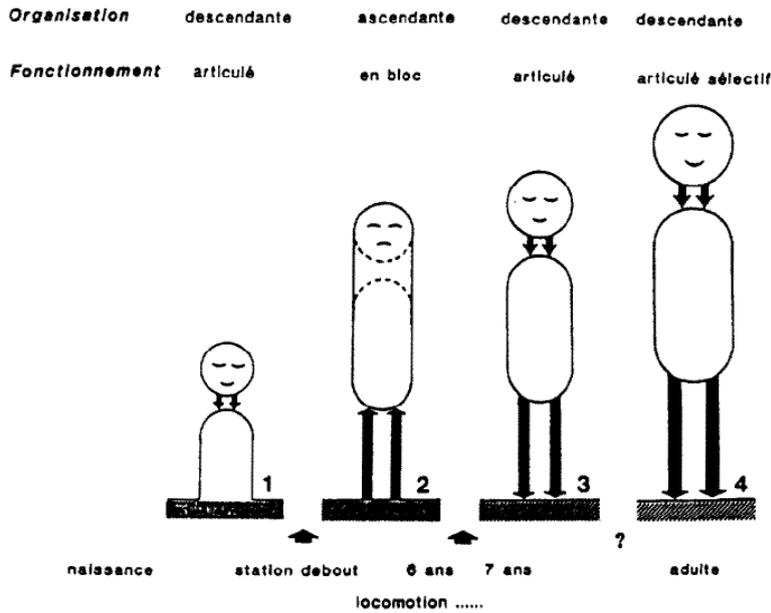


Figure 9.

Schéma ontogénétique de l'organisation des activités posturo-cinétiques illustrant les différentes phases du contrôle postural pendant la locomotion au cours du développement de l'enfant.

On observe majoritairement une organisation de type descendante.

(d'après Assaiante, 1998)

D'autres études telles que Bril et Ledebt (1998) ou encore Ledebt et Bril (2000) ont montré l'importance et la nécessité de la stabilisation de la tête et du tronc dans l'évolution des caractéristiques cinématiques de la marche. Ces auteurs ont étudié le mouvement de rotation de la tête et du tronc dans les plans sagittal et frontal (cf. figure 10) sur un groupe de 7 enfants suivis longitudinalement durant plus d'un an à partir de leurs premiers mois de marche indépendante.

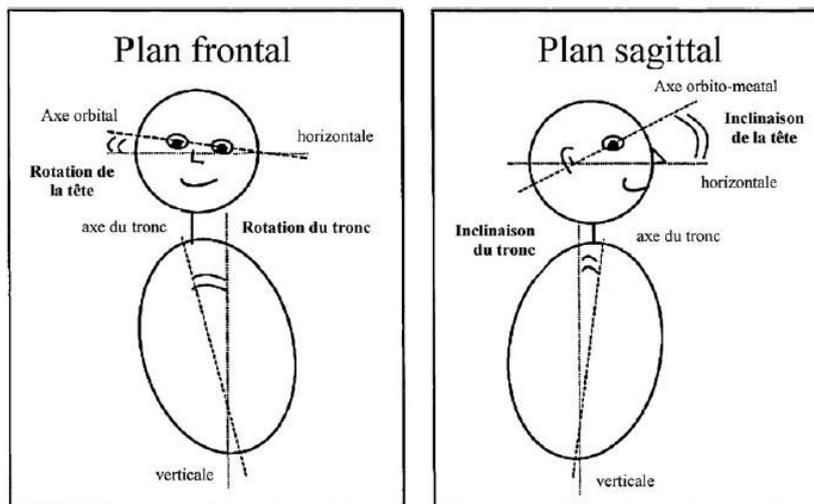


Figure 10. Illustration du mode de calcul des amplitudes angulaires de la tête et du tronc dans les plans sagittal et frontal, en utilisant l'axe horizontal pour la tête et l'axe vertical pour le tronc. (d'après Ledebt & Bril, 2000)

Les résultats ont permis de montrer que la stabilisation de ces deux segments présentait pour l'enfant une réelle importance car elle influe sur le comportement inertiel du corps durant la marche. En effet, la tête et le tronc représentent une proportion non négligeable de la masse du corps et un mouvement important de ces segments amplifie les situations de déséquilibres. Cette situation s'observe bien lors des premiers mois de marche chez l'enfant, où ce dernier, présentant des difficultés à maîtriser le mouvement du segment tête-tronc créant ainsi une forte instabilité, élargit progressivement sa base de support afin de contrôler au mieux cette instabilité posturale.

Ces différentes études ont ainsi pu montrer et caractériser les différentes stratégies posturales adoptées par l'enfant selon son âge et donc sa maturité. Développées pour faire face à la perturbation de l'équilibre, elles varient en fonction du niveau d'habileté motrice. En effet, la marche se fait par étapes successives et de façon non linéaire, ce qui demande un long processus d'apprentissage pour l'enfant.

2. Une organisation neurophysiologique de la marche

La marche est un mouvement intentionnel et automatique réputé complexe dans la mesure où elle implique une coordination entre la posture debout, l'équilibre et l'exécution du déplacement (Hess, 1943 ; Brenière & Do, 1986 ; Brenière et al., 1987 ; Crenna & Frigo, 1991 ; Massion, 1992, 1997). Cette coordination met en œuvre des stratégies et synergies motrices afin de maîtriser à la fois l'équilibre postural mais également d'assurer le déplacement efficace et efficient de l'ensemble du corps. Par ailleurs, lors de la marche, le SNC doit non seulement adresser la commande responsable des segments à mobiliser, mais également prévoir et réguler un ensemble de commandes parallèles destinées à anticiper les déséquilibres posturaux qui accompagnent fréquemment la réalisation du mouvement (Belenk'ii et al., 1967 ; Bouisset & Zattara, 1981). Pour cela, la marche met en jeu une organisation motrice hiérarchisée et synchronisée élaborée par le SNC. Cette organisation va ainsi déterminer les modalités selon lesquelles les différents muscles vont être contractés ou non afin de réaliser au mieux le mouvement souhaité. Cette organisation se construit au fil de l'apprentissage et de l'exercice. En effet, la marche ne devient un mouvement automatique qu'après de longues années de pratique, se traduisant par une construction sensorielle et motrice évolutive. Cette évolution, ontogénétique et fonction de l'expérience vécue, résulte d'une élaboration progressive et adaptée de l'organisme afin de répondre aux différentes contraintes de l'environnement.

2.1. Les centres nerveux responsables de la marche

Les circuits nerveux intervenant dans le contrôle du mouvement peuvent se diviser en deux grands niveaux distincts mais tout à fait complémentaires, chacun apportant une contribution spécifique au contrôle moteur (cf. figure 11). Cette organisation se base principalement sur un dialogue sensori-moteur très important (Paillard, 1976 ; Bouisset & Zattara, 1987 ; Jeannerod, 1997) impliquant une constante relation entre les différents systèmes sensoriels et les structures corticales et sous-corticales (Knikou, 2010 ; Barthélemy et al., 2011). Une atteinte ou un dysfonctionnement de ces systèmes compromet un bon déroulement du mouvement (cf. partie 2.3. La marche et la pathologie).

Le premier niveau correspond au niveau haut où sont initiées les stratégies motrices, c'est-à-dire les objectifs du mouvement et le(s) comportement(s) à adopter afin d'atteindre ces objectifs. Il est représenté par les structures cérébrales les plus élevées dans la hiérarchie du système *i.e.* les aires impliquées dans la motricité (cortex moteur primaire, cortex pré-moteur

et aire motrice supplémentaire), les ganglions de la base et le cervelet. Ces aires sont en relation constante avec les ganglions de la base et le cervelet afin d'élaborer un certain nombre d'opérations mentales telles que la planification, la programmation, l'organisation ou encore la paramétrisation du mouvement.

Pour cela, après avoir été informé précisément de la position du corps dans l'espace grâce aux données sensorielles, le cortex échange des informations (cf. transformation sensori-motrice – Jeannerod, 1997) avec différentes structures supra-spinales comme les ganglions de la base et le cervelet afin d'élaborer les stratégies les plus adaptées à la situation et de prendre les décisions appropriées concernant les coordinations motrices et les paramètres spatio-temporels du mouvement (amplitude, vitesse, direction, force, etc.). Bien que, comme le formulent avec humour Tuner et Desmurget (2010) à propos des fonctions des ganglions de la base, il semble qu'il existe parfois autant d'hypothèses que de groupes travaillant sur le sujet, il est admis que ces structures sont impliquées dans la régulation du mouvement volontaire (Bioulac et al., 2004) et notamment de l'amplitude de ce mouvement (Desmurget et al., 2003). Le cervelet, quant à lui, joue un rôle dans la coordination sensori-motrice et la régulation de la fonction motrice et apporte en temps réel les éventuelles corrections en comparant le mouvement souhaité et le mouvement exécuté (cf. copie d'efférence²¹). Afin que le mouvement soit réalisé, les centres nerveux supérieurs envoient leurs commandes au tronc cérébral et à la moelle épinière.

Le second niveau ou niveau bas comprend le tronc cérébral (relais entre le cortex et la moelle épinière) et la moelle épinière. Tous deux sont impliqués dans l'exécution de la commande motrice et la régulation du tonus musculaire afin de maintenir l'équilibre. Leurs activations génèrent alors le mouvement et la réalisation de l'ensemble des ajustements posturaux accompagnant ce dernier (synergies musculaires et articulaires). Selon certains auteurs (*e.g.* Bernstein, 1947 ; Shik et al., 1966), cette réalisation impliquerait des niveaux différents de décision tels que la région locomotrice mésencéphalique (MLR), la région locomotrice pontique (PRL) et la région locomotrice subthalamique (SLR) dont l'activation déclenche et contrôle l'action musculaire dans l'activité locomotrice. Ces régions seraient donc impliquées dans la régulation de la vitesse/allure du déplacement (marche, course, etc.) mais cela reste à être confirmé chez l'homme. Selon Bakker et al. (2008) et Jahn et al. (2004,

²¹ La notion de copie d'efférence (Sperry, 1950) ou de décharge corollaire (Von Holst & Mittelstaedt, 1950) postule l'existence d'une boucle interne réalisée en même temps que l'ordre moteur. Lorsque ce dernier est adressé aux muscles, une information directement issue des commandes motrices est envoyée vers les centres perceptifs qui vont effectuer une réactualisation/correction durant le mouvement.

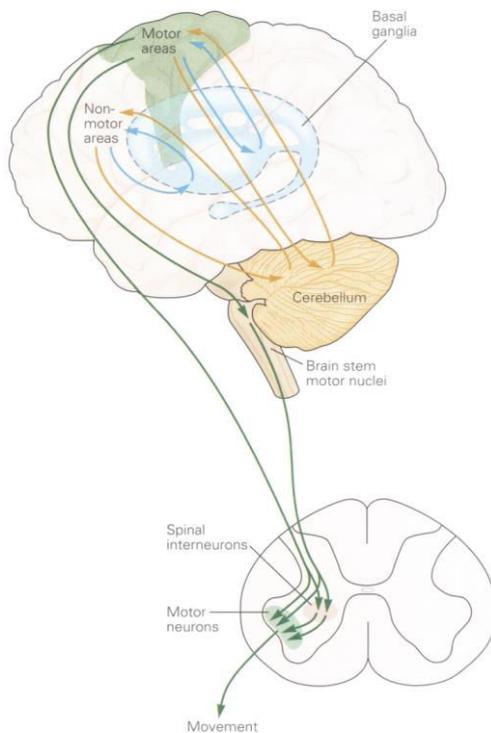
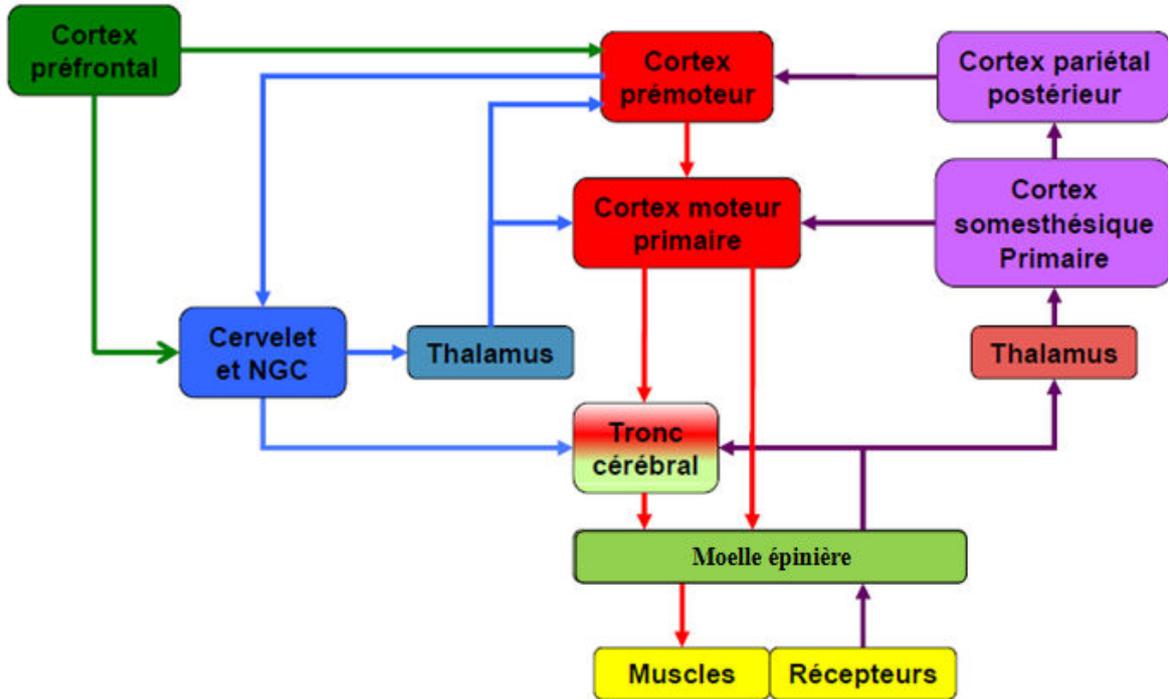
2008), les commandes corticales de la locomotion prennent leur origine au niveau de l'aire motrice supplémentaire et convergent *via* les ganglions de la base vers le tronc cérébral et plus précisément le tegmentum ponto-mésencéphalique.

La commande finale est alors envoyée au système musculo-squelettique *via* les motoneurones spinaux²² qui vont exciter respectivement les fibres musculaires permettant la mise en place des synergies motrices. Chaque motoneurone commande un muscle particulier, ce motoneurone s'intégrant dans un ensemble de motoneurones appelé groupe ou *pool* de motoneurones. Ces groupes de motoneurones comprennent deux types de neurones : i) les motoneurones gamma qui innervent les fibres musculaires situées à l'intérieur des fuseaux neuromusculaires²³ constituant de véritables récepteurs sensoriels informant en permanence la moelle épinière et le cerveau de la longueur et de la vitesse de contraction du muscle ii) les motoneurones alpha qui innervent les fibres musculaires striées produisant ainsi la force nécessaire au mouvement.

Par ailleurs, les structures corticales et sous-corticales impliquées dans le contrôle de la posture et du mouvement sont en permanence informées et nourries au cours de la réalisation du mouvement par les afférences/réafférences sensorielles (cf. retour sensoriel, boucle rétroactive) renseignant ainsi le sujet sur la position de ses segments corporels les uns par rapport aux autres (référentiel égo-centré) et par rapport au monde extérieur (référentiel exocentré). En effet, tout mouvement engendre des perturbations sur l'ensemble du corps du sujet entraînant des modifications au niveau des informations sensorielles recueillies par les systèmes sensoriels. Chaque système informe les structures nerveuses afin de permettre au sujet de réorganiser et réadapter son mouvement en fonction des éventuels changements de l'environnement et/ou du sujet lui-même. Il existe donc une forte coopération entre les centres nerveux et les différents systèmes sensoriels.

²² Même si le paragraphe qui suit met l'accent sur ces motoneurones, il existe dans le tronc cérébral des groupes similaires de motoneurones contrôlant principalement la musculature de la tête et du cou.

²³ Les fuseaux neuromusculaires sont enserrés dans des capsules au sein du muscle.



(d'après Kandel et al., 2000)

Figure 11.

Organisation et interaction fonctionnelles simplifiées des principales structures corticales et sous-corticales impliquées dans la locomotion.

Ces deux schémas décrivent les aspects majeurs du système nerveux intervenant dans la régulation et la mise en œuvre du mouvement (intégration sensorielle, planification et transmission, régulation et adaptation, exécution, etc.)

En outre, l'analyse des mécanismes neurologiques impliqués dans la locomotion, réalisée principalement chez les mammifères, a permis de montrer également l'existence dans la moelle épinière de circuits locaux appelés générateurs spinaux de marche ou bien encore centres générateurs du rythme locomoteur. Ces structures permettraient, en l'absence de toute afférence proprioceptive et de tout contrôle par les centres supra-spinaux, de produire des patrons d'activités musculaires parfaitement capables de contrôler l'activation cyclique et coordonnée de schémas moteurs lors de différentes activités locomotrices. Les résultats de ces différentes études amènent à se poser la question de savoir si ces structures sont également présentes dans la production des mouvements locomoteurs chez l'homme.

2.2. Les circuits spinaux et la locomotion

Les nombreuses études menées sur la commande centrale des mouvements locomoteurs chez l'animal et principalement chez le chat (Philippon, 1905 ; Sherrington, 1910 ; Graham Brown, 1911 ; Shik et al., 1966 ; Engberg & Lundberg 1962, 1969 ; Grillner, 1975 ; Stein, 1978 ; Grillner & Zangger, 1979) ont permis de distinguer les centres locomoteurs spinaux des centres supra-spinaux qui les contrôlent. En effet, ces différents auteurs ont montré que la rythmicité du mouvement locomoteur ainsi que les plans de coopérations musculaires qu'elle implique sont organisés au niveau de la moelle épinière. Ces expériences montrent qu'après une section complète de la moelle épinière au niveau thoracique, un chat est capable de mouvements locomoteurs spontanés proches de ceux d'un chat intact, c'est-à-dire une alternance de flexions et d'extensions des pattes de derrière. Cependant, ces mouvements alternés rythmiques des membres postérieurs sont réalisés seulement si le train arrière du chat est à la fois soutenu et placé sur un tapis roulant, permettant ainsi des mouvements coordonnés et synchrones avec la fréquence de déplacement du tapis²⁴. En effet, le chat spinal ne présente ni un tonus musculaire suffisant au maintien du corps ni l'équilibre nécessaire à une locomotion normale. Il est également incapable d'anticiper les éventuels obstacles placés sur le tapis roulant mais si la patte en suspension heurte l'obstacle alors qu'elle se trouve déjà en flexion, on observe une accentuation de cette flexion afin de l'éviter. D'un point de vue général, ces travaux ont permis de mettre en évidence, chez le chat, la production de la locomotion malgré l'absence de contrôle des centres supra-spinaux nourrissant ainsi l'hypothèse de l'existence de générateur au niveau spinal capable de fonctionner de façon autonome avec stimulation sur tapis roulant.

²⁴ Plus la fréquence de déplacement du tapis roulant augmente, plus le chat adapte sa vitesse de progression, passant d'une allure de marche à celle de course.

Chez l'homme, la question de la présence ou non d'un générateur locomoteur est toujours d'actualité. Certains arguments plaident en faveur de son existence mais à notre connaissance la preuve absolue n'en est pas encore apportée. En effet, il a été montré que l'activité locomotrice humaine correspondait à des patrons stables, ces résultats illustrant le rôle éventuel de ces structures nerveuses spinales étant le fruit de données aussi bien électromyographiques (Eberhart et al., 1969 ; Arsenault et al., 1985 ; Yang & Winter, 1985 ; Winter & Yack, 1987) que cinématiques (Herman et al., 1976 ; Shapiro & Schmidt, 1981 ; Winter, 1984). Par ailleurs, d'autres travaux menés chez le nouveau-né (*e.g.* Thelen, 1983) témoignent de l'existence de patrons spinaux de nature innée se traduisant par ce qui est communément appelé marche automatique du nourrisson. Cette activité rythmique alternée des membres inférieurs disparaît au cours des deux premiers mois suivant la naissance. Ceci peut s'expliquer à la fois par le développement d'un contrôle cortical qui viendrait inhiber l'activité des centres sous-corticaux (McGraw, 1932, 1941, 1945) mais également par l'augmentation rapide du poids de l'enfant au cours des 6 premières semaines de la vie (Thelen et al., 1984). Toutefois, ce mouvement alterné des membres inférieurs reste présent lorsque l'enfant est maintenu dans l'eau (mi-corps immergé) ou lorsqu'il est maintenu au-dessus d'un tapis roulant, adaptant sa fréquence de pas à la vitesse de défilement du tapis (Thelen, 1986). La disparition de cette marche automatique peut également être retardée chez des bébés soumis à un exercice régulier de ces patrons spinaux (Zelazo et al., 1972 ; Maciaszczyk-Jedeau, 1992), confirmant les résultats observés dans les années 1980 chez le chat spinal, à savoir la possible récupération de l'activité locomotrice grâce à un entraînement quotidien sur tapis roulant avec une suspension partielle du train arrière (cette partie sera développée en détail dans la partie II. La rééducation de la marche assistée par robotique).

Cependant, bien que ces mouvements locomoteurs rythmiques puissent être observés chez l'homme, la marche reste une activité motrice très complexe caractérisée par une forte coopération de l'ensemble des systèmes de l'organisme humain. En effet, la marche ne peut être contrôlée seulement par une structure nerveuse unique mais plus certainement par un ensemble de centres organisés en réseaux où l'atteinte et/ou la destruction de l'un d'entre eux perturbe fortement l'ensemble de l'organisation motrice. Une atteinte neurologique telle que la Paralyse Cérébrale (PC) peut se caractériser, d'un point de vue moteur, par des troubles/anomalies du mouvement et de la posture plus ou moins marqués.

2.3. La marche et la pathologie

Les études des troubles locomoteurs et du développement moteur apportent de précieuses informations aussi bien pour les patients eux-mêmes que pour une meilleure connaissance du développement moteur typique et des mécanismes neurophysiologiques qui les sous-tendent. Par exemple, à partir des différentes phases d'un cycle de marche et des éléments musculo-squelettiques qui entrent en jeu, des caractéristiques dites pré-requises peuvent être observées permettant ainsi de différencier une marche dite normale d'une marche dite pathologique (Perry, 1992 ; Gage, 1991). En effet, la marche nécessite cinq grands pré-requis : 1) une bonne stabilité posturale durant la phase du simple appui, 2) une flexion suffisante du membre inférieur oscillant afin d'éviter le frottement au sol lors de son passage, 3) un pré-positionnement du pied en fin de phase oscillante afin d'attaquer le sol avec le talon, 4) une longueur de pas appropriée avec la vitesse de progression et enfin 5) une bonne conservation de l'énergie tout au long de la marche.

En outre, d'un point de vue général, la marche pathologique peut se caractériser au niveau moteur par une forte instabilité posturale due notamment à une réduction de la longueur du pas et de la vitesse de progression fréquemment associées à une augmentation de la durée de la phase de double appui, permettant au patient, pour un court instant, de retrouver un meilleur équilibre postural. La stabilité prime ici sur la vitesse de progression.

Dans le cadre de notre travail, nous avons étudié la marche d'enfants présentant des troubles neurologiques regroupés sous la dénomination clinique d'Infirmes Moteurs Cérébraux (IMC), également appelée Paralyse Cérébrale (PC). Ces enfants IMC présentent différentes topographies du trouble moteur, soit une diplégie (2 cas sur 3), soit une hémiplégie (1 cas sur 3) soit encore une tétraplégie (1 cas sur 3). Ici, nous nous intéresserons seulement à la marche d'enfants IMC présentant une diplégie spastique, forme d'IMC la plus fréquemment retrouvée.

2.3.1. La marche et l'Infirmité Motrice Cérébrale

L'Infirmité Motrice Cérébrale (IMC), non héréditaire et non évolutive, est la conséquence de lésions neurologiques centrales apparaissant sur un cerveau en pleine maturation, soit durant la grossesse (lors du développement du fœtus ou lors d'une prématurité natale), soit au moment de la naissance (dues à une anoxie, ou manque d'oxygène à l'accouchement), soit au début de l'enfance jusqu'à 3 ans environ (conséquence par exemple d'une infection cérébrale telle qu'une méningite ou une encéphalite).

La lésion cérébrale est responsable d'anomalies dites primaires²⁵, essentiellement des atteintes motrices, se traduisant le plus souvent par un ensemble de troubles persistants du mouvement et de la posture (spasticité²⁶, anomalie du tonus musculaire de base, faiblesse musculaire, troubles de l'équilibre, etc.) (cf. figure 13). Ces troubles moteurs entraînent certaines difficultés dans les activités quotidiennes et sont souvent associés à d'autres troubles sensitivomoteurs comme des difficultés sensorielles (principalement visuelles), cognitives et/ou comportementales et dans certains cas à des crises épileptiques²⁷ (Moreno De Luca et al., 2012). Toutefois, les conséquences sont très variables, leur importance et leur traduction symptomatique dépendent de la topographie et de l'étendue des lésions cérébrales. En effet, les lésions cérébrales présentent des tableaux neurologiques différents en fonction des facteurs pathogènes (lésions cérébrales chez le prématuré ou chez l'enfant né à terme). Chez le prématuré, les lésions responsables de troubles moteurs sont principalement des leucomalacies périventriculaires²⁸ de type bilatérales (80%) entraînant d'un point de vue moteur une diplégie spastique ou des hémorragies de types périventriculaires²⁹ (20%) donnant des troubles moteurs unilatéraux de type hémiparésie. Chez l'enfant né à terme, les causes de paralysie cérébrale étant variées les lésions responsables des tableaux neurologiques sont très diverses. Par exemple, une thrombose artérielle³⁰ unilatérale a pour conséquence motrice une hémiparésie, une ischémie bilatérale entraînera une atteinte des membres inférieurs et supérieurs (quadriparésie), etc. D'un point de vue clinique et de manière générale, les enfants présentant principalement des formes diplégiques et hémiparésiques acquièrent la marche mais avec un retard (entre 18 mois et deux ans).

²⁵ Les anomalies primaires sont liées directement à l'affection causale de la lésion cérébrale (principalement la spasticité, les co-contractions, la faiblesse musculaire, etc.). Elles correspondent donc à la traduction clinique des anomalies neurologiques en rapport direct avec la lésion cérébrale.

²⁶ La spasticité est un trouble moteur caractérisé ayant pour origine une lésion du SNC (encéphale ou moelle épinière). Elle fait partie du syndrome pyramidal et se traduit par une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement, ce qui peut s'observer cliniquement par une résistance à la flexion musculaire.

²⁷ L'épilepsie est une maladie nerveuse caractérisée par de brusques convulsions avec perte potentielle de connaissance.

²⁸ Les leucomalacies périventriculaires du prématuré sont des lésions focales dites ischémiques de la substance blanche adjacente aux angles externes des ventricules latéraux, avec une répartition bilatérale et souvent asymétrique. Ces lésions entraînent généralement une atteinte des fibres motrices descendantes du cortex (fibres du faisceau cortico-spinal moteur) et des fibres d'association des fonctions visuelles, auditives et somesthésiques (Little, 1843). Les leucomalacies périventriculaires sont la cause la plus fréquente de paralysie cérébrale chez l'enfant prématuré, cependant sa physiopathologie est complexe et encore mal connue.

²⁹ Les hémorragies périventriculaires chez l'enfant prématuré, également appelées infarctus hémorragique périventriculaire, surviennent sur un groupe de vaisseaux sanguins qui interviennent principalement sur les faisceaux cortico-spinaux moteurs. Ces lésions sont généralement à l'origine des atteintes d'un hémicorps.

³⁰ La thrombose artérielle est la formation d'un caillot dans une artère provoquant l'interruption du flux sanguin en aval. Cette thrombose peut finir par obstruer la ou les artères au niveau du cerveau et conduire à une ischémie provoquant un accident vasculaire cérébral.

Par ailleurs, diverses malformations osseuses et musculaires (anomalies secondaires³¹), principalement de l'appareil locomoteur et absentes initialement, apparaissent au cours de la croissance, principalement au niveau des membres inférieurs et du tronc, obligeant souvent le sujet à adopter une attitude fléchie de l'ensemble du corps, ce qui complique fortement la production du pas et les possibilités fonctionnelles (cf. figure 12). La marche se modifie fortement aboutissant de manière générale à une dégradation de l'ensemble des paramètres locomoteurs mais également à la mise en activation de groupes musculaires qui théoriquement ne devraient pas s'activer, créant des moments articulaires et des bras de levier supplémentaires sources d'une augmentation de la consommation énergétique lors de la marche mais également d'anomalies supplémentaires (cf. figure 13). Les conséquences seront donc plus ou moins importantes en fonction des rétractions et vices architecturaux apparaissant.

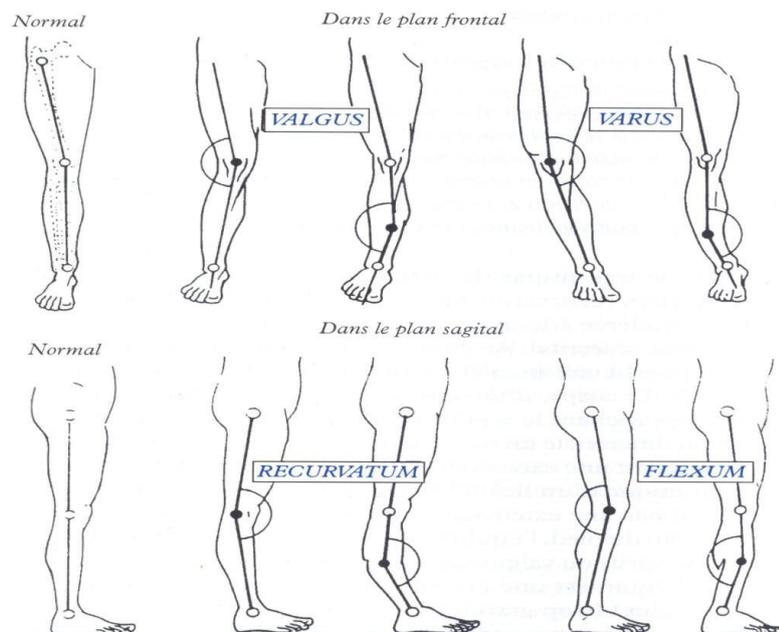


Figure 12. Schéma des quatre grandes déformations articulaires observables chez les enfants IMC. (d'après Bernard & Ninot, 2002)

Les anomalies secondaires vont faire apparaître des mouvements/mécanismes dits de compensation (anomalies tertiaires³²) visant à faciliter le déplacement en utilisant des stratégies musculo-squelettiques différentes (cf. figure 13), comme par exemple une flexion du genou plus importante lors de la phase oscillante ou encore une rotation excessive du

³¹ Les anomalies secondaires se caractérisent principalement par des rétractions et vices architecturaux qui sont la conséquence d'un développement musculo-squelettique anormal se constituant progressivement au cours de la croissance.

³² Les anomalies tertiaires sont des mécanismes/stratégies de compensation permettant de faciliter l'organisation globale de la marche du sujet.

bassin en cas d'insuffisance des releveurs du pied afin d'éviter le frottement de ce dernier au sol. Ces différentes stratégies de compensation survenant au cours de la marche permettent de pallier les difficultés des anomalies primaires (notamment la spasticité) et secondaires afin de faciliter le déroulement de la marche. La marche devient ainsi progressivement multifactorielle. Par ailleurs, ces stratégies de compensation ont pour objectif principal de rendre la marche la plus optimale possible (rapport coût – *consommation d'énergie* / bénéfice – *marcher sur une distance donnée*).

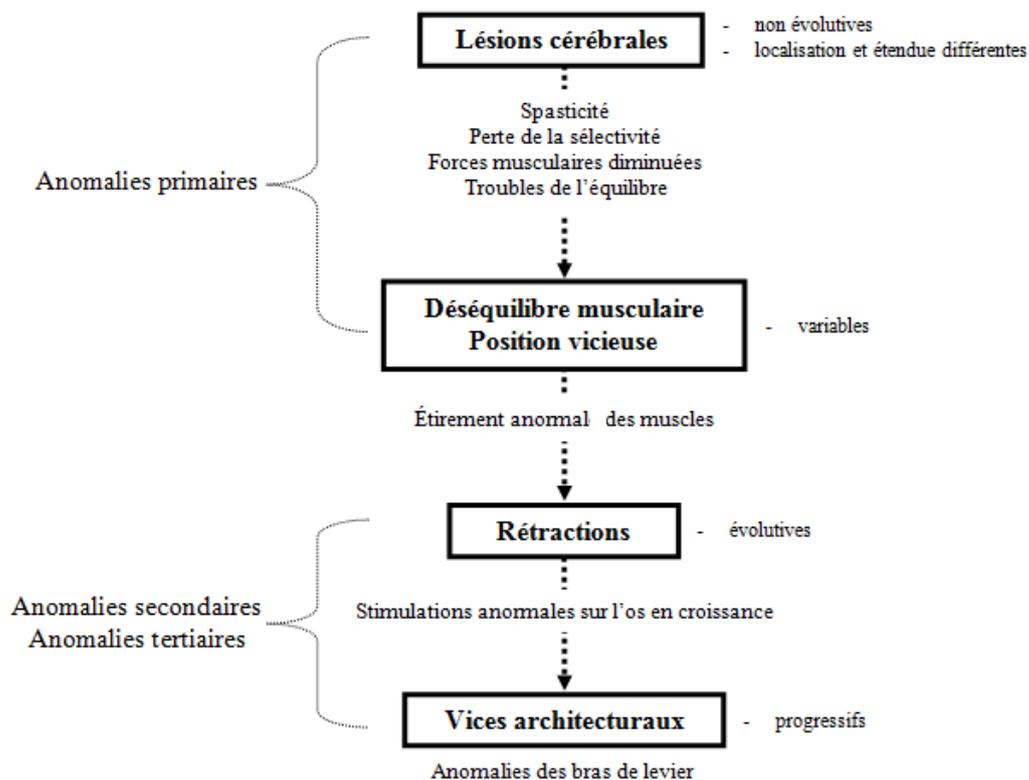


Figure 13. Schématisation de la genèse des troubles de la marche chez les enfants IMC. Ce schéma a pour but d'illustrer les conséquences principales (évolutives ou non) lors d'une atteinte de type primaire, secondaire ou tertiaire.

D'un point de vue moteur, la marche chez les enfants IMC est alors souvent caractérisée par une forte instabilité posturale (mauvaise tenue du tronc et/ou de la tête) et une rigidité articulaire due à une spasticité et une ataxie³³ importantes (mouvements trop lents ou trop rapides, brusques et raides). Ces troubles empêchent donc l'expression d'une motricité harmonieuse et augmentent fortement le coût énergétique. La marche nécessite en effet un

³³ L'ataxie, souvent due à une atteinte du SNC, se caractérise par des troubles de la coordination et une désorganisation globale de la motricité. Il en existe différents types (statique, locomotrice, etc.) selon la nature des atteintes et dont les symptômes laissent apparaître selon le cas une station debout diminuée avec tendance à la chute, une démarche ébrieuse, une imprécision des mouvements, etc.

effort considérable pour l'enfant IMC qui consomme deux à trois fois plus d'énergie qu'un enfant sain du même âge pour se déplacer (Campbell & Ball, 1978 ; Waters & Mulroy, 1999 ; Van Den Hecke et al., 2007). Ce surplus de consommation d'énergie limite de façon importante les capacités fonctionnelles de l'enfant.

La majorité des travaux rapportés dans la littérature concernant ces enfants s'orientent plus vers l'étude du développement moteur, par exemple les déficits liés au contrôle postural (Nashner et al., 1983 ; Wollacott et al., 1989 ; Brogren et al., 1998) ou bien encore les déficits liés à la réalisation de tâches locomotrices (Berger, 1992 ; Forssberg, 1992 ; Crenna, 1998 ; Penneçot, 2000, 2002 ; Theologis, 2007 ; Wollacott & Crenna, 2008). Ces études ont montré également que ces enfants, présentant une co-activation uniforme des membres inférieurs lors de la marche entraînant ainsi une forte instabilité posturale, ne développaient généralement pas les caractéristiques de la marche plantigrade³⁴. Ceci est associé par ailleurs principalement à une réduction de la longueur du pas et de la vitesse de marche fréquemment associées à une augmentation de la durée de la phase de double appui (leur permettant pour un court instant de retrouver un meilleur équilibre postural).

D'autres études telles que Gage et al. (1987), Sutherland et al. (1993) ou encore Rodda et al. (2004) ont mis en évidence différents profils de schéma de marche les plus communs chez ces enfants et principalement chez les enfants IMC présentant une diplégie spastique. La diplégie spastique, également appelée maladie ou syndrome de Little³⁵, se caractérise essentiellement par une atteinte motrice symétrique de l'ensemble du corps³⁶ avec une prédominance d'un côté plus ou moins marquée. Les atteintes motrices représentent l'essentiel du tableau clinique. D'une manière générale, le syndrome de Little se distingue par un trouble persistant du tonus globalement sur les ischios-jambiers et les quadriceps, un déficit plus ou moins important dans la croissance des muscles en longueur et des limitations dans les amplitudes articulaires (hanche, genou, cheville) avec les cuisses en adduction, les jambes pivotées vers l'intérieur (dû à la tension des muscles notamment des hanches) et les pieds en équin pivotant vers l'intérieur (varus). L'enfant présente donc majoritairement une démarche « en ciseaux » des membres inférieurs. L'ensemble des tableaux cliniques varie d'un enfant à l'autre, cependant il apparaît que l'on peut regrouper les différents types de

³⁴ La marche plantigrade se caractérise par la prédominance de l'attaque du pas par le talon, observable chez l'adulte, ce qui permettrait d'augmenter la stabilité posturale *via* un meilleur déroulement du pied au sol contribuant ainsi à une réduction des oscillations verticales du corps et à un allongement du pas.

³⁵ Ce syndrome a été décrit pour la première fois par le Médecin Anglais W.J. Little en 1843.

³⁶ L'atteinte des membres supérieurs est limitée et se manifeste généralement par un léger tremblement et une maladresse.

marche rencontrés en catégories rassemblant des anomalies de marche et une symptomatologie assez *proches/semblables*, facilitant ainsi la compréhension des phénomènes pathologiques.

La diplégie spastique peut s'illustrer par quatre grands profils de marche (cf. figure 14) :

➤ La marche en genou raide (*Stiff Knee Gait*) renvoie à un déficit du pic et un retard de flexion du genou en phase oscillante, une diminution de l'amplitude de flexion-extension du genou ainsi qu'une activité prolongée du droit fémoral en phase oscillante. Afin de compenser l'éventuel frottement du pied au sol dû à un manque de flexion du genou en phase oscillante, on observe une circumduction de la hanche. Les causes primaires de cette marche sont la spasticité du muscle droit fémoral et la faiblesse des fléchisseurs de hanche ou l'activité dominante et mal appropriée des ischio-jambiers.

➤ La marche en sautillant (*Jump Gait*) se définit par un trouble de flexion du genou à l'attaque du pas. Le pied est en flexion plantaire avec un angle tibio-tarsien toujours supérieur à 90°, en particulier en fin d'appui. Les hanches et les genoux sont en flexion excessive en fin de phase oscillante et pendant le début de la phase d'appui.

➤ La marche en hyper-extension du genou (*Genu Recurvatum*) correspond à une extension exagérée du genou durant la phase d'appui due à une forte activité du quadriceps et du triceps. Cette hyper-extension du genou est souvent due à un équin³⁷ important et irréductible de la cheville.

➤ La marche en triple flexion (*Crouch Gait*) se caractérise par un déficit d'extension du genou en phase oscillante ainsi qu'une exagération de la flexion du genou durant la phase d'appui. Elle s'accompagne d'une augmentation de l'amplitude du mouvement du bassin en antéversion, une diminution de l'amplitude de flexion-extension de la hanche ainsi qu'une légère dorsiflexion de la cheville. Les causes majeures sont une faiblesse des muscles extenseurs de la cheville, une rétraction postérieure du genou et des ischio-jambiers, une rétraction des fléchisseurs de hanche et une faiblesse des extenseurs de la hanche.

³⁷ L'équin ou équinisme est une attitude du pied en flexion plantaire excessive avec un angle tibio-tarsien supérieur à 90° témoignant d'une prédominance des muscles fléchisseurs triceps suraux.

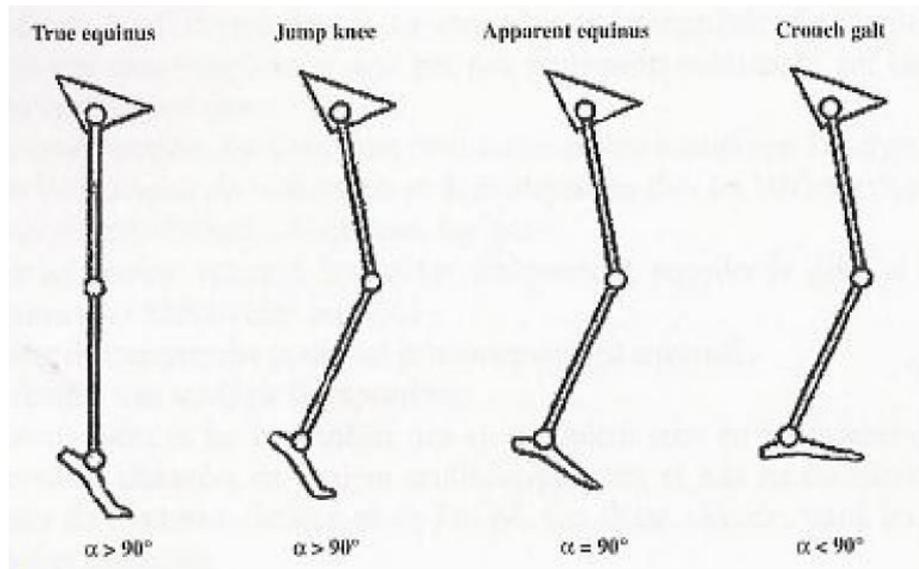


Figure 14. Classification des profils de marche chez des enfants présentant une diplégie spastique selon la position des articulations de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal. (d'après Rodda et al., 2004)

L'ensemble de ces classifications présente un caractère utile pour les rééducateurs afin d'orienter et d'adapter au mieux la prise en charge de l'enfant. Le but de cette prise en charge est de développer chez l'enfant son autonomie maximale tout en conservant ses fonctions acquises, en améliorant au mieux la marche qui consiste à faciliter son déroulement et essayer d'en diminuer le coût mais également en prévenant et/ou en traitant les déformations musculo-squelettiques. Pour cela, la prise en charge doit être réalisée le plus tôt possible et de manière longitudinale permettant ainsi d'identifier au plus vite les anomalies et les différents sièges de ces dernières. Ces observations permettent d'éviter un développement trop important des déformations orthopédiques qui entraînent des complications articulaires sus et sous jacentes. L'objectif est alors de guider au mieux l'enfant dans l'établissement de suppléances motrices (les plus fonctionnelles possibles) dès son plus jeune âge.

Depuis quelques années, la prise en charge de ces enfants s'est considérablement améliorée essentiellement grâce au développement de nouvelles techniques d'analyse comme par exemple l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) permettant de mieux comprendre les anomalies et leurs conséquences physiologiques qui compromettent le bon déroulement de la marche (organisation et production). En effet, l'AQM est un examen complet permettant d'analyser les paramètres locomoteurs, la cinématique, la cinétique et l'électromyographie à l'aide d'un système optoélectronique couplé à des plate-formes de force et à un électromyogramme de surface. Cet examen est souvent accompagné d'un examen clinique (spasticité musculaire, amplitude articulaire, etc.) réalisé par un(e) kinésithérapeute. L'AQM

décrit de façon objective la marche (étude des caractéristiques et des causes physiques, biomécaniques du mouvement dans son ensemble) permettant de rechercher et de comprendre les mécanismes responsables des phénomènes pathologiques (troubles orthopédiques et fonctionnels dus à l'atteinte neurologique, à la croissance ou encore aux différentes compensations) afin de mettre en place des stratégies thérapeutiques et cliniques adaptées à chaque patient (*e.g.* une opération multi-sites permettant de réduire notamment les anomalies dues à la croissance, des injections de toxine botulique permettant de faciliter le mouvement en diminuant les effets de la spasticité, ou encore de proposer des exercices plus spécifiques en fonction des capacités du patient, etc.) (DeLuca et al., 1997 ; Kay et al., 2000 ; Simon, 2004 ; Lofterod et al., 2007 ; Lofterod & Terjesen, 2008 ; Filho et al., 2008). De nouvelles techniques de rééducation ont également été développées comme par exemple la rééducation de la marche assistée par robotique consistant en une rééducation du schéma de marche global de l'enfant *via* un processus d'automatisation du cycle de marche et en une intégration progressive des différents systèmes sensori-moteurs éventuellement atteints (cf. partie II. La rééducation de la marche assistée par robotique). Ces nouvelles techniques qui peuvent diminuer la durée de rééducation grâce à une optimisation des traitements thérapeutiques proposés, sont autant de moyens à disposition des rééducateurs afin d'éviter chez ces enfants une trop grande dégradation orthopédique et son retentissement sur la marche. Il est alors important de permettre à ces enfants de pouvoir acquérir et/ou conserver une autonomie de la marche, et cela jusqu'à l'âge adulte.

II. La rééducation de la marche assistée par robotique

D'un point de vue général, la rééducation constitue, selon l'Organisation Mondiale de la Santé (2001), « l'ensemble des mesures/moyens ayant pour objet majeur de conserver et d'améliorer, si possible, les capacités physiques et/ou mentales du patient, lui permettant d'occuper par ses propres moyens une place aussi normale que possible dans la société. » Elle vise donc principalement à permettre au patient de retrouver des activités physiques, sociales et un mode de vie le plus autonome possible. En effet, la diminution de la mobilité consécutive au handicap augmente de façon marquée la dépendance et l'altération de la qualité de vie du patient. Les objectifs principaux de la rééducation sont à la fois d'éviter les complications dues à la ou aux lésion(s) et d'améliorer les fonctions du patient en optimisant la récupération des déficits.

La rééducation de la marche peut se définir d'un point de vue plus particulier comme l'application de méthodes thérapeutiques (manuelles et/ou instrumentales) dont l'objectif est le rétablissement et la récupération des fonctions par la recherche d'une optimisation de la marche (*e.g.* un coût énergétique moins important pour un déplacement plus long dans l'espace et dans le temps), la diminution des conséquences liées aux lésions cérébrales sur les fonctions motrices mais également la mise en place de stratégies motrices éventuelles assurant la suppléance des fonctions lésées. Le but est donc de permettre au patient de (re)trouver un maximum d'indépendance et de pouvoir se déplacer de la manière la plus sûre et la plus économique possible.

Pour cela, il existe actuellement de nombreuses méthodes de rééducation de la marche avec depuis quelques années de nouveaux systèmes de type orthèse robotisée tels que le Lokomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, Suisse) ou encore le ReoAmbulator[®] (Motorika Ltd, États-Unis) apparaissant dans les centres de santé (cf. figure 15). Ces nouvelles méthodes dites de rééducation assistée par robotique, organisées sur des principes d'apprentissage et de réapprentissage sensori-moteurs actifs, sont de plus en plus proposées aux patients présentant des altérations de l'appareil locomoteur à la suite d'une lésion cérébrale ou médullaire. Le but principal de ces outils consiste non seulement à réacquérir une marche fonctionnelle mais également à en améliorer la qualité et/ou la performance afin d'augmenter l'autonomie du patient (fonctionnelle, sociale, etc.). Ces méthodes de rééducation se basent principalement sur un processus d'automatisation du mouvement cyclique *via* un travail sur la répétition intensive de ce dernier, réalisé sur tapis roulant avec un allègement corporel par suspension partielle du corps.



Lokomat[®] (www.hocoma.ch)



ReoAmbulator[®] (www.motorika.com)

Figure 15. Exemples de systèmes robotisés pour la rééducation de la marche combinant un tapis roulant, une suspension partielle du corps et une orthèse motorisée.

1. Bref historique

Ces systèmes de rééducation de la marche se fondent principalement sur les expériences menées sur le chat spinal adulte présentant une section complète de la moelle épinière au niveau thoracique (Philippson, 1905 ; Sherrington, 1910 ; Engberg & Lundberg 1962, 1969 ; Grillner, 1975 ; Grillner & Zangger, 1979 ; Forssberg et al., 1980 ; Rossignol et al., 1982 ; Lovely et al., 1986 ; De Leon et al., 1998a, 1998b, 1999). En effet, comme nous l'avons précisé auparavant (cf. 2.2. Les circuits spinaux et la locomotion, page 35), ces expériences ont mis en évidence malgré l'absence de contrôle des centres supra-spinaux l'existence d'une organisation rythmique et alternée de contractions musculaires des membres postérieurs chez le chat dont le train arrière était en suspension sur un tapis roulant (cf. figure 16a). D'autres auteurs comme Rossignol et Barbeau notamment ont montré dans les années 1980 qu'il était ainsi possible pour le chat spinal adulte de retrouver/récupérer une activité locomotrice par apprentissage moteur. Cette récupération comporte un entraînement à mobilisation passive (proche de celle réalisée lors d'une locomotion normale) des membres postérieurs de l'animal sur tapis roulant avec une suspension mécanique du train arrière et cela deux à trois fois par semaine pour un minimum de 30 minutes effectives. Les séances proposées sont principalement fondées sur le principe d'une rééducation intensive et répétitive du cycle locomoteur facilitant ainsi de façon plus rapide le réapprentissage de la locomotion. Elles permettent de faire réapparaître progressivement une locomotion de plus en plus coordonnée,

avec une organisation synergique de contractions musculaires adaptable en fonction de la vitesse de déroulement du tapis roulant. Ces séances régulières de « rééducation » ont montré que la locomotion des chats spinaux, même si elle demeure très anormale par rapport à un chat non spinal, redevenait bien meilleure que chez des chats spinaux non « rééduqués ». Ces résultats obtenus (cf. figure 16b) par Barbeau et Rossignol (1987) montrent donc qu'il existerait une récupération fonctionnelle rendue possible grâce à des stimulations afférentes sous-lésionnelles *via* la proprioception des membres inférieurs, ces stimulations réactivant le générateur spinal de marche chez ces animaux. Ainsi, après quelques séances, une simple stimulation extéroceptive des pattes postérieures permet de mettre en marche le générateur qui délivre automatiquement des ordres de flexion/extension des membres de façon alternée et semblable à une locomotion.

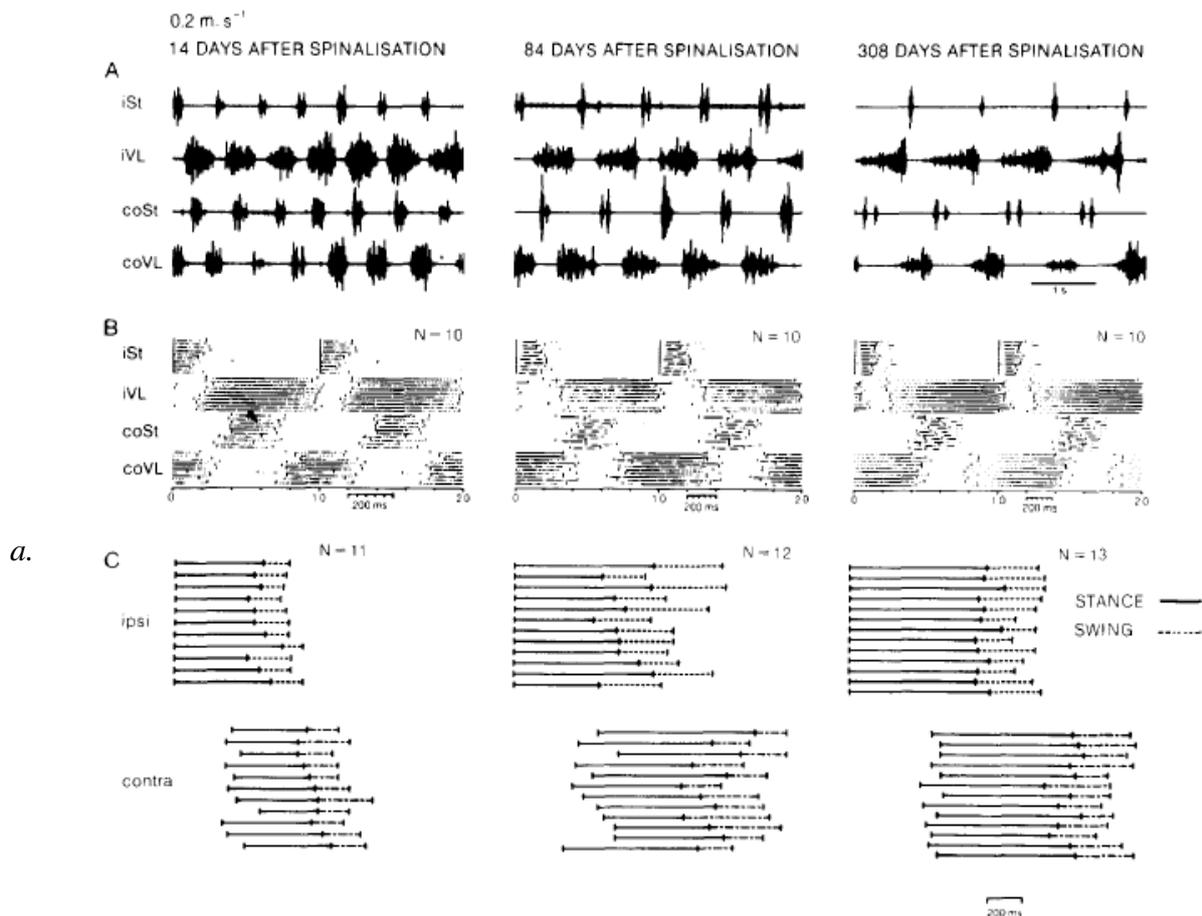
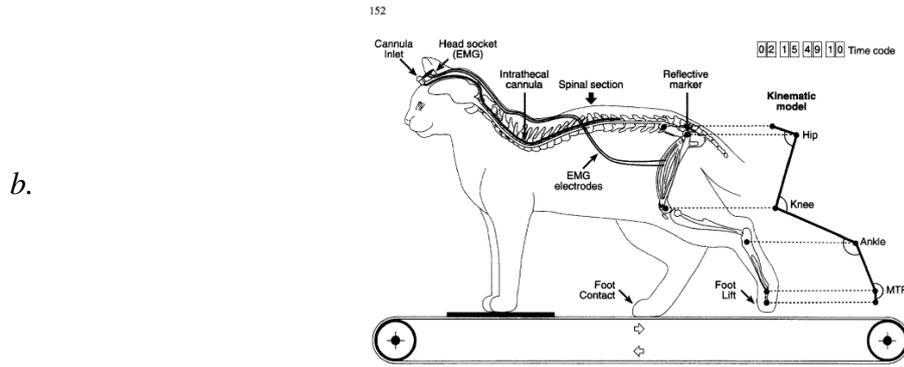


Fig. 1. Examples of the EMG activity and gait parameters of the hindlimbs taken during walking at 0.2 m/s at 3 different days (14, 84 and 308) after spinalization in an adult cat. A: the raw EMG; i, ipsilateral; co, contralateral to the recordings. B: the normalized raster displays triggered at the beginning of the ipsilateral St with the density of dots proportional to the amplitude of the EMG signal. The thicker vertical lines indicate the detected onsets and offsets of the bursts (see ref. 21). The time calibration in ms is derived from the mean duration of 10 cycles and only provides an indication of real time on the normalized abscissa. C: the stance and swing duration in real time measured from corresponding video sequences.



b.

Figure 16. Illustration des données observées chez le chat en suspension sur un tapis roulant. (d'après Barbeau & Rossignol, 1987)

- a. Exemple de l'activité électromyographique des membres postérieurs du chat en fonction de la durée du réentraînement locomoteur.
- b. Schéma d'un chat spinal sur tapis roulant avec suspension du train arrière.

Ces expériences chez le chat sont ainsi à l'origine du développement et de l'apparition de nouveaux systèmes instrumentaux et/ou robotisés dans la rééducation de la marche chez l'homme. Ces nouveaux systèmes, proposés à l'origine par Barbeau à Montréal (Barbeau et al., 1987) puis par Hesse à Berlin (Hesse et al., 1994), se fondent globalement sur le principe d'une rééducation sur tapis roulant avec suspension du poids du corps associée ou non à une orthèse robotisée également appelée exosquelette robotisé³⁸. Ils permettent de travailler sur un (ré)apprentissage sensori-moteur actif et progressif *via* une simulation répétée et prolongée des différentes phases de la marche (cf. schéma de marche global) et à une stimulation sensitive nourrissant les réafférences proprioceptives. Cet apprentissage sensori-moteur consiste en un travail sur la réorganisation, par la pratique et la stimulation sensorielle, des circuits spinaux et supra-spinaux qui peuvent être atteints lors d'une lésion. Cette réorganisation se construit sur un circuit/boucle constante(e) afférence-efférence-réafférence dont le principe se fonde sur l'idée que tout mouvement apporte de nouvelles informations au système nerveux qui sont principalement d'ordre sensoriel. Le mouvement est donc en synergie avec les voies sensorielles permettant ainsi une optimisation du mouvement à réaliser. Par répétition de façon intensive d'un même mouvement, les circuits impliqués dans la réalisation des mouvements locomoteurs vont être activés, ce qui permet au système nerveux d'établir et/ou de ré-établir des liaisons entre les centres moteurs et les voies sensorielles qui peuvent être touchées à des degrés variables en fonction de la lésion. En effet,

³⁸ Un exosquelette robotisé est une orthèse mécanique contrôlée par des moteurs dont les pièces peuvent être rigides ou articulées et qui s'ajuste à la morphologie du patient. Cette orthèse permet de travailler sur les synergies articulaires et de faciliter un geste fonctionnel tout en maintenant les segments corporels dans une position dite thérapeutique.

de nombreux travaux en neurophysiologie (*e.g.* Nudo et al., 1996 ; Kwakkel et al., 1997) ont montré que la rééducation de façon intensive et automatisée proposant une forte répétition d'une tâche particulière favorisait la réorganisation corticale et sous-corticale de patients médullo-lésés ou cérébro-lésés. Cette plasticité des systèmes³⁹ se fonde sur une forte automatisation d'une même séquence de mouvements permettant ainsi une amélioration progressive de son exécution par une actualisation continue des informations sensori-motrices *via* les boucles de rétroactions intégrant les entrées sensorielles et les sorties motrices. La plasticité désigne en effet la capacité du système nerveux à se transformer, se moduler, se réorganiser en fonction des expériences vécues par le sujet mais également la capacité à compenser un déficit dû à une lésion par exemple. La plasticité sous-tend un certain nombre de processus faisant appel aux notions d'équivalence motrice, de substitution, de réorganisation fonctionnelle, de flexibilité fonctionnelle, etc. Elle se caractérise donc notamment par la capacité du système moteur à mobiliser des régions devenues inactives à la suite d'un traumatisme entraînant des lésions (Jeannerod, 2006 ; Changeux, 2008 ; Vincent & Lledo, 2012).

Dans le cadre de notre travail, nous nous sommes uniquement intéressés aux résultats observés chez des patients présentant des troubles locomoteurs et ayant reçu une rééducation de la marche assistée par robotique de type Lokomat[®]. Cette seconde partie de notre travail se propose dans un premier temps de décrire et d'expliquer le Lokomat[®], puis dans un second temps de développer les études majeures menées chez des patients présentant une lésion de la moelle épinière incomplète mais également chez des patients ayant subi un Accident Vasculaire Cérébral (AVC). Nous terminerons cette partie en évoquant les études princeps réalisées chez les enfants IMC.

2. Le Lokomat[®], un système robotisé pour la rééducation de la marche

Le Lokomat[®] fait partie des premiers outils associant une rééducation sur tapis roulant avec allègement corporel à une orthèse robotisée pour les membres inférieurs (Hocoma, 2009 ; Colombo et al., 2000, 2001). Cet outil a été principalement développé afin de pallier l'insuffisance motrice des membres inférieurs chez des patients présentant des troubles de la marche. L'orthèse permet de positionner et soutenir le patient dans sa verticalité, ce qui présente une utilité avérée pour les sujets se déplaçant majoritairement en

³⁹ Le concept de plasticité cérébrale date des travaux de Ramòn y Cajal (1909-1911) proposant une explication des phénomènes d'apprentissage tardif chez l'homme par la modification des contacts entre neurones (*in* Vincent & Lledo, 2012).

fauteuil roulant à cause par exemple de leur insuffisance musculaire. Le but principal de cet outil est de travailler sur le schéma de marche dans sa totalité afin d'en améliorer la qualité, la performance et l'efficacité pour une meilleure autonomie du patient lors de ses déplacements quotidiens. Cette méthode de rééducation, comme nous l'avons déjà précisé, se fonde principalement sur un processus d'automatisation du mouvement cyclique permettant ainsi un (ré)apprentissage sensori-moteur actif et progressif pour le patient (Aisen et al., 1997 ; Husemann et al., 2007 ; Krakauer & Mazzoni, 2011). Ce processus se caractérise par des programmes adaptés de (ré)apprentissage des différentes phases de marche et des différents paramètres locomoteurs (vitesse de marche, cadence, longueur et symétrie des pas, etc.). Le travail par répétition intensive du cycle locomoteur permet également, outre la récupération d'une marche autonome, un renforcement musculaire, cardiovasculaire et respiratoire important. En effet, la rééducation intensive et répétitive consiste à réaliser une activité ciblée avec un nombre élevé de répétitions modulable, dans des conditions qui en augmentent la charge comparativement à l'intensité habituellement proposée.

2.1. Description de l'outil

Le Lokomat[®] se compose (cf. figure 17) :

- d'un exosquelette motorisé et programmable à 2 articulations (hanches et genoux) qui se fixe directement sur les membres inférieurs du patient grâce à des sangles élastiques. La flexion dorsale des chevilles est également assurée passivement par d'autres sangles élastiques. L'exosquelette est composé de capteurs de forces intégrés au moteur au niveau des articulations mesurant ainsi en permanence le degré d'amplitude articulaire, le degré de participation ou de résistance du sujet au cours des cycles de marche (Lünenburger et al., 2004, 2007 ; Riener et al., 2005). Les mouvements locomoteurs sont donc guidés par l'exosquelette. La programmation de l'orthèse se fait selon la vitesse du tapis roulant et le temps des phases de marche correspondant progressivement au schéma de marche normalisée

- d'un harnais de suspension assurant un allègement réglable du poids du corps du sujet. Cet allègement corporel, de 40% du poids du corps au maximum, permet de pallier le déficit musculaire du patient tout en gardant une stimulation sensitive suffisante (cf. retour proprioceptif des membres inférieurs). À mesure des séances et selon les capacités fonctionnelles du patient, l'allègement est progressivement diminué

- d'un tapis roulant de marche motorisé proposant une vitesse de déplacement de 0,5 à 5 km/h. Le tapis roulant est synchronisé avec les mouvements articulaires de l'exosquelette.

Sa vitesse peut-être ajustée au cours de la séance et/ou variée de façon aléatoire proposant ainsi lors des exercices une fréquence de marche adaptable

- de deux écrans i) l'un permettant un retour visuel rapide au rééducateur afin d'intervenir directement sur les différents exercices à proposer et de contrôler chaque articulation, gauche et droite, de l'exosquelette en fonction des capacités du patient ii) l'autre permettant de proposer une interface entre le patient et les mouvements de l'exosquelette *via* des exercices spécifiques sous forme de jeux interactifs. Cette interface visuelle, auditive et haptique dite de réalité virtuelle se caractérise ici par l'utilisation d'un moniteur d'ordinateur standard également nommé *fish tanks* (Lünenburger et al., 2004, 2007 ; Holden, 2005 ; Riener et al., 2005 ; Schultheis & Rizzo, 2005 ; Piette & Pasquier, 2012). Le monde réel est donc visible pour le patient, le système d'affichage est stationnaire et les mouvements du patient avec l'orthèse sont représentés par un avatar, ceci permettant un retour visuel pour le patient mais également pour le rééducateur.

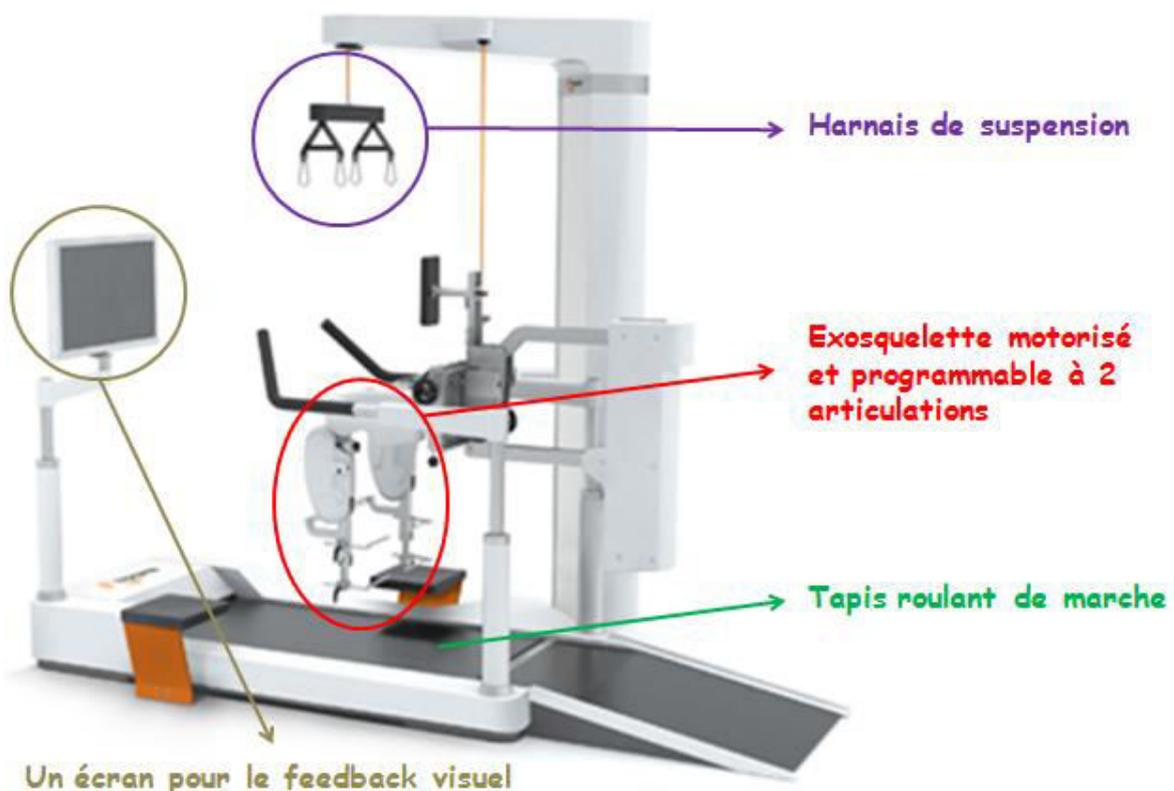


Figure 17. Vue d'ensemble du Lokomat®

Le Lokomat® peut être proposé à partir de 4-5 ans (cf. Lokomat® pédiatrique), néanmoins les patients doivent être capables de s'exprimer correctement que ce soit verbalement ou gestuellement afin de prévenir le rééducateur en cas de douleur. Par ailleurs, le Lokomat® peut accueillir d'un point de vue général les patients présentant des troubles de l'appareil

locomoteurs tels que la paraplégie, l'hémiplégie/l'hémi-parésie, la diplégie, etc. Cependant, tout patient présentant par exemple des raideurs musculo-articulaires trop importantes, une fragilité osseuse (principalement sur les membres inférieurs) et des lésions cutanées au niveau des jambes et du buste ne peut participer à cette rééducation.

2.2. La rééducation robotisée chez des adultes présentant des troubles locomoteurs

2.2.1. Le blessé médullaire

Une lésion de la moelle épinière, également appelée lésion médullaire, entraîne chez le patient, d'un point de vue général et quel que soit le niveau d'atteinte, des complications et des troubles fonctionnels nombreux (*e.g.* absence de sensibilité aux niveaux inférieurs à la lésion, troubles cardio-respiratoires, métaboliques, ostéo-articulaires et cutanés). Il existe deux grands niveaux de lésion de la moelle épinière : une lésion de type cervical conduisant majoritairement à une tétraplégie (1 cas sur 3) et une lésion de type dorsal ou lombaire provoquant généralement une paraplégie (2 cas sur 3). L'étendue de la paralysie dépend donc de la localisation de la lésion : plus la lésion de la moelle épinière est haute, plus la paralysie est importante (complète *vs.* partielle/incomplète⁴⁰). Les causes de ces lésions médullaires peuvent être traumatiques (*e.g.* une congestion ou un sectionnement des faisceaux médullaires) ou non traumatiques (*e.g.* une myélite⁴¹ ou encore une tumeur ou une affection vasculaire). Les conséquences sont de façon globale l'altération du fonctionnement de l'ensemble du système nerveux perturbant et/ou interrompant notamment la circulation/transmission des informations sensori-motrices entre les centres supérieurs et le territoire sous-lésionnel (le système nerveux périphérique). En effet, la moelle épinière est un centre de relais essentiel pour la régulation des efférences issues des centres supérieurs, mais également un relais intégratif des informations afférentes sensibles et sensorielles. Par ailleurs, le système nerveux ne régulant plus ou très peu l'activité nerveuse en dessous de la lésion, une hyperactivité réflexe (spasticité) ou au contraire une hypoactivité (flaccidité) s'installe dans le territoire sous-lésionnel.

D'un point de vue moteur, la perte ou la réduction de la capacité de locomotion représente le handicap fonctionnel le plus fréquent après une lésion médullaire. L'objectif principal pour les rééducateurs est alors de travailler sur la mobilité du patient afin d'en améliorer la qualité

⁴⁰ Le caractère complet ou incomplet de la paralysie correspond ou non à la capacité du territoire sous-lésionnel à assurer une relation avec les centres nerveux régulateurs situés dans l'encéphale.

⁴¹ Une myélite est une affection inflammatoire de la moelle épinière d'origine virale (poliomyélite), infectieuse ou post-vaccinale.

de vie et une meilleure intégration dans son environnement (Noreau & Shephard, 1995 ; Putzke et al., 2002 ; Jain et al., 2007). Pour cela, depuis quelques années, de nouvelles techniques de rééducation locomotrice apparaissent dans la prise en charge de ces patients (*e.g.* Barbeau & Rossignol, 1994 ; Colombo, 2000 ; Kirshblum, 2004 ; Behrman & Harkema, 2007 ; Dietz, 2009). En effet, de nombreuses études ont été menées (*e.g.* Colombo et al. 2000, 2001 ; Field-Fote, 2005 ; Horny et al., 2005a, 2005b ; Winchester, 2005 ; Wirz, 2005 ; Isambert et al., 2010 ; Varoqui et al., 2014) afin d'évaluer les effets (apports et/ou limites, rapport coût-efficacité) d'une rééducation de la marche assistée par robotique (cf. Lokomat[®]) chez des blessés médullaires (incomplet/complet - ASIA de A à D⁴², forme aiguë/forme chronique). Ces études (cf. tableau I) ont ainsi analysé la marche de ces patients (les paramètres locomoteurs généraux, l'endurance, l'indépendance dans les déplacements, l'utilisation ou non d'aides à la marche, etc.) avant et après la rééducation. Globalement, les résultats ont montré des effets significatifs que ce soit au niveau de la vitesse de marche, de l'endurance (*e.g.* test de 6 minutes), de la qualité et de la symétrie de la marche mais également au niveau de la diminution progressive de l'allègement du corps lors des séances et de la réduction des aides techniques de marche. Néanmoins, bien que certaines améliorations de la fonction locomotrice soient observées, il est toutefois difficile d'en conclure directement l'apport réel de cet outil par rapport à une rééducation clinique traditionnelle. En effet, des études cliniques randomisées et contrôlées telles que celles menées par Mehrholz et al. (2008) ou encore Morawietz et Moffat (2013) montrent des résultats peu significatifs chez ces patients, principalement chez les blessés médullaires complets. Le type d'analyse menée par ces auteurs a permis de mettre en évidence des faiblesses méthodologiques sur les études antérieures avec par exemple de faibles échantillons, une absence de groupe témoin comparatif et une hétérogénéité des procédures (*e.g.* les séances de Lokomat[®] pouvant aller de 1 à 3 fois par semaine pendant 8 semaines à 3 à 5 fois par semaine pendant 12 semaines, avec des séances de 30 à 60 minutes). Les hypothèses généralement admises pour expliquer cela sont que les méthodes actuelles d'interaction avec l'exosquelette sont trop stéréotypées et trop passives pour le patient (Jarrassé et al., 2014). Il n'existe donc actuellement aucune preuve claire de l'efficacité de ces nouveaux outils chez les blessés médullaires.

⁴² American Spinal Injury Association (cf. Annexe I) est une échelle de déficience et scores de classification neurologique et fonctionnelle des lésions (ASIA, 2009).

Auteurs et date	N (sujets)	N (séances)	Durée des séances	Résultats principaux
Field-Fote, 2005	14 patients ASIA C	12 semaines 5 séances/sem ^μ	35 min de marche	Amélioration de la vitesse de marche moyenne, de la longueur et de la symétrie des pas et du test de 6 minutes
Horny et al., 2005	20 patients ASIA C et D	8 semaines 3 séances/sem ^μ	30 min de marche	Amélioration de l'équilibre postural, du test « Timed up and go »
Winchester, 2005	18 patients ASIA C	3 semaines 4 séances/sem ^μ	20 min de marche	Amélioration de la vitesse de marche et de l'équilibre, diminution des aides techniques
Wirz, 2005	21 patients ASIA C et D	8 semaines 3-4 séances/sem ^μ	45 min de marche	Amélioration de la base du support, de la longueur des pas et des amplitudes articulaires (hanche, genou, cheville)
Isambert et al., 2010	40 patients ASIA C et D	4 semaines 5 séances/sem ^μ	35 min de marche	Amélioration de l'indice de marche Amélioration du test de 6 minutes
Varoqui et al., 2014	30 patients ASIA C et D	4 semaines 3 séances/sem ^μ	30 min de marche	Amélioration globale de la marche Amélioration de la symétrie des pas

Tableau I. Récapitulatif méthodologique des principaux articles adultes – blessé médullaire – Lokomat[®].
^μ semaines

2.2.2. Le patient ayant subi un Accident Vasculaire Cérébral

L'AVC est la première cause de handicap acquis chez l'adulte qui peut-être de nature hémorragique (20% des cas) ou ischémique (80% des cas) entraînant selon le cas une effusion sanguine ou une diminution ou un arrêt de la circulation/irrigation sanguine artérielle unilatérale. Ces lésions unilatérales, situées au niveau de l'encéphale, provoquent des troubles des fonctions motrices et principalement une hémiplégie due à une atteinte de la voie motrice principale, également nommée voie pyramidale. L'hémiplégie correspond à une perte plus ou moins complète de la motricité volontaire de la moitié du corps. Les désordres de la commande volontaire touchent le membre supérieur, le membre inférieur et le tronc du côté controlatéral à l'atteinte cérébrale et parfois la moitié du visage du côté homolatéral. Ces troubles moteurs et sensitifs s'expriment par une paralysie complète ou non

(cf. hémiparésie⁴³) de type flasque ou spastique et plus particulièrement par des perturbations de la commande motrice volontaire et du tonus musculaire (hypertonie spastique), par des syncinésies⁴⁴. L'atteinte motrice est rarement isolée, elle est souvent associée à d'autres troubles neurologiques sensitifs (perte de la sensibilité), cérébelleux (perte de l'équilibre) et neuropsychologiques (anosognosie⁴⁵, langage).

Selon la localisation de l'atteinte, les conséquences d'un AVC sont évidemment différentes et spécifiques. Si l'hémisphère gauche est atteint, les troubles moteurs apparaissent au niveau de l'hémicorps droit du patient associés fréquemment à des troubles du langage et de l'écriture. Si la lésion touche l'hémisphère droit, on observe une atteinte motrice du côté gauche associée à une incapacité à reconnaître des objets et/ou à en comprendre l'usage, à reconnaître des visages, à apprécier/déterminer les distances et à s'orienter dans l'environnement ou bien encore à une négligence spatiale unilatérale du côté gauche, également appelée héminégligence⁴⁶. La marche hémiplégique est globalement caractérisée par des altérations des paramètres spatio-temporels et dynamiques. Au cours de la phase d'oscillation par exemple, la flexion du genou est souvent réduite (démarche en genou raide) (Stoquart et al., 2008 ; Robertson et al., 2009 ; Hutin et al., 2010) avec ou sans réduction de la flexion dorsale de cheville (équin ou varus équin) (Pittock et al., 2003 ; Mancini et al., 2005). Par ailleurs, durant la phase d'appui, une hyperextension du genou (recurvatum) se produit (Perry, 1992 ; Von Schroeder et al., 1995 ; Goldie et al., 1996). Ces phénomènes limitent ainsi l'autonomie du patient dans ses activités de la vie quotidienne.

Dans le domaine de la rééducation motrice chez les patients cérébro-lésés, la récupération de l'activité locomotrice représente un but majeur. Des études en neurophysiologie telles que celles menées par Nudo et al. (1996) et Kwakkel et al. (1997) ont montré que la récupération fonctionnelle du système nerveux après AVC est améliorée par un traitement rééducatif actif avec des programmes répétitifs et spécifiques impliquant les régions atteintes et permet d'obtenir une récupération plus rapide et plus complète des fonctions lésées. De façon générale, les nombreuses études (*e.g.* Saltuari, 2004 ; Aschbacher, 2006 ;

⁴³ L'hémiparésie renvoie à une paralysie non totale, le patient peut mobiliser son hémicorps mais avec une force musculaire inférieure à la normale.

⁴⁴ Les syncinésies correspondent à des contractions involontaires et souvent inconscientes d'un muscle ou d'un groupe de muscles survenant lors de l'exécution d'un mouvement volontaire ou de type réflexe.

⁴⁵ L'anosognosie correspond à la méconnaissance (au sens d'attitude de rejet, de négation) par un malade de l'affection ou des troubles dont il est atteint alors que celle ou ceux-ci apparaissent de façon évidente.

⁴⁶ L'héminégligence est « l'incapacité pour le patient de rendre compte, de réagir à et de s'orienter vers des stimulations significatives ou nouvelles présentées dans l'hémi-espace controlatéral à une lésion cérébrale » (Paillard & Badan, 1997).

Husemann et al., 2007 ; Mayr et al., 2007 ; Kyung & Kim, 2008 ; Hornby et al., 2008 ; Hidler et al., 2009 ; Schwartz et al., 2009 ; Westlake & Patten, 2009 ; Chang et al., 2012 ; Wallard et al., soumis⁴⁷) (cf. tableau II) menées chez ces patients post-AVC en phase aiguë, subaiguë ou chronique et ayant reçu une rééducation avec le Lokomat[®] montrent des améliorations sur les paramètres spatio-temporels associées à une augmentation après rééducation de la distance et du temps de marche (tests d'endurance et test de 6 minutes). Les études mettent également en évidence une diminution de la fréquence cardiaque associée à une diminution de la consommation d'oxygène au fur et à mesure des séances pour un même effort. La récupération de la marche semble être améliorée que ce soit sur des critères qualitatifs (paramètres locomoteurs, schéma de marche, symétrie des pas, etc.) ou sur des critères quantitatifs (endurance, économie d'énergie, force musculaire, etc.). Par ailleurs, d'autres études (Keshner, 2004 ; Holden, 2005 ; Flores et al., 2008) ont permis de montrer, outre les effets fonctionnels sur la marche, que l'interface dite de réalité virtuelle est souvent perçue comme ludique pour le patient qui montre un vif intérêt et s'investit ainsi globalement plus durant le travail de rééducation.

La rééducation fonctionnelle assistée par robotique apparaît donc être intéressante et utile dans la rééducation de l'appareil locomoteur chez les patients hémiplegiques. Cependant, les effets sont principalement observés à court terme ce qui amène à se poser la question de l'existence d'un effet à long terme de cet outil, nécessitant des études complémentaires (Mehrholtz & Pohl, 2012). Par ailleurs, cette rééducation doit représenter seulement une complémentarité aux techniques traditionnelles de rééducation, afin d'aider et de prolonger l'action du rééducateur.

⁴⁷ Voir Annexe II.

Auteurs et date	N (sujets)	N (séances)	Durée des séances	Résultats principaux
Saltuari, 2004	16 patients âge moyen : 57	6 semaines	30 min de marche	Amélioration du test de 6 minutes et de 10 minutes
Aschbacher, 2006	23 patients âge moyen : 61	3 semaines	35 min de marche	Amélioration de l'équilibre postural et de la marche dans son ensemble
Husemann et al., 2007	32 patients âge moyen : 57	4 semaines	35 min de marche	Amélioration de la vitesse de marche et de l'équilibre, diminution des aides techniques
Mayr et al., 2007	74 patients âge moyen : 68	8 semaines	45 min de marche	Amélioration du test de 6 et 10 minutes de marche avec une augmentation de la vitesse de déplacement
Kyung & Kim, 2008	35 patients âge moyen : 63	4 semaines	35 min de marche	Amélioration de l'indice de marche Amélioration du test de 6 minutes
Hornby et al., 2008	62 patients âge moyen : 57	12 semaines	30 min de marche	Amélioration globale de la marche et de l'endurance à la marche
Hidler et al., 2009	72 patients âge moyen : 52	8 semaines	35 min de marche	Amélioration du test « Timed up and go », de l'endurance et de l'équilibre
Schwartz et al., 2009	67 patients âge moyen : 63	3 semaines	45 min de marche	Amélioration des paramètres de marche
Westlake & Patten, 2009	16 patients âge moyen : 56	4 semaines	30 min de marche	Amélioration du test de 6 minutes et de la vitesse de marche
Chang et al., 2012	40 patients âge moyen : 59	10 semaines	35 min de marche	Amélioration de la vitesse de marche, de la longueur et de la symétrie des pas
Wallard et al., soumis	10 patients âge moyen : 64	4 semaines	30 min de marche	Amélioration des paramètres locomoteurs et de la cinématique articulaire (genou)

Tableau II. Récapitulatif méthodologique des principaux articles adultes – AVC - Lokomat®.

Ces techniques de rééducation développées en premier lieu pour les patients adultes souffrant d'atteintes neurologiques principalement hémiplégiques ou les patients adultes ayant une lésion médullaire sont de plus en plus utilisées dans d'autres pathologies telles que la paralysie cérébrale chez l'enfant et l'adolescent.

2.3. Le Lokomat[®] et la Paralyse Cérébrale chez l'enfant

Depuis quelques années, la prise en charge des enfants atteints de paralysie cérébrale s'est considérablement améliorée essentiellement grâce au développement de nouvelles techniques d'analyse et de rééducation. Ces nouvelles techniques permettent en effet de mieux comprendre et de mieux optimiser les traitements thérapeutiques éventuels afin de conserver une autonomie dans la vie quotidienne et cela jusqu'à l'âge adulte. Par ailleurs, les recommandations récentes (*e.g.* Aisen et al., 2011) rappellent la nécessité d'une rééducation intensive pour améliorer les fonctions motrices chez ces enfants. Ces recommandations, basées sur un apprentissage moteur, suggèrent que la répétition orientée vers un but particulier avec un environnement attractif (jeux interactifs *via* la réalité virtuelle) est susceptible de promouvoir une meilleure réorganisation des réseaux neuronaux et du développement moteur après une lésion du système nerveux central (Garvey et al., 2007 ; Aisen et al., 2011 ; Holt & Mikati, 2011). L'activité motrice est donc nécessaire au développement général de ces enfants qui présentent, outre des déformations musculo-articulaires, des aptitudes cardio-respiratoires diminuées à l'exercice associées à une endurance musculaire moindre par rapport à des enfants à développement typique du même âge (Chen, 2003 ; Nsenga Leunkeu et al., 2005).

Dans la cadre de notre travail, nous nous sommes essentiellement intéressés aux études menées sur la rééducation de la marche *via* le Lokomat[®] pédiatrique chez ces enfants. De manière générale, les différentes études portant sur ce thème (Meyer-Heim et al., 2007, 2009 ; Koenig et al., 2008 ; Pattriti et al., 2009 ; Borggraeve et al., 2010 ; Brusch et al., 2010, 2011 ; Druzicki et al., 2010 ; Montinaro et al., 2010 ; Klobucká et al., 2013) utilisent des protocoles expérimentaux similaires (cf. tableau III). Ceux-ci comportent 3 à 4 sessions/séances de 30 à 45 minutes par semaine pendant un mois, voire un mois et demi, avec une rééducation traditionnelle *via* un kinésithérapeute afin de mobiliser les articulations dans des conditions différentes de verticalisation. D'un point de vue méthodologique, une comparaison entre une analyse quantifiée de la marche, un questionnaire et des bilans kinésithérapeutiques (spasticité musculaire, amplitude articulaire, etc.) a été réalisée 2-3 jours avant, 2-3 jours après et 3 mois après les séances de rééducation.

Ces études ont permis de mettre en évidence que la rééducation robotisée chez les enfants PC âgés de 4 à 13 ans produit des effets significatifs au niveau de l'amélioration et un maintien de cette amélioration même après 3 mois des paramètres locomoteurs (principalement la vitesse de marche, la fréquence, la longueur des pas) et du schéma de marche global du patient (amplitudes articulaires notamment dans le plan sagittal) (cf. figure

18 et 19). Ces études montrent également une amélioration de l'équilibre postural lors du mouvement (cf. figure 19) associée à une diminution de l'utilisation d'aides techniques à la marche (cane ou déambulateur) grâce à un renforcement musculaire global et une non évolution voire une diminution légère de la spasticité.

Certaines de ces études (Brusch et al., 2010, 2011) ont également montré que la réalité virtuelle présentait un intérêt motivationnel dans la rééducation de ces enfants. En effet, les résultats de ces auteurs ont mis en évidence des effets significatifs de l'utilisation de cette réalité virtuelle sur les performances des sujets, ces derniers étant moins passifs et interagissant plus à la fois avec le robot et avec le thérapeute.

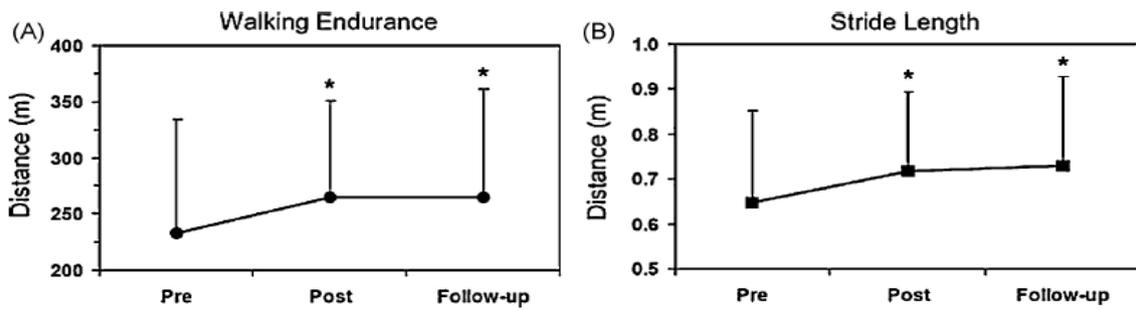


Fig. 1. Mean (\pm S.D.): (A) walking endurance and (B) stride length pre- and post-training and follow-up (* $p < 0.05$).

Figure 18. Illustration des résultats sur l'endurance et la longueur des pas. (d'après Patrilli et al., 2009)

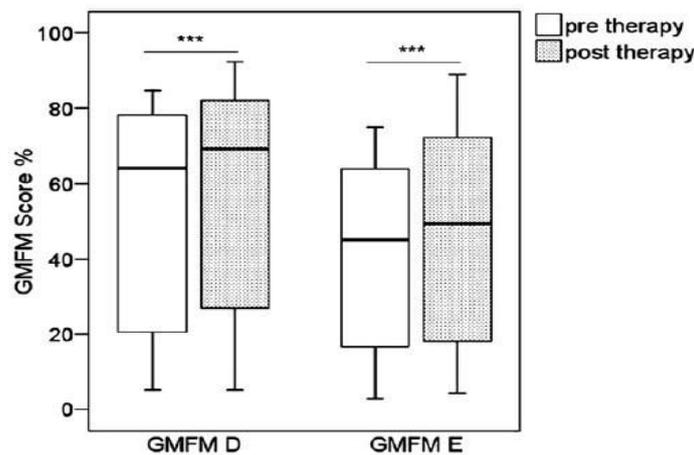


Fig. 2 - Box plots showing the distribution and the improvement after the therapy in the dimension D and E of the GMFM and the total GMFM-66 score (***) $p < 0.001$.

Figure 19. Illustration des résultats sur les fonctions locomotrices et posturales. Gross Motor Function Measure (GMFM)⁴⁸ D (postural) et E (marche). (d'après Borggraefe et al., 2010)

⁴⁸ Le GMFM est une échelle de mesure des fonctions motrices de l'enfant PC.

Les données de la littérature sur la rééducation robotisée de la marche montrent d'un point de vue général, notamment chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, les bénéfices d'un tel dispositif. Néanmoins, cette rééducation doit demeurer une réelle complémentarité aux techniques traditionnelles de rééducation. Ces dernières permettent en effet de travailler de façon plus active avec le patient et d'intervenir sur des points que le Lokomat[®] ne permet pas de traiter tels que l'initiation du pas, l'arrêt de la marche, la gestion de l'équilibre dynamique lors du déplacement (rapport forces propulsives et déséquilibre CG/CP) ou encore le franchissement d'obstacles, la montée et la descente des escaliers.

Auteurs et date	N (sujets)	N (séances)	Durée des séances	Résultats principaux
Meyer-Heim et al., 2009	11 enfants (5-8 ans) Diplégie spastique GMFCS II et III	3-5 semaines 3-5 séances/sem ^μ	35 min de marche	Amélioration des scores GMFM D et E ; amélioration également de l'endurance, de la vitesse de marche moyenne et du test de 6 minutes
Patritti et al., 2009	12 enfants (5-13 ans) Diplégie spastique pré* / GMFCS II / <i>crouch gait</i>	6 semaines 3-4 séances/sem ^μ	30 min de marche	Amélioration de l'endurance et de la longueur des pas Maintien de ces améliorations après 3 mois de Lokomat
Borggraefe et al., 2010	20 enfants (11±5.1ans) Diplégie spastique pré* / GMFCS II	3 semaines 4 séances/sem ^μ	35 min de marche	Amélioration des scores GMFM D et E
Druzicki et al., 2010	18 enfants (11±5.1ans) Diplégie spastique GMFCS II et III	5 semaines 4 séances/sem ^μ	45 min de marche	Amélioration de la base du support, longueur des pas et des déplacements vers l'avant
Montinaro et al., 2010	20 enfants (4-16 ans) Diplégie spastique	10 semaines 2 séances/sem ^μ	30 min de marche	Amélioration des scores GMFM D et E et du test de 6 minutes
Brutsch et al., 2011	18 enfants (12±1.8ans) GMFCS II et III	4 semaines 3-5 séances/sem ^μ	30 min de marche	Effet de la réalité virtuelle sur les performances des enfants PC → intérêt réel de l'utilité de la RV dans cette rééducation
Klobucka et al., 2013	51 enfants (10±5.6ans) Diplégie spastique GMFCS II et III	5-6 semaines 3-5 séances/sem ^μ	30 min de marche	Amélioration des scores GMFM A, B, C, D et E / principalement A, B et C sur la tonicité posturale assis et debout

Tableau III. Récapitulatif méthodologique des principaux articles enfants - paralysie cérébrale - Lokomat[®].

* Diplégie spastique (enfant prématuré) ; ^μ semaines

Objectifs et hypothèses

Ce travail de recherche traite deux thèmes : (1) le contrôle de l'équilibre lors de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) et (2) les effets (apports et limites) d'une rééducation fonctionnelle assistée de la marche et de la posture chez des enfants PC.

(1) L'objectif de notre première étude est de caractériser les processus de contrôle de l'équilibre (coordinations multi-segmentaires) pendant la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale, comparativement à un groupe d'enfants ne présentant pas de troubles de la marche, en analysant les différentes stratégies mises en œuvre pour se propulser vers l'avant tout en préservant leur équilibre.

Nous formulons pour cela l'hypothèse selon laquelle la stabilisation céphalique serait perturbée chez les enfants PC, les contraignant à développer des stratégies de compensation leur permettant de réaliser la tâche demandée. Ceci se traduirait, et c'est là notre seconde hypothèse, par une différence plus marquée entre les trajectoires CG-CP produisant ainsi des forces propulsives plus importantes.

(2) L'objectif de notre seconde étude est à la fois de mettre en évidence l'apport d'une rééducation robotisée de la marche dans l'amélioration et/ou la modification des paramètres biomécaniques de la marche chez des enfants PC, mais également d'en observer les influences éventuelles sur la motricité globale de l'enfant (nouvelles stratégies, amélioration du rapport coût/bénéfice, etc.).

Nous formulons pour cela l'hypothèse selon laquelle la rééducation robotisée de la marche, utilisant les principes de répétitions et d'intensité du cycle de marche, permettrait au sujet d'améliorer ses fonctions locomotrices et posturales. Ces améliorations se traduiraient par une réorganisation d'un schéma de marche plus harmonieux que ce soit aux plans quantitatif et/ou qualitatif.

Chapitre 2

Les stratégies posturales dans l'équilibre dynamique chez des enfants PC

1. The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy

Résumé :

Objectifs. - L'objectif de cette étude était de mettre en évidence le rôle éventuel de la stabilisation de la tête et d'analyser les coordinations multi-segmentaires entre la tête et le tronc lors de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale (PC).

Matériel et méthode. - Un groupe de 16 sujets PC (cf. tableau IV) a été comparé à un groupe contrôle de 16 sujets présentant un développement typique afin de quantifier d'éventuelles stratégies différentes dans le contrôle postural dans une tâche de locomotion. Avant chaque AQM, les sujets ainsi que les parents ou tuteurs de l'enfant étaient informés du déroulement de l'étude et donnaient leur consentement (cf. formulaire de consentement, annexe III). Les sujets devaient réaliser en marchant à vitesse spontanée des aller retours sur une distance de 10 mètres. Les méthodes d'analyse du mouvement ont permis de calculer pour chaque cycle de marche les amplitudes maximales et minimales des angles de la tête par rapport au tronc dans les plans sagittal et frontal.

Résultats. - L'analyse des données cinématiques montre des différences significatives avec notamment une variabilité de l'angle de la tête par rapport au tronc plus marquée chez les sujets PC dans le plan frontal. On ne constate aucune différence significative au niveau des amplitudes angulaires de la tête dans le plan sagittal.

Conclusion. - Les deux groupes stabilisent la tête dans le plan sagittal. Dans le plan frontal, la variabilité des données traduirait la présence d'un roulis plus marqué chez les sujets PC leur permettant probablement de développer des stratégies de compensation afin d'atténuer les conséquences de leur atteinte. Ceci permettrait de reconsidérer cliniquement l'organisation posturale globale des enfants PC dans la production de la marche.

Mots clés :

Enfants, Locomotion, Équilibre postural, Stabilisation de la tête, Paralysie cérébrale.

Tableau IV. Données cliniques des 16 enfants PC réalisant l'étude

Genre	8 garçons et 8 filles
Age (an)	11ans \pm 1,2
Poids (Kg)	44,6 kg \pm 1,35
Taille (m)	1,52 m \pm 0,17
Etiologie	PC prématuré présentant une leucomalacie périventriculaire
Troubles moteurs	Diplégie spastique
Profils de marche	10 enfants présentant une marche en sautillant (<i>Jump gait</i>) 6 enfants présentant une marche en triple flexion (<i>Crouch gait</i>)
Marche autonome	19 mois \pm 4,1
Chirurgie	Oui mais à distance de la rééducation (+ de 1an et demi)
Injection de toxine botulique	Oui mais à distance (+ de 6 mois) de la rééducation
Bilans du kinésithérapeute	Spasticité* : 1 et 1+ des fessiers (moyen et grand), des quadriceps, des ischio-jambiers et des gastrocnémiens Limitations des amplitudes articulaires de 5° à 15°
EMFG (%)**	73,89 %
GMFCS***	Niveau II

* Spasticité : utilisation de l'échelle Ashworth (cf. tableau V)

** EMFG : Evaluation Motrice Fonctionnelle Globale

Cette échelle est composée de 5 rubriques avec au total 88 items. Elle permet de réaliser un examen dynamique afin d'analyser le niveau moteur global de l'enfant et d'évaluer les effets d'un acte thérapeutique (appareillage, aides techniques, chirurgie, injection, etc.).

*** GMFCS: Cross Motor Function Classification System for Cerebral Palsy (Russell et al., 1993). Cette échelle est composée de 5 niveaux qui s'inspirent des gestes et déplacements de la vie quotidienne. Elle permet d'observer et caractériser les limitations ou restrictions fonctionnelles de chaque enfant.

Tableau V. Echelle Ashworth permettant de quantifier la spasticité

0	Pas d'augmentation du tonus
1	Augmentation discrète du tonus
1+	Augmentation discrète du tonus musculaire se manifestant par un ressaut suivi d'une résistance minime perçue sur moins de la moitié de l'amplitude articulaire
2	Augmentation plus marquée du tonus musculaire touchant la majeure partie de l'amplitude articulaire, l'articulation pouvant être mobilisée facilement
3	Augmentation importante du tonus musculaire rendant la mobilisation passive difficile
4	Mobilisation impossible

Original article / Article original

The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy

Rôle de la stabilisation de la tête dans la locomotion chez des enfants atteints de paralysie cérébrale

L. Wallard ^{a,*}, B. Bril ^c, G. Dietrich ^a, Y. Kerlirzin ^a, J. Bredin ^{b,d}

^a Laboratoire techniques et enjeux du corps, université Paris Descartes, UFR STAPS, 1, rue Lacretelle, 75015 Paris, France

^b Centre de santé Rossetti, PEP06, unité clinique d'analyse du mouvement, 400, boulevard de la Madeleine, 06000 Nice, France

^c École des hautes études en sciences sociales, groupe de recherche apprentissage et contexte, 190-198, avenue de France, 75013 Paris, France

^d Laboratoire motricité humaine éducation sport Santé EA6309, UFR-STAPS, université Nice-Sophia Antipolis, 261, route de Grenoble, 06205 Nice cedex 2, France

Received 10 May 2012; accepted 11 October 2012

Abstract

Objective. – The objective of the present study was to highlight the role of head stabilization and to analyze multisegment head-trunk coordination during gait in children with cerebral palsy (CP).

Material and method. – Postural control was measured and compared in a group of 16 CP subjects and a control group of 16 healthy subjects. The subjects had to walk along an out-and-back course at their freely chosen gait speed. For each gait cycle, motion analysis techniques were used to calculate the amplitude of the head angle (relative to the trunk) in the sagittal and frontal planes.

Results. – Kinematic analysis revealed a number of significant intergroup differences, with a more pronounced variation in the head angle (relative to the trunk) in the CP group than in the control group. There were no significant intergroup differences in terms of the angular amplitude of the head in the sagittal plane.

Conclusion. – The greater variability of the head angle in the frontal plane in the CP subjects might reflect the presence of greater head roll as a compensatory strategy. These findings suggest that the clinical evaluation of posture during gait in children with CP should be reconsidered.

© 2012 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Children; Gait; Posture; Balance; Head stabilization; Cerebral palsy

Résumé

Objectifs. – L'objectif de cette étude était de mettre en évidence le rôle éventuel de la stabilisation de la tête et d'analyser les coordinations multisegmentaires entre la tête et le tronc lors de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale (PC).

Matériel et méthode. – Un groupe de 16 sujets PC a été comparé à un groupe témoin de 16 sujets sains afin de quantifier d'éventuelles stratégies différentes dans le contrôle postural dans une tâche de locomotion. Les sujets devaient réaliser en marchant à vitesse spontanée des aller-retours sur une distance de 10 m. Les méthodes d'analyse du mouvement ont permis de calculer pour chaque cycle de marche les amplitudes maximales et minimales des angles de la tête par rapport au tronc dans les plans sagittal et frontal.

Résultats. – L'analyse des données cinématiques montre des différences significatives avec notamment une variabilité de l'angle de la tête par rapport au tronc plus marquée chez les sujets PC dans le plan frontal. On ne constate aucune différence significative au niveau des amplitudes angulaires de la tête dans le plan sagittal.

Conclusion. – Les deux groupes stabilisent la tête dans le plan sagittal. Dans le plan frontal, la variabilité des données traduirait la présence d'un roulis plus marqué chez les sujets PC leur permettant probablement de développer des stratégies de compensation afin d'atténuer les conséquences de leur atteinte. Cela permettrait de reconsidérer cliniquement l'organisation posturale globale des enfants PC dans la production de la marche.

© 2012 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Enfants ; Locomotion ; Équilibre postural ; Stabilisation de la tête ; Paralysie cérébrale

* Corresponding author.

E-mail address: wallard_laura@hotmail.fr (L. Wallard).

1. English version

1.1. Introduction

Gait is a complex process characterized by rhythmic, cyclic, alternating movements of the legs and arms. However, gait also requires the movement of other body segments, since the single- and dual-stance actions of the legs are associated with slight rotations of the head and the trunk around the anteroposterior and mediolateral axes [5,6,9,26]. Analysis of these rotations can reveal the organizational and motor strategies used by the central nervous system (CNS) to minimize destabilizing translations of the trunk during gait [7,14–16,20,21,27,28].

According to some researchers [15,24], the body can be considered as a multi-articulated system that is coordinated by the CNS during the production of movements or displacements. This raises the problem of the control mechanism needed to stabilize one or more body segments, that is to say a stable frame of reference against which posture is organized. The choice of this frame of reference is therefore critical for postural control.

Several studies [13,17,21,22] have shown that on the behavioural level, stabilization of the head's position in space is one of the motor strategies used to establish a stable frame of reference in balance control during movement. This involves three categories of sensory receptors, each of which is stimulated during gait:

- the visual system collects exteroceptive information that provides the subject with a stable frame of reference and enables stabilization of the visual field;
- vestibular sensors provide the CNS with feedback on the head's angular and linear accelerations;
- proprioceptive receptors in the neck's muscles and spinal joints provide information on the displacement of the head with respect to the trunk and the spatial frame of reference. This multimodal sensory system means that the head can be considered as a true frame of reference for spatial orientation.

Intersensory coordination enables the subject to estimate the position of his/her body in space as a function of the context and the task to be performed [4].

In the child, balance control and independent gait develop with motor learning, as the body ages and the structures involved mature [2]. Gait is thus both an ontogenetic process and the product of a learning process that is generally interpreted as a marker of the child's physical and neurological integrity [11,12]. In fact, gait requires certain levels of bone strength, muscle tone and CNS maturity. Head stabilization is a motor skill that takes quite a while to master; it is only around the age of 9 that the child is able to free up the head-trunk joint complex, stabilize the head in space and thus better exploit visual and vestibular information for balance control [1,18]. The child thus develops increasing complex balance strategies as it matures, each of which involves different segmental stabilization phases.

However, in a condition like cerebral palsy (CP), gait and the postural control are impaired to a degree that depends on the site and extent of the brain damage. Non-hereditary CP results from central neurological lesions that affect the fast-maturing brain (i.e. before or during birth or up until the age of around 3). The brain damage causes primary (mainly motor) impairments, which translate into a set of persistent movement and postural disorders (spasticity, muscle tone disorders, balance disorders, etc.). Moreover, various bone and muscle malformations (secondary anomalies) appear during growth; these mainly affect the legs and the trunk and often oblige the child to adopt a stooped posture that greatly complicates gait. The child's gait is then accompanied by:

- significant postural instability and joint rigidity caused by spasticity and ataxia;
- thus a reduction in the body's joint-related degrees of freedom [3].

In many cases, these disorders prevent efficient gait.

To the best of our knowledge, the only study of head stabilization during normal gait on a treadmill in children suffering from spastic CP showed that only the variability in the amplitude of head displacements differed with respect to a control group of healthy children [8].

The primary objective of the present study was to characterize postural control during gait in children suffering from CP and thus to observe and quantify possible differences in the organisation and the control of head stabilization (relative to healthy controls). Our starting hypothesis was that head stabilization would be perturbed in the CP group, which would oblige these children to develop compensatory gait strategies.

1.2. Materials and methods

1.2.1. The study population

A total of 32 boys and girls over the age of 9 participated in the study. All had to be able to walk at least 60 m and were free of comprehension and vision disorders. We studied a group of 16 children suffering from CP (mean \pm SD age: 11 ± 1.2) and a group of 16 healthy children with no apparent neurological, muscle or joint disorders (mean age: 11 ± 1.5). This retrospective study was performed as part of a quantitative gait analysis.

1.2.2. Study procedures

Participants were equipped with 34 retroreflective markers, in accordance with a strict protocol [25]: four on the head, five on the trunk, five on each arm, three on the pelvis and six on each leg. This arrangement enables reconstruction of the segmental axes and thus the various joint centres with respect to each other, in order to quantify kinematic and joint-related variables.

The participants had to walk along a 10 m gait track (width: 60 cm) delimited by a dark colour on the floor. Each participant performed six out-and-back trips at his/her freely chosen gait speed.

1.2.3. Material

In order to collect kinematic data, we used a VICON[®] optoelectronic movement capture system (Oxford Metrics, Oxford, UK) with eight infrared cameras and a sampling frequency of 200 Hz.

1.2.4. Data processing

Data from the optoelectronic system was first processed with VICON-Nexus[®] acquisition software (Oxford Metrics), in order to reconstruct the markers' positions in three dimensions, time-stamp the various locomotor events (notably foot-floor contacts, such as foot-on and toe-off) for each foot, define the individual gait cycles and create 3D files. Next, the datasets were processed with Motion Inspector[®] software (Biometrics France, Orsay, France), in order to analyze the various angular displacements of the head and trunk segments in space. In the present study, we only analysed the maximum and minimum amplitudes (calculated for each gait cycle) of the head angle, relative to the orbitomeatal and horizontal axes (i.e. head pitch and head roll, respectively) and the trunk. These measurements correspond to the coordination of the head-trunk joint complex in the sagittal and frontal planes (trunk pitch and trunk roll).

1.2.5. Statistical analysis

After having checked that each variable was normally distributed (according to a Shapiro-Wilk test), we used R software [23] to compare the two groups in an analysis of variance (ANOVA). The threshold for statistical significance was set to $P < 0.05$ in all cases. Moreover, spontaneous gait speed (0.92 ± 0.30 m/s and 1.18 ± 0.10 m/s for the CP and control groups, respectively) was considered as an exploratory variable in the ANOVA.

The results were represented by box-and-whisker plots that depict the median values, dispersion and range for each

population and show whether the data are normally distributed or not.

The scale for each variable is given on the vertical axis. The box-and-whisker plots indicate five different values:

- the minimum value;
- the 1st quartile (25% of the sample, represented by the lower edge of the box);
- the 2nd quartile (50% of the sample, represented by the horizontal line inside the box);
- the 3rd quartile (75% of the sample, represented by the upper edge of the box) and (v) the maximum value. The minimum and maximum values are represented by circles situated beyond the 1st and 3rd quartiles.

1.3. Results

The maximum and minimum angular amplitudes of the head and trunk in the sagittal and frontal planes are presented in Fig. 1.

1.3.1. Amplitudes in the sagittal plane

There were no statistically significant differences between the CP and control groups in terms of the maximum and minimum head angle amplitudes in the sagittal plane (relative to the vertical). High inter-individual variability was noted in the two groups; for example, the mean \pm SD maximum amplitude was $-2.95^\circ \pm 20.25$ in the CP group and $-7.86^\circ \pm 16.40$ in the control group. However, our statistical analysis of the head angle relative to the trunk (Fig. 2) revealed significant intergroup effects for the minimum angular amplitude only ($-0.37^\circ \pm 21.86$ and $6.31^\circ \pm 14.95$ in the CP and control groups, respectively).

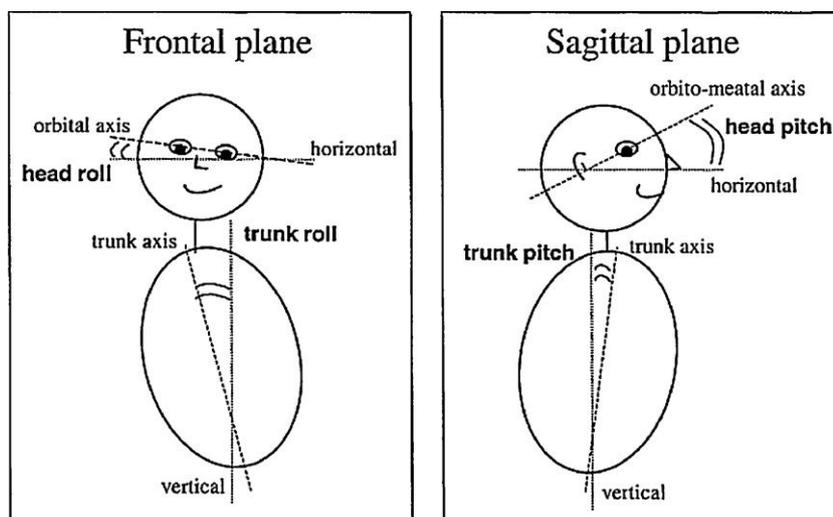


Fig. 1. An illustration of how the amplitudes of the head and trunk angles in the sagittal and frontal planes were calculated, by taking the horizontal axis for the head and the vertical axis for the trunk.

Adapted from [12].

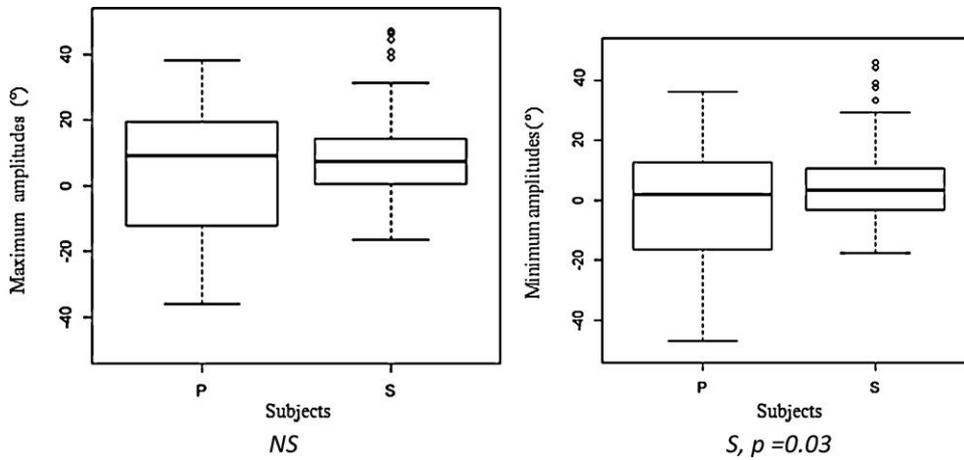


Fig. 2. Maximum and minimum amplitudes of the head angle (relative to the trunk) in the sagittal plane and in each group. P corresponds to children with cerebral palsy and S corresponds to control children.

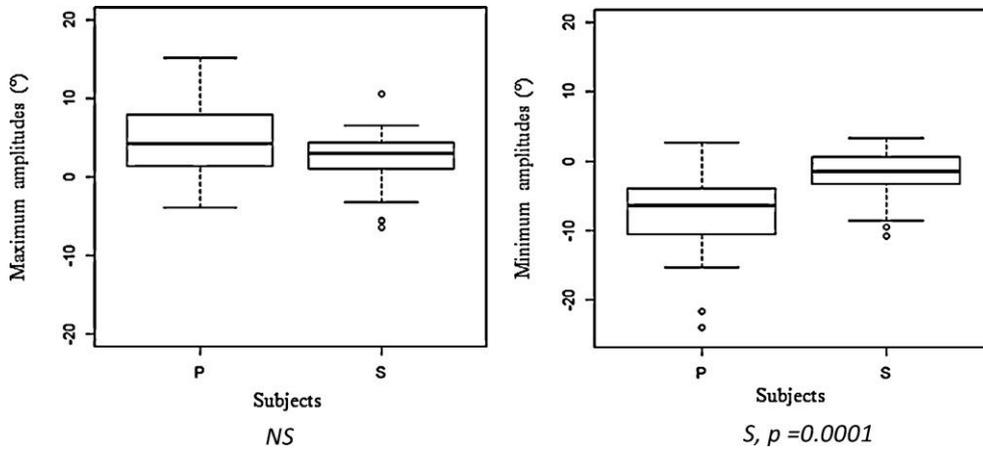


Fig. 3. Maximum and minimum amplitudes of the head angle (relative to the vertical) in the frontal plane and in each group.

1.3.2. Amplitudes in the frontal plane

The CP and control groups only differed significantly in terms of the minimum amplitude of the head angle relative to the vertical (Fig. 3) ($-7.52^\circ \pm 5.26$ and $-1.79^\circ \pm 3.38$, respectively) and relative to the trunk ($-8.61^\circ \pm 7.01$ and $-2.05^\circ \pm 3.87$, respectively) (Fig. 4 and Table 1).

1.4. Discussion

1.4.1. Amplitudes in the sagittal plane

The absence of significant CP versus control differences in the amplitudes of the head angle (relative to the vertical) may be due to the fact that the children in both groups tended to look

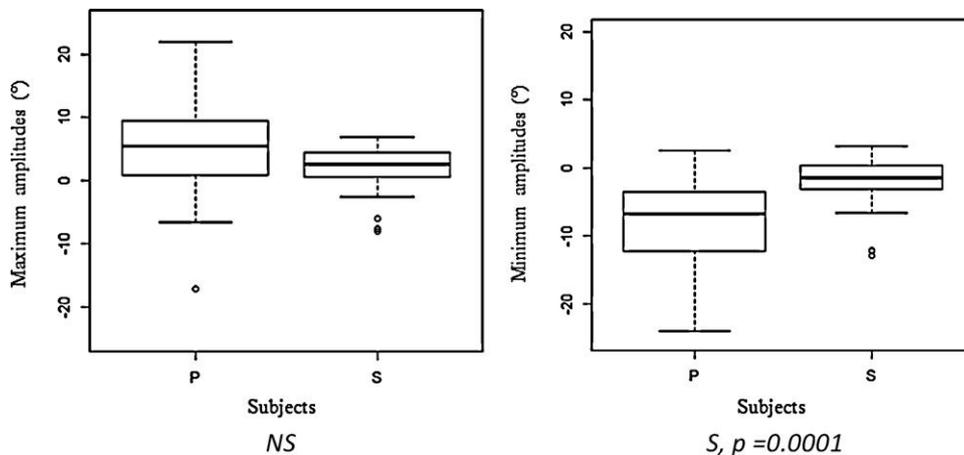


Fig. 4. Maximum and minimum amplitudes of the head angle (relative to the trunk) in the frontal plane and in each group.

Table 1
Maximum and minimum amplitudes of the head angle (relative to the vertical and relative to the trunk) in the frontal plane and in each groups.

	Head angle, relative to the vertical		Head angle, relative to the trunk	
	Maximum amplitude	Minimum amplitude	Maximum amplitude	Minimum amplitude
Children with CP	6.16° ± 11.94	-7.52° ± 5.26	6.28° ± 12.93	-8.61° ± 7.01
Control children	4.10° ± 12.93	-1.79° ± 3.38	3.71° ± 12.87	-2.05° ± 3.87

CP: cerebral palsy.

forwards and downwards, i.e. at the area on which they were walking or about to walk [6]. This finding is in agreement with work by Berthoz [4], who described this particular orientation of the head and the gaze during locomotor activity. By planning the trajectory, the subjects in each group were trying to move forward safely and fulfil the demands of the task (i.e. not straying over the boundaries of the gait track, which was only 60 cm wide).

By minimizing head roll, the subjects in the two groups implemented a common strategy for seeking a stable frame of reference. This enabled them to move the body forward by expending as little energy as possible, maximizing postural stability [10] and reducing horizontal and vertical displacements of the head. This head stabilization favours what Paillard [19] referred to as “positional anchoring” of the gaze - a fundamental component of the vestibulo-ocular balance process.

This overall strategy was confirmed by our observations of the head angle values (relative to the trunk) with a general tendency in both groups to place the chin as close to the chest as possible. This testifies to a strategy in which a reduction in the number of degrees of freedom [3] enables better postural control. However, the difficulties in gait production encountered by the CP subjects appear to underlie the significant difference in head angle values (relative to the trunk) between the two groups (Fig. 2). It appears to be difficult (or indeed impossible, in some cases) for children with CP to dissociate rotations of the head from those of the trunk. The CP subjects displayed an “en bloc” organisational strategy in which the head and the trunk moved as a single segment.

1.4.2. Amplitudes in the frontal plane

The two groups only differed significantly in terms of the minimum amplitude of the head angles (relative to the vertical and the trunk). The absence of a significant difference between the respective maximum amplitudes may have been due to the high inter-individual variability observed in each of the two groups.

We consider that the significant difference in minimum amplitude can be explained by the presence of more marked head roll in the CP group. As mentioned above, the latter children performed “en bloc” gait. After throwing the arm forwards, the subject performed a gripping action of the hand — as if the subject was seeking a handhold in empty space for pulling the body forwards. This “en bloc” organisational strategy probably explains why the amplitudes of displacement in the frontal plane were greater in the CP subjects. Together with a skipping approach that helps to bring the swing foot

forward, this “en bloc” movement is part of a general attempt to walk efficiently and compensate for motor impairments.

1.5. Conclusion

The aim of the present pilot study was to characterize postural control during gait in children (aged between 10 and 12) with CP and thus to compare and quantify potential differences in the organisation and control of head stabilization with respect to control participants of a similar age.

Our starting hypothesis was that head stabilization would be impaired in children with CP. Our results indeed confirmed the starting hypothesis, since we observed significant CP vs. control differences in the head angle relative to the vertical (mainly in the frontal plane) and relative to the trunk (in the frontal and sagittal planes). These differences testify to the presence of a more marked head roll in these children, which probably enables them to develop “en bloc” compensation strategies in gait production by reducing the number of degrees of freedom that have to be controlled. In combination with a particular segmental organisation (in which the arms are thrown forward, in particular) that is not observed in healthy subjects, these strategies may compensate for the motor impairments in CP and thus produce more fluid, energy-efficient gait.

Our findings raise the issue of how the various motor coordination actions develop during the gait learning process: is the head the frame of reference used by the CP children in the learning process, given that this approach requires a high level of motor skills?

It would be useful to extend this research by performing a detailed analysis of the relationships between displacements of the centre of gravity and the trajectory of the centre of the pressure, since these are critical parameters in the achievement of balance during gait. This type of research would complement the results of the present study by observing the children’s putative strategies for stabilizing the trunk in space. Future research should examine the hypothesis whereby children CP with an “en bloc” strategy prefer to stabilize their trunk, which would probably also enable them to expend less energy when controlling the postural imbalances induced by gait. It would also be useful to extend this work by taking into account the results of the physiotherapeutic examination performed before each quantitative gait analysis, in order to establish whether or not the postural strategies developed by children with CP result from muscle weakness.

Lastly, this work may prompt clinicians to reconsider the postural organisation of children with CP during gait, with a sole objective: improvement of the child’s overall mobility by

prescribing specific postural and balance exercises (the difficulty of which would vary according to the child's abilities).

Disclosure of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

2. Version française

2.1. Introduction

La locomotion est un processus complexe qui se caractérise par une activité rythmique, cyclique et alternée des membres inférieurs et supérieurs nécessitant pour sa mise en œuvre la mobilisation de nombreux segments corporels favorisant le déplacement du corps. Dans le cadre de la marche, cette alternance se traduit au niveau des membres inférieurs par des successions de phases de simple et de double appuis entraînant de faibles rotations de la tête et du tronc observables dans les plans sagittal et frontal [5,6,9,26]. L'analyse de ces rotations met en évidence l'organisation et les stratégies motrices mises en jeu par le système nerveux central (SNC) afin de minimiser les perturbations dues aux éventuelles translations du tronc lors du déplacement [7,14,15,20,21,27,28].

Selon certains auteurs [15,24], le corps peut être considéré comme un système pluriarticulé exigeant une organisation particulière du SNC lors de la production d'un mouvement ou d'un déplacement. Cela pose donc le problème du contrôle impliquant la stabilisation d'un ou de plusieurs segment(s) corporel(s) représentant ainsi pour le système un référentiel stable, à partir duquel le contrôle de la posture est organisé. Le choix de ce référentiel reste donc déterminant et primordial dans la régulation posturale.

Plusieurs travaux [13,17,21,22] ont montré que l'une des stratégies motrices utilisées pour l'établissement d'un cadre de référence stable dans le contrôle de l'équilibre lors de l'exécution d'un mouvement se traduit au niveau comportemental par la stabilisation de la tête dans l'espace. Elle comporte en effet trois catégories de récepteurs sensoriels, qui sont chacun sollicités notamment lors de la marche :

- le système visuel recueille des informations extéroceptives fournissant au sujet un référentiel stable permettant de stabiliser le champ visuel ;
- les capteurs vestibulaires renseignent le SNC sur les mouvements d'accélération angulaires et linéaires de la tête dans l'espace ;
- les récepteurs proprioceptifs du cou (musculo-articulaires cervicales) signalent les déplacements céphaliques par rapport au tronc et à l'espace.

Cette intermodalité sensorielle permet ainsi de considérer le capteur céphalique comme un véritable référentiel de l'orientation spatiale. Cette coordination intersensorielle

permet d'informer le sujet sur la position de son corps dans l'espace en fonction du contexte et de la tâche à réaliser [4].

Chez l'enfant, le contrôle de l'équilibre et la maîtrise de la marche autonome s'organisent au fur et à mesure de son apprentissage moteur, évoluant en fonction de l'âge et de la maturité des structures mises en jeu [2]. La marche est donc à la fois un processus ontogénétique et le fruit d'un apprentissage généralement interprété comme le témoignage de l'intégrité physique et neurologique de l'enfant [11,12]. En effet, marcher demande un certain niveau de solidité osseuse, de tonicité musculaire et de maturation du SNC. La stabilisation céphalique constitue alors pour l'enfant une habileté motrice particulière longue à maîtriser. C'est seulement vers l'âge de neuf ans que l'enfant est capable de libérer le complexe articulaire tête-tronc, lui permettant de stabiliser la tête dans l'espace pour avoir une meilleure utilisation des informations visuelles et vestibulaires au service du contrôle de l'équilibre [1,18]. L'enfant développe ainsi au cours de sa croissance des stratégies d'équilibre de plus en plus complexes, passant par des phases successives de stabilisations segmentaires différentes.

Cependant, lors d'une pathologie telle que la paralysie cérébrale, les processus d'organisation de la marche et du contrôle postural présentent des altérations dont les caractéristiques dépendent de la localisation et de l'importance de l'atteinte. La paralysie cérébrale, non héréditaire, est la conséquence de lésions neurologiques centrales apparaissant sur un cerveau en pleine maturation (avant, pendant ou après la naissance jusqu'à trois ans environ). La lésion cérébrale est responsable d'anomalies dites primaires essentiellement d'atteintes motrices, se traduisant le plus souvent par un ensemble de troubles persistants du mouvement et de la posture (spasticité, anomalie du tonus musculaire, troubles de l'équilibre, etc.). De plus, diverses malformations osseuses et musculaires apparaissent au cours de la croissance (anomalies secondaires), principalement au niveau des membres inférieurs et du tronc, obligeant souvent l'enfant à adopter une attitude « fléchie » de l'ensemble du corps, ce qui complique fortement la production du pas. La marche est alors souvent caractérisée par une forte instabilité posturale et une rigidité articulaire due à une spasticité et une ataxie importantes, réduisant ainsi les degrés de libertés articulaires de l'ensemble du corps [3]. Ces troubles empêchent donc l'expression d'une motricité harmonieuse.

À notre connaissance, la seule étude menée sur la stabilisation de la tête chez des enfants atteints de paralysie cérébrale spastique, se déplaçant sur un tapis roulant à vitesse normale, a montré que seule la variabilité de l'amplitude des déplacements de la tête différait par rapport aux enfants sains du groupe témoin [8].

L'objectif principal de notre étude était donc de caractériser le contrôle postural des enfants atteints de paralysie cérébrale dans la locomotion, et ainsi d'observer et de quantifier les éventuelles différences dans l'organisation et le contrôle de la stabilisation de la tête par rapport aux enfants sains. L'hypothèse qui sous-tend cette étude était que la stabilisation céphalique serait perturbée chez les enfants PC, les contraignant à développer probablement des stratégies de compensation leur permettant de réaliser la tâche demandée.

2.2. Population et méthode

2.2.1. Population

Trente-deux sujets âgés de plus de neuf ans, pouvant marcher 60 m au minimum et ne présentant aucun trouble de la compréhension et/ou de la vision ont été répartis en deux groupes mixtes :

- un groupe de 16 enfants atteints de paralysie cérébrale ayant pour moyenne d'âge $11 \pm 1,2$ ans ;
- un groupe de 16 enfants sains, ne présentant pas d'atteinte neurologique et/ou musculo-squelettique ayant pour moyenne d'âge $11 \pm 1,5$ ans.

L'étude rétrospective a été réalisée dans le cadre d'une analyse quantifiée de la marche.

2.2.2. Procédure et réalisation de l'étude

Les sujets étaient équipés de 34 marqueurs lumino-réfléchissants fixés suivant un protocole précis [25] en différents points anatomiques, soit quatre pour la tête, cinq pour le tronc, cinq pour chaque membre supérieur, trois pour le bassin et six pour chaque membre inférieur comme décrit la référence précédente. Cette méthodologie de placement de marqueurs permet de reconstruire les axes segmentaires puis les centres articulaires mécaniques des segments les uns par rapport aux autres afin de quantifier les variables cinématiques et articulaires.

Les sujets devaient se déplacer sur un chemin de marche de 10 m de longueur et de 0,60 m de largeur délimité au sol par une couleur plus sombre. Les sujets effectuaient six aller-retours en marchant à vitesse spontanée.

2.2.3. Matériel

Afin de recueillir les données cinématiques, nous avons utilisé un système optoélectronique de capture du mouvement

VICON[®] (Oxford Metrics) avec huit caméras munies de sources infrarouges à une fréquence d'acquisition de 200 Hz.

2.2.4. Traitements des données

Le traitement des données du système optoélectronique a été effectué tout d'abord avec le logiciel d'acquisition Vicon-Nexus[®] (Oxford Metrics) afin de réaliser la reconstruction des marqueurs dans l'espace 3D, de dater les différents événements locomoteurs notamment le repérage des contacts (pose du pied et décollage des orteils) pour chaque pied afin de définir les différents cycles de marche et de créer des fichiers c3d. À partir de là, le traitement de ces fichiers a été réalisé avec le logiciel Motion Inspector[®] (Biometrics France) afin d'analyser les différents déplacements angulaires des segments de la tête et du tronc dans les trois plans de l'espace. Pour cette étude, seules les amplitudes maximales et minimales, calculées à chaque cycle de marche, des angles de la tête par rapport à l'axe orbito-meatal et l'axe horizontal (*head pitch* et *head roll*) et des angles de la tête par rapport au tronc illustrant ainsi les coordinations du complexe articulaire tête-tronc dans les plans sagittal et frontal (*trunk pitch* et *trunk roll*) (Fig. 1) ont été datées et prises en compte.

2.2.5. Analyse statistique

Après avoir vérifié que chaque variable observée suivait une loi normale (test de Shapiro-Wilk), une Anova a été effectuée avec le logiciel R [23] afin de comparer les données des deux groupes observés. Ainsi pour l'ensemble des statistiques, nous avons considéré un résultat significativement différent à $p < 0,05$. De plus, la vitesse de marche spontanée pour les deux groupes (enfants PC : $0,92 \pm 0,30$ m/s versus $1,18 \pm 0,10$ m/s pour les enfants sains) a été considérée comme un facteur expérimental dans l'analyse de variance.

Les résultats sont représentés par des boîtes à moustaches donnant ainsi la centralité, la dispersion et les valeurs extrêmes

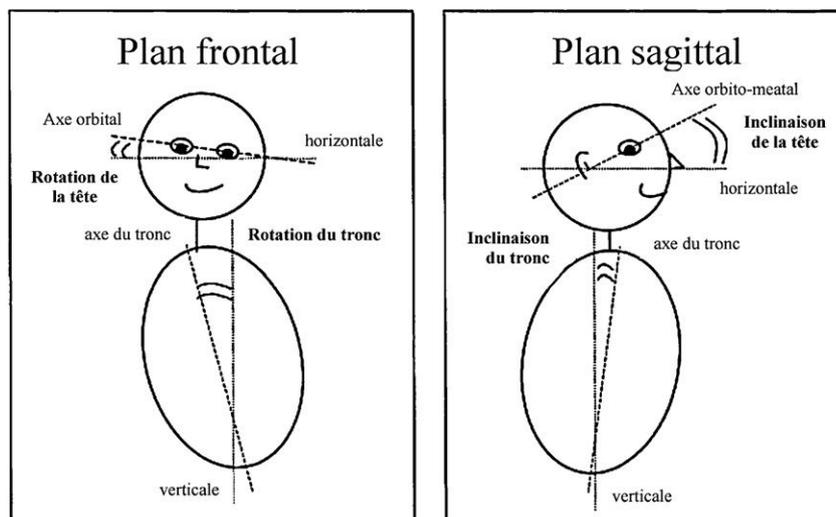


Fig. 1. Illustration du mode de calcul des amplitudes angulaires de la tête et du tronc dans les plans sagittal et frontal, en utilisant l'axe horizontal pour la tête et l'axe vertical pour le tronc.

D'après [12].

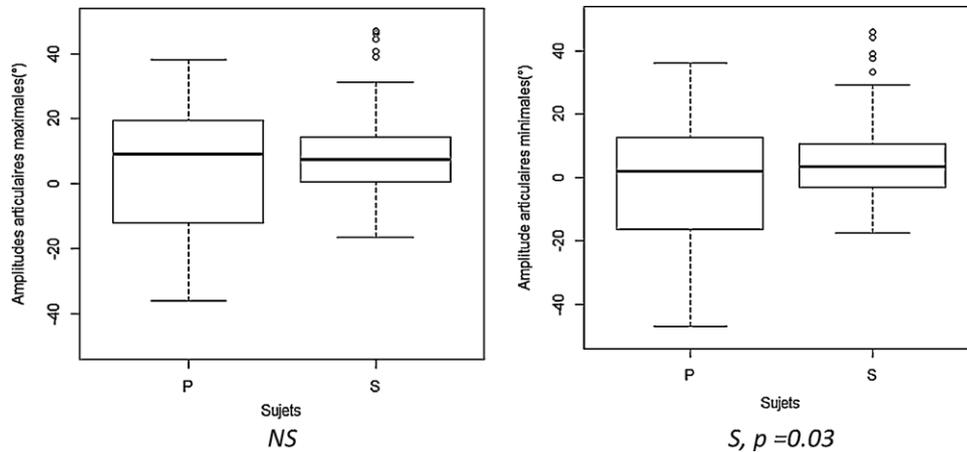


Fig. 2. Amplitudes angulaires maximales et minimales de la tête par rapport au tronc dans le plan sagittal en fonction du groupe. P correspond aux sujets atteints de paralysie cérébrale et S aux sujets sains.

pour chaque population. L'ensemble de ces paramètres propose une illustration de la normalité des résultats.

L'échelle des valeurs de la variable est située sur l'axe vertical. Les boîtes à moustaches se composent de cinq valeurs :

- le minimum ;
- le 1^{er} quartile (25 % des effectifs) correspond au trait inférieur de la boîte ;
- le 2^e quartile (50 % des effectifs) représenté par le trait horizontal à l'intérieur de la boîte ;
- le 3^e quartile (75 % des effectifs) correspond au trait supérieur de la boîte ;
- le maximum.

Les valeurs dites extrêmes sont représentées par des cercles situés au-delà des valeurs du 1^{er} et du 3^e quartiles.

2.3. Résultats

Pour une meilleure lecture des résultats, les valeurs observées dans les plans sagittal et frontal pour les amplitudes

angulaires (maximales et minimales) de la tête et du tronc ont fait l'objet d'une figure spécifique.

2.3.1. Dans le plan sagittal

Les amplitudes angulaires maximales et minimales de la tête par rapport à la verticale dans le plan sagittal ne montrent pas de différences significatives entre les deux groupes observés avec une très grande variabilité (par exemple, pour les amplitudes maximales, $-2,95^\circ \pm 20,25$ pour les enfants PC versus $-7,86^\circ \pm 16,40$ pour les enfants sains). Cependant, l'analyse statistique entre les sujets PC et les sujets sains pour l'étude de l'angle de la tête par rapport au tronc (Fig. 2) laisse apparaître des effets significatifs uniquement pour les amplitudes angulaires minimales (enfants PC : $-0,37^\circ \pm 21,86$ versus $6,31^\circ \pm 14,95$ pour les enfants sains).

2.3.2. Dans le plan frontal

Seules les amplitudes angulaires minimales de la tête par rapport à la verticale (Fig. 3) ($-7,52^\circ \pm 5,26$ versus $-1,79^\circ \pm 3,38$ pour les enfants sains) ainsi que celles de l'angle de la tête par rapport au tronc (Fig. 4) ($-8,61^\circ \pm 7,01$ pour les enfants PC versus $-2,05^\circ \pm 3,87$ pour les enfants sains)

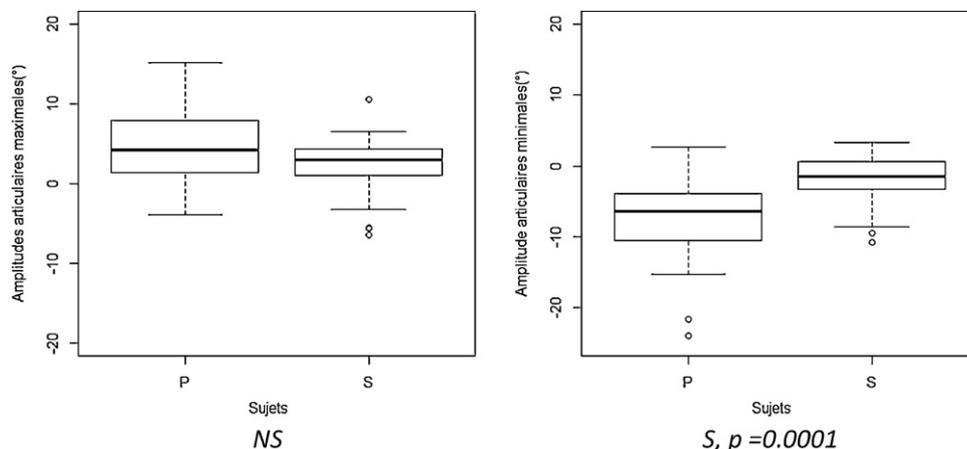


Fig. 3. Amplitudes angulaires maximales et minimales de la tête par rapport à la verticale dans le plan frontal en fonction du groupe.

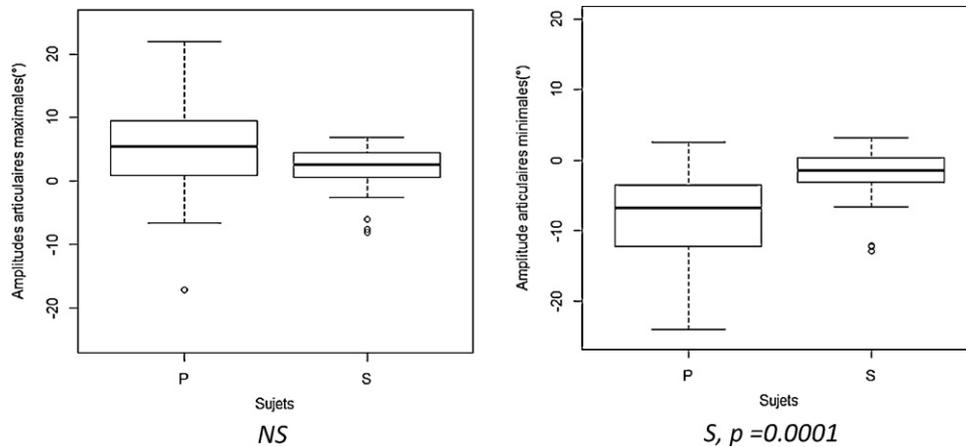


Fig. 4. Amplitudes angulaires maximales et minimales de la tête par rapport au tronc dans le plan frontal en fonction de la population.

Tableau 1

Amplitudes angulaires maximales et minimales de la tête (par rapport à la verticale et par rapport au tronc) dans le plan frontal en fonction des deux groupes observés.

	Angles de la tête par rapport à la verticale		Angles de la tête par rapport au tronc	
	Amplitudes maximales	Amplitudes minimales	Amplitudes maximales	Amplitudes minimales
Enfants PC	$6,16^\circ \pm 11,94$	$-7,52^\circ \pm 5,26$	$6,28^\circ \pm 12,93$	$-8,61^\circ \pm 7,01$
Enfants sains	$4,10^\circ \pm 12,93$	$-1,79^\circ \pm 3,38$	$3,71^\circ \pm 12,87$	$-2,05^\circ \pm 3,87$

PC : paralysie cérébrale.

présentent des différences significatives entre les deux groupes observés (Tableau 1).

2.4. Discussion

2.4.1. Dans le plan sagittal

L'absence d'effets significatifs au niveau des amplitudes angulaires de la tête par rapport à la verticale entre les sujets sains et pathologiques peut s'expliquer par la tendance observée chez les deux groupes d'enfants à regarder vers l'avant et vers le bas, c'est-à-dire là où ils marchent et là où ils vont marcher [6]. Cela est en accord avec les travaux de Berthoz [4] qui montrent cette organisation particulière d'orientation anticipée de la tête et du regard dans une activité locomotrice. Cette anticipation de la trajectoire permet aux sujets des deux groupes de se sécuriser et de répondre aux exigences de la tâche, notamment de ne pas sortir du chemin de marche dont la largeur est limitée à 0,60 m.

Cette minimisation des rotations de la tête montre pour les sujets des deux groupes la mise en œuvre d'une stratégie commune de recherche d'un référentiel stable. Cela permettrait d'améliorer l'efficacité de la marche dans le sens de la progression en déplaçant le corps avec le minimum d'énergie et le maximum de stabilité posturale [10], réduisant ainsi le plus possible les déplacements horizontaux et verticaux de la tête dans l'espace. Cette stabilisation céphalique favorise ce que Paillard [19] nomme ancrage positionnel du regard, élément fondamental du processus vestibulo-oculaire d'équilibration du sujet.

Cette attitude globale est confirmée par l'observation des valeurs de l'angle de la tête par rapport au tronc avec une

tendance générale des sujets des deux groupes à placer le menton le plus proche possible de la poitrine. Cela semble signifier pour l'ensemble des sujets une stratégie de réduction des degrés de liberté [3] leur permettant un meilleur contrôle postural. Cependant, la difficulté rencontrée par les sujets PC dans la production de la marche nous semble être à l'origine des différences significatives observées entre les deux populations au niveau des angles de la tête par rapport au tronc (Fig. 2). Il semble en effet difficile, voire impossible pour ces sujets de dissocier les rotations de la tête et du tronc. Ils montreraient ainsi une organisation du mouvement « en bloc », avec des déplacements de la tête et du tronc solidaires.

2.4.2. Dans le plan frontal

Pour les angles de la tête par rapport à la verticale et par rapport au tronc, on ne constate des effets significatifs entre les deux groupes que pour les amplitudes minimales. L'absence de différences significatives pour les amplitudes maximales peut s'expliquer par une variabilité importante observée dans les valeurs pour les deux groupes. La différence significative observée au niveau des amplitudes minimales peut selon nous s'expliquer par la présence d'un roulis plus marqué chez les enfants PC. On constate en effet chez ces enfants une marche en bloc (cf. supra) qui se traduit au niveau des membres supérieurs par une projection de ces segments vers l'avant, suivie par une sorte de fixation de la main dans l'espace comme si le sujet voulait créer un point d'appui dynamique lui permettant d'effectuer une traction favorisant le déplacement de son corps vers l'avant. Ce fonctionnement unitaire du corps explique probablement des amplitudes de déplacement dans le plan frontal plus importantes chez ces sujets. Cela, ajouté à une

démarche de sautillerment facilitant le passage du pas, s'inscrirait dans une stratégie globale de compensation des déficits moteurs et de recherche d'efficience.

2.5. Conclusion

Le but de ce travail, qui constitue une première approche expérimentale, était de caractériser le contrôle postural des enfants PC ayant entre dix et 12 ans dans la locomotion, et ainsi de comparer et de quantifier les éventuelles différences dans l'organisation et le contrôle de la stabilisation de la tête par rapport aux enfants sains du même âge.

L'hypothèse émise ici était que la stabilisation de la tête serait perturbée chez les enfants PC. Les résultats observés confirment bien notre hypothèse de départ. Il ressort de ces résultats des différences significatives entre les deux groupes observés traduisant des variabilités importantes de l'angle de la tête par rapport à la verticale principalement dans le plan frontal et de l'angle de la tête par rapport au tronc dans les plans frontal et sagittal chez les sujets PC. Ces variabilités traduiraient la présence d'un roulis plus marqué chez ces enfants leur permettant probablement de développer des stratégies de compensations en bloc dans la production de la marche, réduisant ainsi les degrés de libertés à contrôler. Ces stratégies, associées à une organisation segmentaire particulière se traduisant notamment par des « lancers » de bras n'apparaissant pas chez les sujets sains, auraient pour but de compenser leurs déficits moteurs afin de produire une marche plus fluide et moins coûteuse d'un point de vue énergétique.

Ces données amènent à poser la question de la mise en place des différentes coordinations motrices au cours des phases de processus d'apprentissage de la marche : la tête serait-elle le cadre de référence utilisée par les enfants PC dans ce processus d'acquisition, sachant qu'elle demande un niveau d'habileté motrice important ?

Il conviendrait de prolonger ce travail notamment en l'enrichissant de l'analyse des relations entre les déplacements du centre de gravité (CG) et des trajectoires du centre des pressions (CP), déterminantes dans la construction de l'équilibre postural lors de la marche. Cela complèterait les résultats de la première étude en observant les stratégies éventuelles des enfants dans la stabilisation du tronc dans l'espace. Ce prochain travail proposerait l'hypothèse selon laquelle les enfants PC, utilisant une stratégie en bloc, préféreraient stabiliser leur tronc dans l'espace, ce qui leur demanderait probablement de consommer moins d'énergie pour contrôler les déséquilibres posturaux dus à la marche. Il conviendrait également de prolonger ce travail par la prise en compte du bilan kinésithérapeutique mené avant chaque analyse quantifiée de la marche afin de vérifier si les stratégies développées par les sujets PC ne sont pas le fruit également d'un déficit de force musculaire.

Enfin, ce travail permettrait de reconsidérer au plan clinique l'organisation posturale des enfants PC dans la production de la marche, dans un seul but : travailler sur la motricité globale de l'enfant en réalisant des exercices spécifiques de posture et

d'équilibre avec des difficultés plus ou moins importantes en fonction des capacités de l'enfant.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

References

- [1] Assaiante C, Amblard B. Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Exp Brain Res* 1993;93:499–515.
- [2] Beck R, Andriacchi TP, Kuo KN, Fermier RW, Galante JO. Changes in the gait pattern of the growing children. *J Bone Joint Surg* 1981;63:1452–6.
- [3] Bernstein NA. The coordination and regulation of movements. Oxford, New York: Pergamon Press; 1967.
- [4] Berthoz A, Pozzo T. Intermittent head stabilization during postural and locomotion tasks in humans. In: Amblard B, Berthoz A, Clarac F, editors. *Posture, gait, development, adaptation, modulation*. Amsterdam: Elsevier; 1988. p. 189–98.
- [5] Cromwell, Newton RL, Carlton RALG. Horizontal plane head stabilization during locomotor tasks. *J Mot Behav* 2001;33(1):49–58.
- [6] Grasso R, Prévost P, Ivanenko YP, Berthoz A. Eye-head coordination for the steering of locomotion in humans: an anticipatory synergy. *Neurosci Lett* 1998;253(2,4):115–8.
- [7] Grossman GE, Leigh RJ, Abel LA, Lanska DJ, Thurston SE. Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Exp Brain Res* 1988;70:470–6.
- [8] Holt KG, Ratcliffe R, Jeng SF. Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Res Rep* 1999;79(12):1153–62.
- [9] Imai T, Moore ST, Raphan T, Cohen B. Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning. *Exp Brain Res* 2001;136(1):1–18.
- [10] Krebs DE, Wong D, Jevsevar D, Riley O, Hodge PWA. Trunk and head kinematics during locomotor activities. *Phys Ther* 1992;72:505–14.
- [11] Ledebt A. Apprendre à marcher : développement des mouvements de la tête et du tronc au cours des deux premières années d'acquisition de la marche étudié conjointement au développement des réponses vestibulo-oculaires. Thèse pour l'obtention du grade de Docteur en Sciences de l'Université Paris XI Orsay 1996.
- [12] Ledebt A, Bril B. Acquisition of upper body stability during walking in toddlers. *Dev Psychobiol* 2000;36(4):311–24.
- [13] Marey EJ. Des mouvements que certains animaux exécutent pour retomber sur leurs pieds lorsqu'ils sont précipités d'un lieu élevé. *Compte-rendu des séances de l'Académie des Sciences, séances des 29 octobre et 5 novembre 1894*;118:1–4.
- [14] Massion J. Postural changes accompanying voluntary movements: Normal and pathological aspects. *Human Neurobiol* 1984;2:261–7.
- [15] Massion J. Movement posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol* 1992;38:35–56.
- [16] Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994;4:877–87.
- [17] Nadeau S, Amblard B, Mesure S, Bourbonnais D. Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait Posture* 2003;18:134–42.
- [18] Nashner LM. Strategies for organization of human posture. In: Igarashi M, Black FO, editors. *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*. Basel: Karger; 1985. p. 1–8.
- [19] Paillard J. Les déterminants moteurs de l'organisation de l'espace. *Cah de Psychol* 1971;14:261–316.
- [20] Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans: I Normal subjects. *Exp Brain Res* 1990;82:97–106.
- [21] Pozzo T, Berthoz A, Lefort L, Vitte E. Head stabilization during various locomotor tasks in humans: II Patients with vestibular deficits. *Exp Brain Res* 1991;85:208–17.

- [22] Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head kinematics during complex movements. In: Berthoz A, Vidal PP, Graaf W, editors. *The head-neck sensory motor system*. Oxford University Press; 1992. p. 587–90.
- [23] R Development Core Team. R: a language and environment for statistical computing, 2011: ISBN 3-900051-07-0. <http://www.R-project.org>.
- [24] Thomas DP, Whitney RJ. Postural movements during normal standing in man. *J Anat* 1959;93:525–39.
- [25] Vicon[®] Plug-in-Gait modelling instructions. Vicon[®] Manual, Vicon[®] 612 Motion Systems. Oxford, UK: Oxford Metrics Ltd.; 2002.
- [26] Waters RL, Morris J, Perry J. Translation motion of the head and trunk during normal walking. *J Biomech* 1973;6(2):167–72.
- [27] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. Second Edition. New York: J. Wiley Interscience; 1992.
- [28] Winter DA. *A.B.C (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking*. Waterloo, Ontario: Waterloo Biomechanics; 1995. p. 8–11.

Les conclusions de nos premiers travaux nous ont amenés à nous poser la question de la mise en place des différentes coordinations segmentaires au cours de la marche. Notre hypothèse initiale était un rôle majeur du segment céphalique, considéré ici comme le cadre de référence dont la stabilisation serait perturbée chez les enfants PC. Nous avons constaté qu'en fait il existait quand même une stabilisation de la tête, mais différente de celle observée habituellement chez les enfants à développement typique. En effet, les enfants PC ont montré une stratégie dite en bloc se caractérisant par une stabilisation de la tête sur le tronc. Cette organisation singulière met en jeu probablement des forces propulsives différentes, permettant la construction dynamique de la marche. Nous avons alors formulé l'hypothèse de l'existence d'un déséquilibre CG-CP plus marqué chez les enfants PC permettant la création de ces forces propulsives plus importantes.

Afin de valider cette hypothèse, nous avons dans une deuxième série d'expérimentations élaboré un protocole permettant de mesurer d'un point de vue cinétique la construction dynamique de la marche et d'expliquer cette stratégie en bloc. Ce protocole a permis la mesure du déséquilibre CG-CP et ainsi l'analyse des forces propulsives créées pour se déplacer. L'obtention de ces données cinétiques, complétant les données cinématiques précédemment obtenues, devrait nous permettre de mieux comprendre la nature et le rôle des paramètres spatio-temporels de la marche chez ces enfants.

2. Balance control in gait children with cerebral palsy

Résumé :

Objectifs. - L'objectif de cette étude était de mettre en évidence le processus de contrôle de l'équilibre lors de la marche chez les enfants atteints de paralysie cérébrale (PC) en analysant les différentes stratégies utilisées afin de générer un mouvement vers l'avant tout en maintenant l'équilibre.

Matériel et méthode. - Les données ont été recueillies à l'aide d'un système d'analyse du mouvement afin de réaliser une analyse quantifiée de la marche chez 16 enfants PC (cf. tableau IV, page 63) et 16 enfants présentant un développement typique. Avant chaque AQM, les sujets ainsi que leurs responsables légaux (parents ou tuteurs) étaient informés du déroulement de l'étude et donnaient leur consentement. Les méthodes d'analyse du mouvement ont permis de calculer les trajectoires du CG par rapport au CP, les forces propulsives et les paramètres locomoteurs.

Résultats. – Des différences significatives entre les deux groupes sont observées en termes de données cinétiques entre les trajectoires dynamiques CG-CP et les forces propulsives qui sont produites, mais également en termes des données spatio-temporelles.

Conclusion. – Le déséquilibre CG-CP permet, par la production de forces propulsives, le déplacement du sujet vers l'avant. Cependant, on observe chez les enfants PC une stratégie d'organisation posturale « en bloc » entraînant un déséquilibre CG-CP plus important. Ce déséquilibre se traduit notamment par un freinage important lors de la pose du pied au sol afin de contrôler les déséquilibres posturaux créés par les forces propulsives.

Mots clés :

Enfants, Marche, Équilibre postural, Paralysie cérébrale, Capacités posturo-cinétiques.



Balance control in gait children with cerebral palsy



L. Wallard^{a,c,*}, G. Dietrich^a, Y. Kerlirzin^a, J. Bredin^{b,c}

^a Laboratoire GEPECS, équipe Techniques et Enjeux du Corps, Université Paris Descartes, UFR-STAPS, 1, rue Lacretelle, 75015 Paris, France

^b Centre de Santé Institut Rossetti-PEP06, Unité Clinique d'Analyse du Mouvement, 400, bld de la Madeleine, 06000 Nice, France

^c Laboratoire Motricité Humaine Éducation Sport Santé EA6309, UFR-STAPS, Université Nice-Sophia Antipolis, 261, route de Grenoble, 06205 Nice Cedex 2, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 28 June 2013

Received in revised form 5 February 2014

Accepted 9 February 2014

Keywords:

Child gait

Balance control

Cerebral palsy

Posturokinetic capacity

ABSTRACT

This study sought to highlight the balance control process during gait in children with cerebral palsy (CP) by analyzing the different strategies used in order to generate forward motion while maintaining balance. Data were collected using a motion analysis system in order to provide a clinical gait analysis for 16 children with CP and 16 children with typical development. Significant differences between the two groups are observed in terms of kinetic data of the propulsive forces of the center of mass (COM) and of the center of pressure (COP) dynamic trajectory and for locomotor parameters. The imbalance generated by divergent trajectories of COM and COP produce the propulsive forces responsible for human gait initiation. Moreover, we observe in children with CP an “en bloc” postural strategy resulting in increasing divergence between trajectories of COM–COP. This particular strategy of the children with CP is characterized by a greater time duration between the moment of COM–COP trajectory divergence and the moment where the forward propulsive forces became apparent.

© 2014 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Human gait involves complex movement and requires coordination between successions of the swing phase and the stance phase that induce oscillations of the head and trunk observable in the sagittal and frontal planes [1–6]. The subject must constantly maintain postural balance while propelling himself forward to move in space. Gait may essentially be perceived as a continual state of imbalance created by the relationship between two particular parameters: the center of mass (COM) and the center of pressure (COP). The COP corresponds to the point of application of the resultant of the ground reaction forces. COM corresponds to the point of application of the resultant of the forces exerted on the subject and COM allows to summarize the whole mechanical system. Healthy patterns of human gait are typically characterized by dynamic equilibrium that entails a fluid and ongoing regulation of the distance (or gap) between the COM and the COP trajectories.

The study of multisegmental movements (head, trunk and hip), and the COM relative to the COP provides information on the strategies used to control dynamic equilibrium [7–9]. Moreover,

the gap between the COM and the COP trajectories allows to explain the generation of the dynamic forces (e.g., propulsive forces) needed to walk [10]. This relationship between COM and COP constitutes therefore a reliable indicator of strategies developed by children with typical development (TD) and cerebral palsy (CP).

In the case of cerebral palsy (CP), gait and postural control are impaired according to the site and extent of the brain damage. This often results in a set of persistent movement and posture disorders [11], preventing the expression of fluid movement patterns. Such motor disorders are often complex, incorporating different compensatory strategies that should be identified and understood in order to determine effective therapeutic treatment strategies. Despite this, few studies [12,13] have sought to quantify the potential segmental coordination and motor strategies used to maintain dynamic stability in children with CP. One prior study [13] has focused on the stability and control of a particular segment, such as the head or the trunk. It was proposed that this process of stabilization constitutes the frame of reference for organizing movements [14–20], thus reducing the number of degrees of freedom [21]. This prior study [13] showed that children with CP develop an “en bloc” postural strategy [14] in which the head and the trunk move as a single segment, causing the whole body to swing from left to right. These variables show the presence of a particularly pronounced head roll for these children, which

* Corresponding author at: UFR STAPS, 1 rue Lacretelle, 75015 Paris, France.

Tel.: +33 629645228.

E-mail address: wallard_laura@hotmail.fr (L. Wallard).

probably enable them to develop “en bloc” compensatory strategies in gait production by reducing the number of degrees of freedom to control.

These studies lead to the question of the dynamic organization of gait, that is to say the COM–COP imbalance which allows, by production of propulsive forces, the forward movement of the subject. The aim of this study was to characterize the different strategies used during gait by children with CP in order to propel themselves forward while maintaining their balance. It was hypothesized that the children with CP, having an inherently different postural organization to that of children with TD (cf. *supra*), would produce a greater difference between the COM and COP trajectories along the anteroposterior and mediolateral axes.

2. Methods

2.1. Participants

Gait analysis data were obtained from 16 children with TD (7 boys and 9 girls, mean \pm SD age 11 ± 1.5 years) and 16 children with CP (8 boys and 8 girls, mean age 11 ± 1.2 years) at GMFCS (Gross Motor Function Classification System) level II with a jump gait [22,23]. All subjects were receiving daily physiotherapy interventions and had not undergone surgical treatment or received recent injections botulinum toxin at the time of assessment.

Each participant needed to be able to walk at least 60 m to be included in the study.

2.2. Procedure

Data were collected by a motion analysis system with 8 infrared cameras, sampling frequency of 200 Hz (VICON[®] – Oxford Metrics, Oxford, UK) and 4 force platforms (AMTI[®], 0.60 m \times 0.60 m) in order to provide a clinical gait analysis.

Motion analysis was used to capture 34 retro-reflective markers secured at the bony landmarks of the participant in accordance with a strict protocol [24] enabling reconstruction of the segmental axes and their respective joint centers.

The participants walked, barefoot without walking aids and in underwear, at their preferred speed in a minimum of ten trials on a 10 m \times 0.60 m gait track delimited by a dark color on the floor.

2.3. Data analysis and statistical methods

Data were processed using VICON-Nexus[®] acquisition software (Oxford Metrics, Oxford, UK) and Motion Inspector[®] software (Biometrics France, Orsay, France) in order to reconstruct an appropriate biomechanical model for each subject reflecting the trajectory of the retro-reflective markers and permitting the calculation of the COM [9] for each participant (Fig. 1). The progress of the COP in the three spatial planes was then extracted using force platform data. The COP has been computed (Fig. 1) from the reaction forces and torque of an equivalent platform calculated as the sum of the four platforms used (reference to König's theorem).

These results were subsequently used to calculate COM (from VICON-Nexus[®]) – COP (from platform data) trajectory relative to the propulsive forces.

After establishing that each variable was normally distributed (according to a Shapiro–Wilk test), the following statistical analyses were conducted: (i) an intercorrelation between the COM–COP trajectory and the propulsive forces, around the anteroposterior (Y) and mediolateral (X) axes, using the Motion Inspector[®] software; (ii) a correlation coefficient between the COM–COP trajectory and the propulsive forces [10]. These intercorrelation and correlation coefficient show the quality of dynamic stability during walking. It is these trajectories that reveal how the subject produces the propulsive forces necessary for forward motion. They permit an analysis of a subject's capacity or strategy used in generating the necessary imbalance between the COM and the COP; (iii) an ANalysis Of VAriance (type III) using the R software [25] in order to observe significance between the correlation coefficient differences. In all cases, results were considered statistically significant where $p \leq 0.05$.

3. Results

3.1. Kinetic data

The kinetic analysis shows the mean correlation coefficient between the COM–COP trajectory and the propulsive forces around the anteroposterior (Y) and mediolateral (X) axes, in each group.

This analysis shows both significant differences between the two groups either around the anteroposterior axis (0.59 ± 0.26 for the CP group vs 0.87 ± 0.05 for the TD group) or around the mediolateral axis (0.68 ± 0.24 for the CP group vs 0.88 ± 0.05 for the TD group), but also significant differences in the time duration resulting of the imbalance between the COM–COP trajectory and the propulsive forces created around

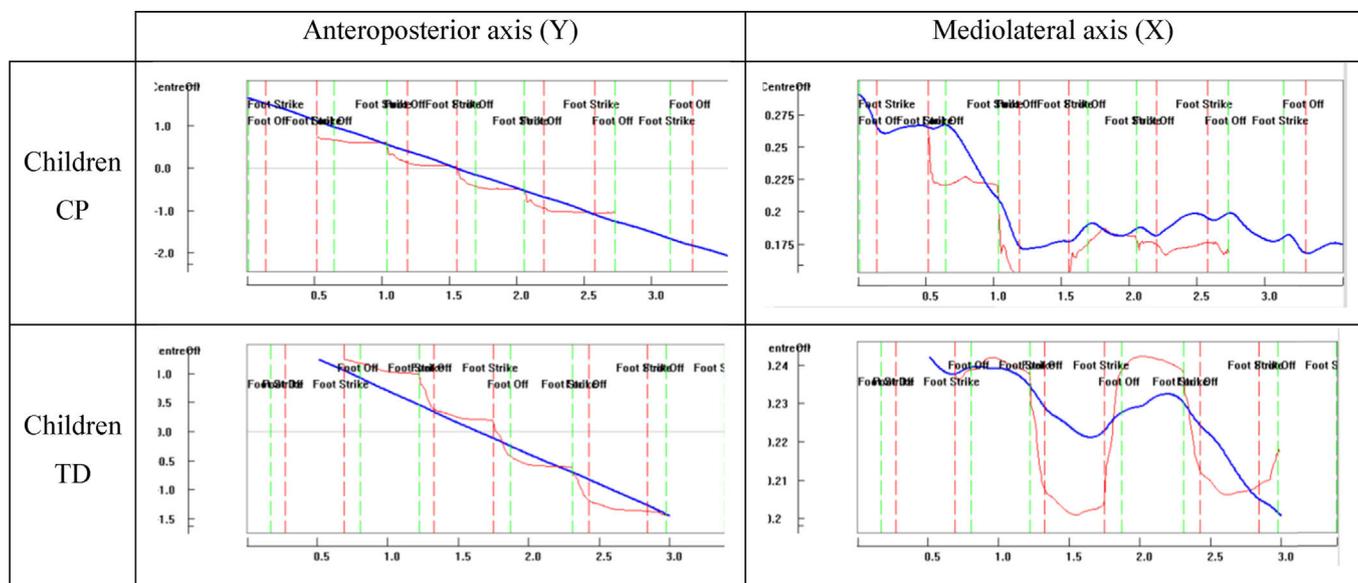


Fig. 1. Superimposition of the COP and the COM trajectories in the horizontal plane around the anteroposterior (Y) and mediolateral (X) axes, in each group (TD group and CP group). Blue curves correspond to COM trajectories and red curves correspond to COP trajectories. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of the article.)

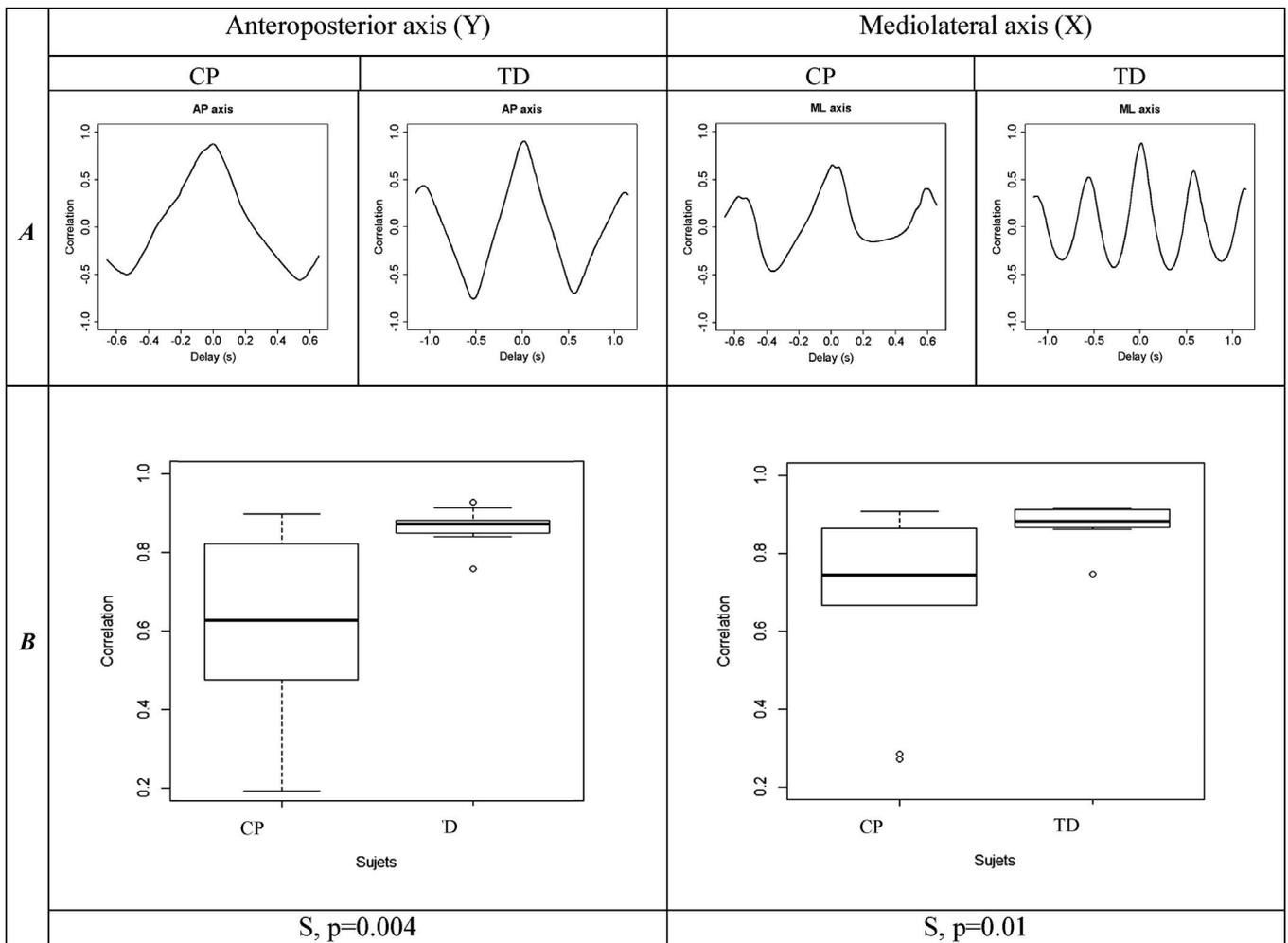


Fig. 2. Means intercorrelation (A) and correlation coefficient (B) between the COM–COP trajectory and the propulsive forces around the anteroposterior (Y) and mediolateral (X) axes, in each group (TD group and CP group).

the anteroposterior axis (0.05 ± 0.30 s for the CP group vs 0.01 ± 0.01 s for the TD group) or around the mediolateral axis (0.07 ± 0.14 s for the CP group vs 0.02 ± 0.01 s for the TD group). Indeed, the CP group clearly displayed a significant imbalance between the COM and the COP producing more propulsive forces (Fig. 3).

3.2. Locomotor parameters data

Table 1 shows, in each group, different spatial (length and width step) and temporal (cadence and speed gait) parameters of gait. All these parameters show significant differences between the values obtained for CP group and for the TD group.

4. Discussion

Upon commencement of this study it was expected that children with CP would employ a different postural organization strategy to those subjects from the TD group. Specifically, our hypothesis was that subjects with CP would generate greater differences between COM and COP trajectories in order to initiate and maintain forward motion while maintaining dynamic balance. This strategy implies the production of a temporary imbalance during each step sequence, manifested by this distance between COM and COP. Such an imbalance is in fact necessary, as it generates the propulsive forces that initiate and sustain human gait. Indeed, gait itself is dependant upon the ability to produce and control the successive phases of balance (stance phase) and imbalance (swing phase) along the anteroposterior axis, thereby

permitting the forward progression of the body. In such a way, the distance between COM and COP is the fundamental parameter that characterizes gait. This form of imbalance should therefore not be seen as a control error requiring immediate correction but rather as a requisite for initiating and sustaining gait. Our interest here is to examine the strategies employed by children with CP to generate and eventually control this particular type of imbalance.

The results of this experiment have confirmed our original hypothesis. A significant difference was evident between the strategies used by each group in order to initiate and to sustain forward ambulation. Indeed, children with CP were observed to produce a greater difference between the COM and COP trajectories, predominantly along the mediolateral axis, a feature correlated with the generation of propulsive forces of greater magnitude. In other words, these children appeared to use a gait strategy characterized by the use of lateral movement to recover and/or compensate for the excessive imbalance created. The kinetic data (cf. Figs. 1 and 2) are consistent with the data on locomotor parameters (cf. Table 1) of both increased step width and markedly decreased speed consequences of active braking upon heel strike.

This result may initially seem paradoxical. On one hand, this imbalance was necessary as it permitted children with CP, by the generation of propulsive forces greater than healthy subjects to advance forwards. And while this strategy presents as an apparent

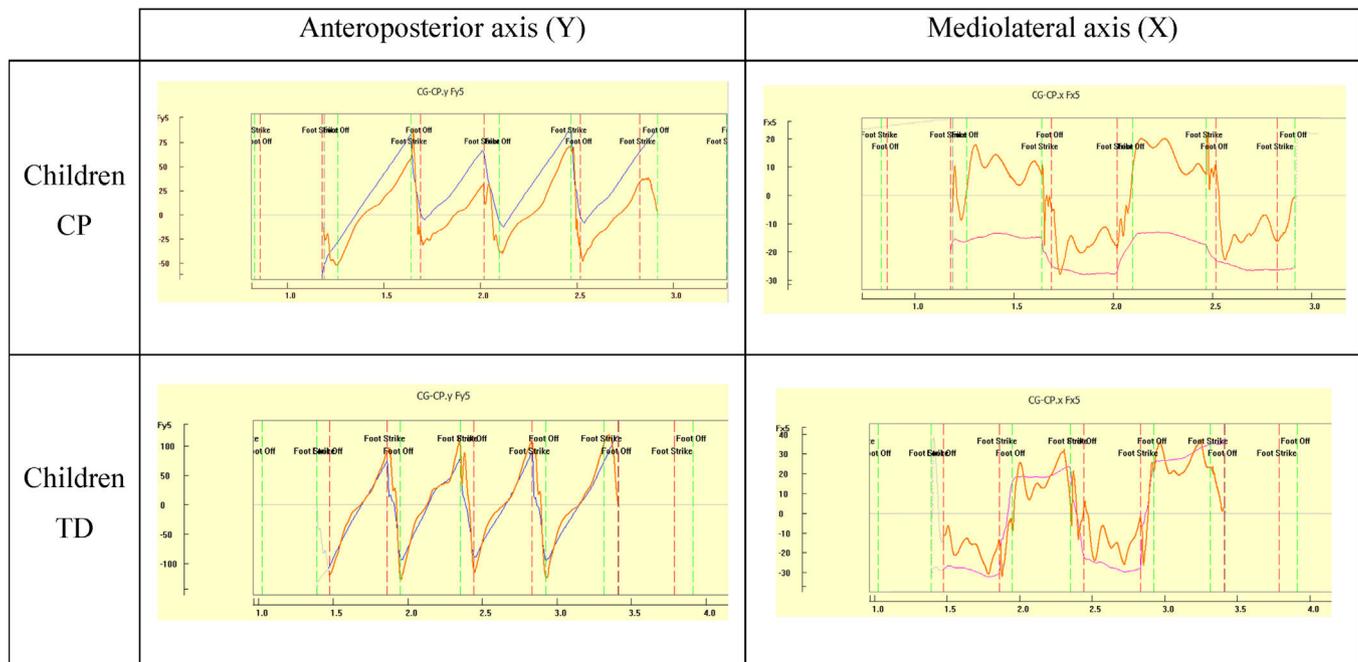


Fig. 3. Comparison of the COP trajectory and the propulsive forces generated for the TD group and the CP group. Orange curves correspond to propulsive forces and blue (for the anteroposterior axis) or pink (for the mediolateral axis) curves correspond to COM–COP trajectories. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of the article.)

Table 1

Locomotor parameters values for the CP group and the TD group.

	Cadence (step/min)	Length (m)	Width (m)	Speed (m s^{-1})
CP group	1.07 ± 0.15	0.86 ± 0.17	0.13 ± 0.09	0.92 ± 0.30
TD group	0.96 ± 0.06	1.22 ± 0.07	0.08 ± 0.03	1.18 ± 0.10
<i>p</i> -Value	$p < 0.0001$	$p < 0.00001$	$p < 0.0001$	$p < 0.00001$

loss of postural control it is, at the same time, controlled by the subject. The amplitude of the shift along the mediolateral axis permits the individual a greater base of support for continual recovery of balance. A similar behavior can be observed, most notably in young toddlers, under 1 year of age. These young toddlers employ the “walking by falling” strategy – in a sense tumbling forward along the anteroposterior axis in order to advance [26–28]. On a mechanical level though, a price must be paid for such a strategy, and controlling this forward progression depends here upon heavy deceleration at the moment of heel strike. This sequence is reflected by the large discordance between the COP trajectory and the propulsive forces generated, as well as by a reduced speed and step length when compared to healthy children. The overt appearance is that of a gait pattern with limited fluidity. In such a way, it would appear that children with CP were adopting a strategy whereby a compromise could be found; a form of optimization of the cost–benefit ratio [29] according to their own constraints.

This particular strategy of the children with CP was characterized by a greater time duration between the moment of COM–COP trajectory divergence and the moment when the forward propulsive forces became apparent. The phenomenon may be understood most clearly when using the inverted pendulum analogy. Considering the postural organization of gait using this model, it may be said that the subjects with CP harness the effects of gravity with an “en bloc” strategy [13]. In doing so, the children with CP vault the entire body over the pivot, effectively reducing

the effort required to create the forward imbalance. The use of this postural organization does, however, require greater force and effort to maintain balance at the time of the heel strike that follows the preceding oscillation.

However, one of the limitations, further the number of subjects for this study, is that of speed gait. Indeed, the speed works a very important role in the organization of gait. Some studies [14–30] have shown that in response to an increased difficulty in balancing when walking, due to an increase in the required speed, the first strategy adopted by these children was to reduce speed in order to more easily control mechanical constraints and the cost–benefit ratio to move and thus achieve the required task (here ten trials). That is why we chose to take into account the spontaneous speed of the subjects.

The next objective of this study should be to show the effects of robot-assisted rehabilitation in gait retraining and how this impacts upon the postural control of children with CP. This may thereby demonstrate the potential effects upon various gait parameters (mainly locomotor parameters, kinematic and kinetic). Moreover, the use of automated rehabilitation systems of this nature has several benefits from a clinical perspective; the high levels of repetition favoring, amongst others factors, muscle strengthening and cardiovascular capacity. The tailored nature of these methods would effectively augment rehabilitation hours also, thereby improving patient outcomes and potentially decreasing the use of technical walking aids and reducing the required period of rehabilitation or hospitalization.

Conflict of interest

No conflict of interest concerning this article.

References

- [1] Allum JHJ, Horegger F, Keshner EA. Head-trunk coordination in man: is trunk angular velocity elicited by a support surface movement the only factor influencing head stabilization? In: Berthoz A, Vidal PP, editors. *The head–neck sensory motor system*. Oxford: University Press; 1992. p. 571–5.
- [2] Cromwell RL, Newton RA, Carlton LG. Horizontal plane head stabilization during locomotor tasks. *J Mot Behav* 2001;33(1):49–58.
- [3] Grasso R, Prévost P, Ivanenko YP, Berthoz A. Eye–head coordination for the steering of locomotion in humans: an anticipatory synergy. *Neurosci Lett* 1998;253(2, 4):115–8.
- [4] Imai T, Moore ST, Raphan T, Cohen B. Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning. *Exp Brain Res* 2001;136(1):1–18.
- [5] Krebs DE, Wong D, Jevsevar D, Riley O, Hodge PWA. Trunk and head kinematics during locomotor activities. *Phys Ther* 1992;72:505–14.
- [6] Lamontagne A, De Serres J, Fung S, Paquet JN. Stroke affects the coordination and stabilization of head, thorax and pelvis during voluntary horizontal head motions performed in walking. *Clin Neurophysiol* 2005;116:101–11.
- [7] Bouisset S, Do MC. Posture, dynamic stability and voluntary movement. *Clin Neurophysiol* 2008;38(6):354–62.
- [8] Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 2006;35:7–11.
- [9] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2nd ed. Waterloo Press; 1991.
- [10] Brenière Y, Do MC, Bouisset S. Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *J Mot Behav* 1987;19(1):62–76.
- [11] Moreno De Luca A, Ledbetter DH, Martin CL. Genetic insights into the causes and classification of the cerebral palsies. *Lancet Neurol* 2012;11:283–92.
- [12] Holt KG, Ratcliffe R, Jeng SF. Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Phys Ther* 1999;79(12):1153–62.
- [13] Wallard L, Bril B, Dietrich G, Kerlirzin Y, Bredin J. The role of head stabilization in locomotion in children with cerebral palsy. *Ann Phys Rehabil Med* 2012;55(9–10):590–600.
- [14] Assaiante C, Amblard B. An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance in human. *Hum Mov Sci* 1995;14:13–43.
- [15] Bril B, Ledebt A. Head coordination as a means to assist sensory integration in learning to walk. *Neurosci Biobehav Rev* 1998;22(4):555–63.
- [16] Goodworth AD, Peterka RJ. Sensorimotor integration for multisegmental frontal plane balance control in humans. *J Neurophysiol* 2012;107(1):12–28.
- [17] Luyat M, Ohlmann T. La perception de l'orientation. In: Delorme A, Fluckiger M, editors. *Perception et réalité*. De Boeck Université; 2003.
- [18] Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994;4:877–87.
- [19] Paillard J. Espace et structure de l'espace. In: Paillard J, editor. *La lecture sensori-motrice et cognitive de l'expérience spatiale: directions et distances*. Paris: CNRS; 1984. p. 7–19.
- [20] Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans: I. Normal subjects. *Exp Brain Res* 1990;82:97–106.
- [21] Bernstein NA. *The coordination and regulation of movements*. London: Pergamon Press; 1967.
- [22] Rodda JM, Graham HK, Carson L, Galea MP, Wolfe R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86:251–8.
- [23] Moreno De Luca A, Ledbetter D-H, Martin C-L. Genetic insights into the causes and classification of the cerebral palsies. *Lancet Neurol* 2012;11:283–92.
- [24] Vicon® Plug-in-Gait modelling instructions. Vicon® manual, Vicon®612 motion systems. Oxford, UK: Oxford Metrics Ltd.; 2002.
- [25] R Development Core Team. R: A Language and Environment for Statistical Computing; 20113-900051-07-0, <http://www.R-project.org>.
- [26] Bril B, Brenière Y. Postural requirements and progression velocity in young walkers. *J Mot Behav* 1992;24(1):105–16.
- [27] Brenière Y, Bril B. Why does the child walk in falling, while the adult falls in walking? *C R Acad Sci III* 1988;307:617–22.
- [28] Brenière Y, Bril B. Development of postural control of gravity forces in children during the first five years of walking. *Exp Brain Res* 1998;12:255–62.
- [29] Posner MI, Snyder CRR. Attention and cognitive. In: Solso R, editor. *Information processing and cognition: the Loyola symposium*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1975. p. 55–85.
- [30] Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Clin Neurophysiol* 2008;38:105–16.

Notre seconde étude portant sur les aspects cinétiques de la marche et ses paramètres spatio-temporels a permis de mieux comprendre les différentes stratégies mises en œuvre par les enfants PC. Nous observons une production plus importante de forces propulsives due à un déséquilibre CG-CP plus prononcé, un écart plus important dans l'axe médiolatéral et, paradoxalement, une vitesse moyenne de déplacement moins importante. Cet apparent paradoxe s'explique par le fait que les enfants PC cherchent à mieux contrôler le déséquilibre induit par les forces propulsives plus importantes, ceci se traduisant par un freinage marqué lors du contact du pied au sol et un contrôle accru de l'équilibre sur l'axe médiolatéral avec une largeur de pas plus grande. Cela entraîne ainsi globalement une marche plus saccadée avec une vitesse de déplacement plus faible pour les enfants PC.

Les données de cette seconde étude confirment celles obtenues lors de notre première expérimentation. Elles permettent en effet de caractériser les stratégies posturales développées par ces enfants lors de la marche, à savoir un contrôle de l'équilibre par une stabilisation en bloc de la tête sur le tronc. Cette stabilisation produit alors des déséquilibres CG-CP plus importants dus à un déplacement de l'ensemble du haut du corps favorisant les déplacements du sujet vers l'avant.

L'ensemble de ces observations permet de comprendre et de caractériser la marche de ces enfants comme étant moins fluide, plus coûteuse en énergie par la nécessité de créer des forces propulsives plus importantes et de compenser en quelque sorte ces forces par un freinage plus marqué lors du contact du pied au sol, notamment sur l'axe médiolatéral.

L'apport de ces différents travaux permet la constitution d'une première base de données à partir de laquelle il nous sera possible de caractériser et mesurer les effets d'une rééducation robotisée de la marche sur les stratégies posturales développées par des enfants PC.

Chapitre 3

Effets de la rééducation robotisée sur la marche chez des enfants PC

Résumé :

Objectifs. - L'objectif de cette étude était de mettre en évidence les effets d'une rééducation robotisée de la marche sur la modification et/ou l'amélioration du contrôle postural lors de la marche chez des enfants PC.

Matériel et méthode. - Une analyse quantifiée de la marche a été réalisée avant et après une rééducation robotisée (Lokomat[®]) de 4 semaines à raison de 4 séances par semaine sur 3 enfants PC. Les paramètres locomoteurs, la cinématique et la cinétique de la marche ont été analysés afin d'observer les différentes stratégies utilisées par ces enfants après cette rééducation intensive.

Résultats. – Les résultats montrent des améliorations significatives que ce soit au niveau des paramètres spatio-temporels de la marche ou des données cinétiques et cinématiques. L'ensemble de ces données montre des modifications/améliorations de l'organisation posturo-locomotrice chez ces enfants.

Conclusion. – Les résultats de cette étude préliminaire, bien que menée sur une population réduite, montrent l'utilité de cette rééducation non associée dans ce cas précis à une rééducation conventionnelle. Cette première étude apporte la preuve expérimentale de l'importance d'une telle rééducation dans la reconstruction du schéma de marche de ces enfants.

Mots clés :

Rééducation, Orthèse robotisée, Enfants, Paralysie cérébrale, Capacités posturo-cinétiques.

1. Matériel et Méthodes

1.1. Sujets

Les données des analyses de la marche ont été obtenues à partir de 3 enfants PC diplégiques spastiques (1 garçon et 2 filles) ayant pour moyenne d'âge $6,5 \pm 0,5$ ans (cf. Tableau VI). Ces enfants présentent un GMFCS (Cross Motor Function Classification System for Cerebral Palsy) de niveau II correspondant à une marche sans l'assistance d'une aide technique à la marche en intérieur et pour de courtes distances à l'extérieur sur terrain plat. À ce niveau II, les enfants gravissent des marches en prenant appui sur une main courante mais sont incapables de courir ou de sauter.

Taille (m)		$1,11 \text{ m} \pm 0,03$
Poids (kg)		$16,67 \text{ kg} \pm 1,15$
Longueur des jambes (m)	Gauche	$0,49 \text{ m} \pm 0,04$
	Droite	$0,49 \text{ m} \pm 0,04$

Tableau VI. Moyennes des données morphologiques.

Afin d'observer les effets réels *i.e.* électifs de cette rééducation sur les sujets, ceux-ci n'ont reçu aucun traitement chirurgical ni injections récentes de toxine botulique et n'ont bénéficié d'aucune intervention quotidienne de la part d'un kinésithérapeute durant la période de rééducation robotisée de la marche.

Les sujets ainsi que leurs responsables légaux (parents ou tuteurs) étaient informés du déroulement de l'étude et donnaient leur consentement.

1.1.1. Critères d'inclusion et de non inclusion

Les sujets ne devaient présenter aucun trouble de la vision et/ou de la compréhension afin d'exécuter les exercices demandés (*via* la réalité virtuelle) durant la période de rééducation. Chacun d'entre eux devait être capable de se déplacer seul et sans aide technique de marche *a minima* sur une distance de 60 mètres, ceci correspondant à 3 aller-retour sur le chemin de marche mesurant 10 mètres. Il leur fallait enfin être disponible sur une période de 5 semaines afin de réaliser à la fois les deux analyses de la marche avant puis après la rééducation et la totalité des séances avec le Lokomat[®]. Tout patient ayant reçu des injections de toxine botulique à moins de 6 mois de la rééducation ou une intervention chirurgicale était exclu de cette étude.

1.2. Matériel utilisé

Les données ont été recueillies par un système optoélectronique de capture du mouvement avec 8 caméras infrarouges à une fréquence d'acquisition de 200 Hz (VICON[®] - Oxford Metrics, Oxford, UK) et 4 plates-formes de forces (AMTI[®], 0.60x0.60m) intégrées dans le sol (cf. Annexe IV).

La rééducation a été réalisée avec une orthèse robotisée de la marche : le Lokomat[®] pro pédiatrique (Hocoma AG, Volketswil, Suisse) (cf. figure 17).

1.3. Procédure et réalisation de l'étude

1.3.1. Analyse de la marche

Avant chaque analyse, les parents ou tuteurs de l'enfant ainsi que l'enfant étaient informés du déroulement de l'étude et donnaient leur consentement.

Afin de capturer au cours du temps les mouvements de l'ensemble du corps lors de la marche, les sujets étaient équipés de 34 marqueurs lumino-réfléchissants de 14 mm de diamètre fixés en différents points anatomiques suivant un protocole précis (Vicon[®], 2002) (cf. Annexe V), soit 4 pour la tête, 5 pour le tronc, 5 pour chaque membre supérieur, 3 pour le bassin et 6 pour chaque membre inférieur. Cette méthodologie de placement de marqueurs permet de reconstruire les axes segmentaires puis les centres articulaires mécaniques des segments les uns par rapport aux autres afin de quantifier les variables dynamiques de la marche dans les trois plans de l'espace.

La tâche à réaliser était une tâche locomotrice consistant à se déplacer pieds nus sur un chemin de marche de 10 m de longueur et de 0.60 m de largeur délimité au sol par une couleur plus sombre (cf. Annexe IV). Les sujets effectuaient 6 aller-retour en marchant à vitesse spontanée. Le départ s'effectuait à leur initiative après un signal verbal de l'expérimentateur. Ils devaient, avant et pour chaque essai, se tenir en station érigée derrière une ligne de départ signalée par une bande tracée au sol (cf. Annexe III).

Les sujets avaient pour seule consigne de se déplacer obligatoirement sur le chemin de marche afin de passer sur les 4 plates-formes de forces intégrées dans le sol.

Les analyses de la marche ont été réalisées trois jours avant le début des séances (pré-rééducation - AQM1) et trois jours après la dernière séance de rééducation (post-rééducation - AQM2).

1.3.2. Rééducation robotisée

Les sujets ont bénéficié de 4 semaines de rééducation à raison de 4 séances par semaine. Chaque séance de rééducation robotisée comptait 1 heure de prise en charge dont 40 minutes de marche effective dans le robot. Les mêmes exercices *via* la réalité virtuelle ont été proposés aux trois sujets avec le même temps et les mêmes difficultés de jeux.

1.4. Traitements des données et analyses statistiques

Les données ont été traitées à l'aide du logiciel d'acquisition Vicon-Nexus[®] (Oxford Metrics, Oxford, UK) et du logiciel Motion Inspector[®] (Biometrics France, Orsay, France) afin de reconstruire pour chaque sujet un modèle biomécanique approprié et reflétant les trajectoires de chaque marqueur au cours des différents essais. Cette reconstruction nous permet alors i) de dater exactement les événements locomoteurs (*e.g.* pose du pied et décollage des orteils) afin de définir les différents cycles de marche et ii) de recalculer les centres articulaires de chaque segment (tête, tronc, hanches, membres supérieurs et inférieurs) et le CG global du sujet afin d'en analyser les différents déplacements durant les cycles de marche. Par ailleurs, les données des 4 plate-formes de forces ont été additionnées et recalculées (cinétique totale)¹ à l'aide du logiciel Motion Inspector[®] permettant ainsi de calculer l'ensemble des déplacements du CP dans les trois plans de l'espace par rapport aux déplacements du CG afin d'analyser les déséquilibres CG-CP produisant ainsi les forces propulsives.

Après avoir vérifié que chaque variable observée suivait une loi normale (test de Shapiro-Wilk), les analyses statistiques suivantes ont été réalisées avec le logiciel R (R-Project, 2011) : i) pour les paramètres locomoteurs : un test de Student à deux échantillons appariés afin de comparer les variables spatio-temporelles de la marche et ainsi de quantifier les différences après la rééducation ii) pour les données cinétiques : une intercorrélations et un coefficient de corrélation entre les trajectoires CG-CP et les forces propulsives selon les axes antéropostérieur (Y) et médiolatéral (X) suivis d'un test de Student à deux échantillons appariés afin d'observer des différences entre les coefficients de corrélation entre avant et après la rééducation iii) pour les données cinématiques : un test de Student à deux échantillons appariés afin de comparer les amplitudes maximales et minimales calculées à

¹ Le théorème de König permet d'exprimer et de calculer le moment cinétique et l'énergie cinétique d'un système déformable ou non.

chaque cycle de marche des angles de la tête par rapport au tronc, permettant ainsi d'observer les différentes coordinations posturales avant et après la rééducation et selon les axes Y et X.

Pour l'ensemble des statistiques, les résultats ont été considérés comme significativement significatifs à $p < 0.05$.

2. Résultats

2.1. Les paramètres locomoteurs

Les résultats montrent une amélioration significative des différents paramètres étudiés que ce soit au niveau des paramètres généraux de la marche (cf. tableau VII) ou au niveau des indices de stabilité posturale (cf. tableau VIII). En effet, on observe à la fois une augmentation de la vitesse de déplacement et de la longueur de pas associée à une diminution de la cadence et de la largeur des pas, mais aussi à une diminution du temps de double appui associée à une augmentation du temps d'appui de chaque côté.

		Pré-rééducation	Post-rééducation	
Vitesse (m.s ⁻¹)		0.83 ± 0.17	0.96 ± 0.21	*
Cadence (pas/min)		135.5 ± 12.06	128.30 ± 14.12	*
Longueur (m)	Gauche	0.38 ± 0.07	0.43 ± 0.07	*
	Droite	0.41 ± 0.05	0.45 ± 0.05	*
Largeur (m)	Gauche	0.41 ± 0.49	0.21 ± 0.04	*
	Droite	0.40 ± 0.48	0.23 ± 0.08	*

Tableau VII. Paramètres généraux de la marche entre avant et après la rééducation.

* = significatif à $p \leq 0.05$

		Pré-rééducation	Post-rééducation	
Functional Ambulation Profile		70 ± 1.73	85 ± 2.05	*
Simple appui (s)	Gauche	0.39 ± 0.04	0.47 ± 0.03	*
	Droite	0.44 ± 0.13	0.46 ± 0.08	*
Double appuis (s)	Gauche	0.20 ± 0.05	0.14 ± 0.03	*
	Droite	0.30 ± 0.19	0.18 ± 0.07	*

Tableau VIII. Indices de stabilité posturale entre avant et après la rééducation.

* = significatif à $p \leq 0.05$

1.2. Les données cinétiques

L'analyse cinétique (cf. figure I) montre le coefficient de corrélation moyen entre la trajectoire CG-CP et les forces propulsives selon les axes antéropostérieur (Y) et médiolatéral (X) avant puis après la rééducation. Cette corrélation met en évidence la qualité de la stabilité dynamique lors de la marche et nous permet d'observer l'organisation et les capacités du sujet à créer le déséquilibre entre le CG et le CP produisant ainsi des forces propulsives nécessaires pour se déplacer.

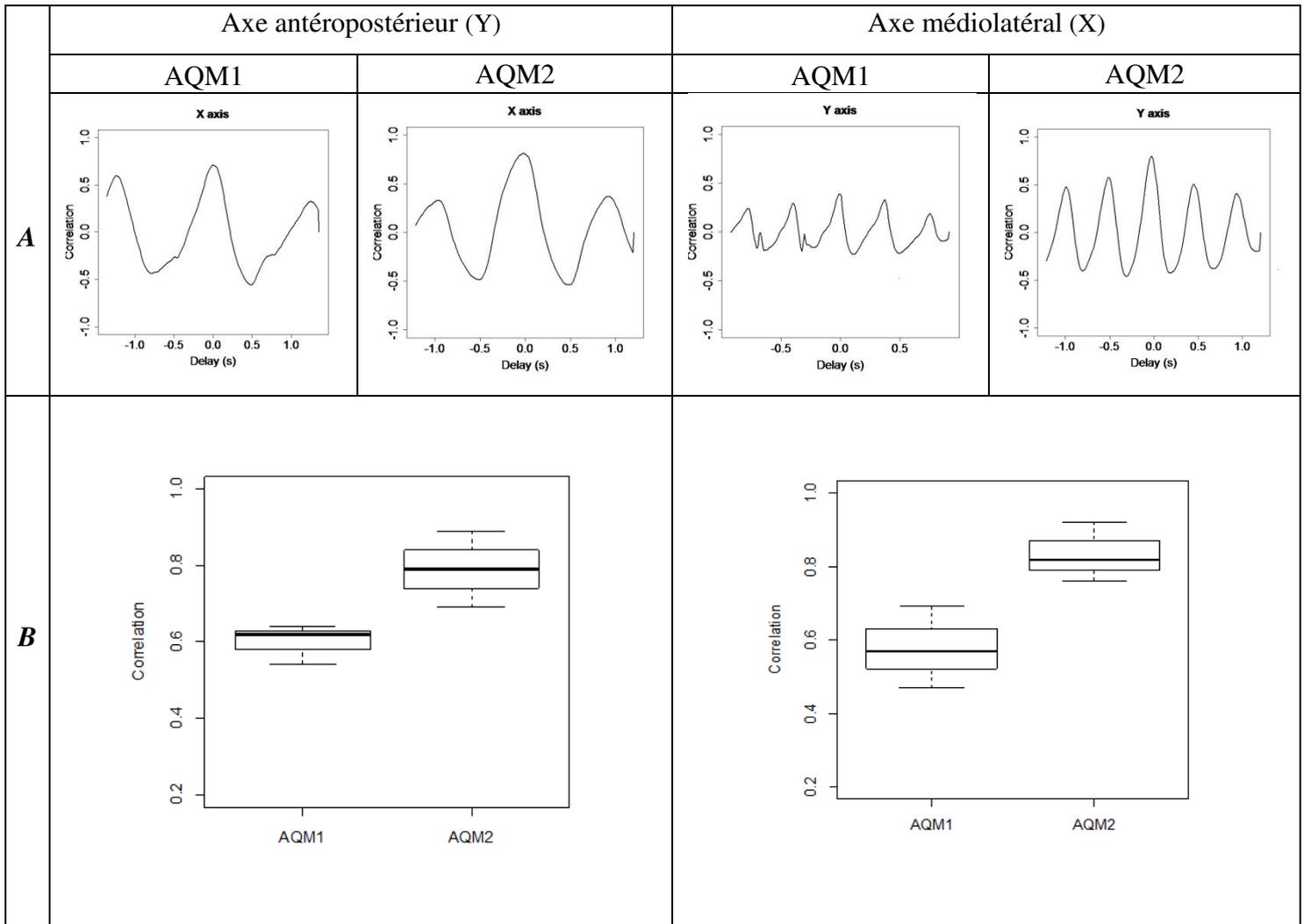


Figure I. Moyennes des intercorrélations (A) et des coefficients de corrélation (B) entre la trajectoire CG-CP et les forces propulsives selon les axes antéropostérieur et médiolatéral avant (AQM1) et après (AQM2) la rééducation.

Notre analyse montre des différences significatives entre l'AQM1 (pré-rééducation) et l'AQM2 (post-rééducation) que ce soit pour l'axe antéropostérieur (0.60 ± 0.02 pour l'AQM1 vs. 0.79 ± 0.03 pour l'AQM2) ou pour l'axe médiolatéral (0.58 ± 0.03 pour l'AQM1

vs. 0.83 ± 0.01 pour l'AQM2). Des différences significatives sont également observées sur le délai résultant du déséquilibre CG-CP et des forces propulsives créées que ce soit pour l'axe antéropostérieur (0.06 ± 0.01 s pour l'AQM1 vs. 0.02 ± 0.01 s pour l'AQM2) ou pour l'axe médiolatéral (0.04 ± 0.02 s pour l'AQM1 vs. 0.01 ± 0.03 s pour l'AQM2).

1.3. Les données cinématiques

Les résultats de l'analyse cinématique illustrent les amplitudes angulaires maximales et minimales de la tête par rapport au tronc selon les axes antéropostérieur et médiolatéral.

Seules les données des amplitudes angulaires maximales et minimales selon l'axe antéropostérieur montrent des différences significatives entre avant et après la rééducation (cf. tableau IX et figure II).

	Pré-rééducation	Post-rééducation	
Amplitudes maximales (°)	$7.78^\circ \pm 1.07$	$10.86^\circ \pm 1.92$	*
Amplitudes minimales (°)	$-3.37^\circ \pm 1.03$	$-7.41^\circ \pm 1.23$	*

Tableau IX. Amplitudes angulaires selon l'axe antéropostérieur.

* = significatif à $p \leq 0.05$

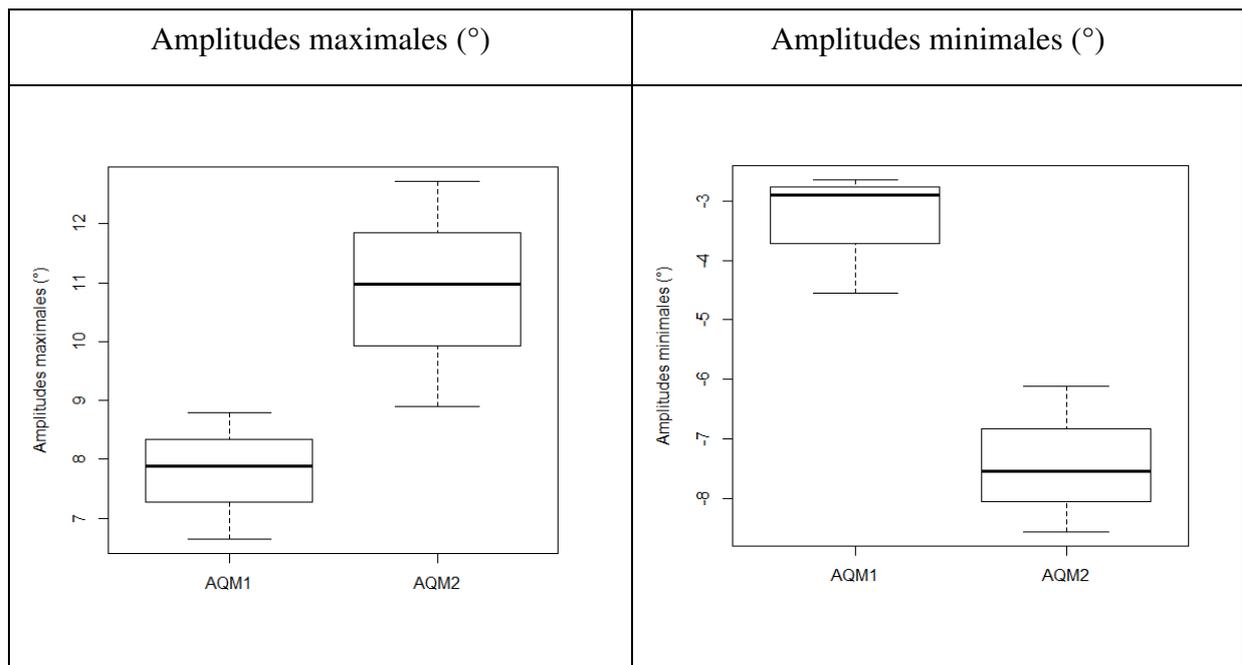


Figure II. Amplitudes angulaires selon l'axe antéropostérieur.

Les amplitudes angulaires maximales et minimales de la tête selon l'axe médiolatéral ne montrent pas de différences significatives entre les deux AQM réalisées avant et après la rééducation que ce soit pour les amplitudes maximales ($7.18^\circ \pm 3.41$ pré-rééducation vs $6.10^\circ \pm 2.95$ post-rééducation) ou les amplitudes minimales ($-8.29^\circ \pm 5.32$ pré-rééducation vs $-7.46^\circ \pm 4.02$ post-rééducation).

3. Discussion et conclusion

Le but de cette étude était d'analyser et de déterminer les effets (apports et limites) d'une rééducation robotisée de la marche chez des enfants PC. Cette première étude, bien que réalisée sur un nombre très limité de patients et ne comprenant pas un groupe témoin, a permis de mettre en évidence des modifications de l'organisation posturo-locomotrice.

Les résultats observés sur trois enfants diploïques spastiques confirment ceux montrés par les études antérieures. En effet, les enfants adoptent de nouvelles stratégies de la marche que ce soit sur les paramètres locomoteurs généraux ou sur les analyses cinématiques de la tête et du tronc et les analyses cinétiques de la dynamique propulsive.

Des augmentations statistiquement significatives ont été observées sur la vitesse moyenne de déplacement et sur la longueur des pas associées à une réduction importante de la largeur des pas illustrant un contrôle dynamique, non plus sur les côtés mais vers l'avant. Ceci est confirmé par les données cinétiques (cf. *infra*). Les enfants présentent également une amélioration dans la symétrie des pas et notamment lors des temps d'appui. En effet, une diminution du temps moyen du double appui est observée associée à une augmentation du temps moyen du simple appui. Ceci illustre également un meilleur contrôle postural lors des phases de déséquilibre où le transfert du poids est réalisé. D'une manière globale, ces premières données présentent, non plus un contrôle passif mais plutôt un contrôle postural dynamique lors la marche.

Les données cinétiques et cinématiques vont dans ce sens. En effet, on observe globalement d'un point de vue cinétique une normalisation des créations de forces propulsives mettant en évidence la qualité de la stabilité dynamique lors de la marche. Les enfants présentent un déséquilibre CG-CP plus contrôlé avec un délai entre la création du déséquilibre et la production des forces propulsives moins important, illustrant une stratégie de marche en propulsion active. En effet, les enfants ne travaillent plus sur une chute de l'ensemble du corps (en bloc) afin de produire le déplacement mais sur une marche propulsive avec un contrôle du CG. Ce contrôle est également observé avec les données cinématiques où l'on

peut constater une nouvelle stratégie posturale qui s'illustre selon l'axe antéropostérieur par une tête stabilisée grâce à une fixation du regard non plus vers le sol mais plutôt vers l'avant. L'enfant présente par ailleurs un redressement de l'ensemble du corps.

Les résultats de cette étude préliminaire portant sur l'utilisation d'une rééducation robotisée apportent la preuve de son réel intérêt dans la prise en charge thérapeutique et clinique de l'enfant. Ces résultats prometteurs, porteurs d'espoir pour l'enfant et ses parents, demandent à être confirmés sur un échantillon plus important.

Discussion générale et conclusion

Le but de ce travail était dans un premier temps de caractériser le contrôle postural dans la marche chez des enfants PC et de comprendre et quantifier l'organisation locomotrice globale de ces enfants *via* l'étude du rôle de la stabilisation de la tête et celui de la relation CG-CP. À notre connaissance, la seule étude (Holt et al., 1999) menée sur la stabilisation de la tête chez les enfants atteints de paralysie cérébrale spastique (les sujets se déplaçaient sur un tapis roulant à vitesse normale) a montré que seule la variabilité de l'amplitude des déplacements de la tête différait par rapport aux enfants du groupe témoin (à développement typique).

Nos résultats confirment les résultats de Holt et al. (1999). Ils laissent apparaître des différences significatives entre les enfants PC et les enfants à développement typique, soulignant des variabilités importantes de l'angle de la tête par rapport au tronc sur les axes médiolatéral et antéropostérieur chez les sujets PC. Ces différences significatives sont également observées au niveau de la construction dynamique de la marche. Différentes études ont été menées sur la marche de l'enfant PC (*e.g.* Hsue et al., 2009a, 2009b) mais sur des thèmes et des perspectives différents n'envisageant pas par exemple le rapport CG-CP comme une dynamique de la marche mais plutôt comme un facteur à contrôler et éventuellement à corriger. Le rôle de ce déséquilibre CG-CP est envisagé d'une toute autre façon dans nos travaux. Cette approche différente nous a permis de mettre en évidence la création d'un déséquilibre CG-CP (Brenière et al., 1987, 1989 ; Brenière & Bril, 1988) plus important pour les enfants PC entraînant ainsi une production accrue de forces propulsives due à un déplacement de l'ensemble du haut du corps. Cela s'observe également par une marche de type saccadée illustrée par des successions de freinages importants lors du contact au sol diminuant ainsi la vitesse moyenne de déplacement.

Cette première partie d'expérimentations nous a permis de comprendre et d'identifier les stratégies posturales développées par les enfants PC lors de la marche, à savoir un contrôle de l'équilibre par une stabilisation en bloc de la tête sur le tronc associé à des stratégies dynamiques différentes de celles observées chez des enfants du même âge et ne présentant pas de troubles locomoteurs. Ces premiers travaux ont ainsi permis de construire une base de données à partir de laquelle nous avons pu dans un second temps mesurer et caractériser les effets d'une rééducation robotisée de la marche sur l'organisation globale et notamment sur les stratégies posturales développées par les enfants PC.

Dans ce second temps de nos travaux, l'objectif de notre étude préliminaire menée sur trois enfants PC a été de mettre en évidence les effets d'une rééducation robotisée sur l'organisation dynamique de la marche et ses paramètres spatio-temporels. Les données obtenues valident nos hypothèses de départ (cf. page 54). Elles laissent apparaître des différences significatives entre les résultats obtenus avant et après la rééducation chez ces enfants, soulignant ainsi les effets de cette dernière sur les paramètres étudiés.

Ces différences s'observent au niveau des paramètres spatio-temporels, se traduisant notamment par une meilleure symétrie des pas illustrée par un temps de double appui moins important associé à une augmentation du temps du simple appui. Ces variables traduisent selon nous la présence d'un meilleur contrôle postural lors des successions de phases de simple appui (cf. phases de déséquilibre) de la part de ces enfants. Ce contrôle postural s'observe également par une amélioration des paramètres dits généraux de la marche, c'est-à-dire une augmentation significative de la longueur des pas et de la vitesse moyenne de marche associées à une diminution importante de la cadence et de l'écartement des pas selon l'axe médiolatéral.

Ces enfants présentent également un meilleur contrôle de leur équilibre dynamique, objectivé par les valeurs cinétiques et cinématiques. D'un point de vue cinétique, ceci se traduit par des améliorations dans le contrôle du déséquilibre CG-CP afin de produire/créer les forces propulsives nécessaires au déplacement. En effet, les enfants PC montraient de façon générale avant la rééducation une production accrue du déséquilibre CG-CP entraînant la création de forces propulsives trop importantes qui se caractérisaient notamment par une marche freinée. Ces observations n'apparaissent plus après la rééducation. Les sujets présentent ainsi une organisation dynamique de plus en plus semblable à celle observée chez les enfants à développement typique de notre première étude. Ceci se traduit également par une efficacité et une production des forces propulsives de manière plus adaptée avec un délai déséquilibre CG-CP / forces propulsives réduit de façon significative.

Enfin, d'un point de vue cinématique, les résultats montrent des différences significatives au niveau de la coordination segmentaire angle de la tête par rapport au tronc, que ce soit pour les amplitudes maximales ou minimales. Cependant, ceci s'observe uniquement selon l'axe antéropostérieur, avec un enfant qui relève la tête.

Deux raisons principalement peuvent expliquer cette nouvelle organisation tête-tronc. La première trouverait son origine dans une confiance en soi accrue grâce aux apports de la

rééducation. Les enfants ne ressentent plus le besoin de regarder là où ils marchent et là où ils vont marcher (Grasso et al., 1998) avec une tête certes toujours fixée sur le tronc mais avec des amplitudes angulaires menton-tronc plus importantes. La seconde raison tient à la nature même du protocole de rééducation proposé. En effet, au cours de cette rééducation, le sujet doit impérativement fixer l'écran rendant compte des déplacements de son avatar. Ceci répond à la partie interactive de cette rééducation robotisée. Ce regard capté, toujours ancré, participe au redressement du buste du sujet et au relèvement de sa tête. Ce dispositif particulier installe en quelque sorte le sujet à son insu dans une nouvelle organisation posturo-locomotrice qui perdure une fois le cycle de rééducation achevé.

Sur l'axe médiolatéral, l'absence de différences significatives au niveau des amplitudes angulaires tête-tronc montre une tête toujours stabilisée sur le tronc par rapport à cet axe, avec une faible utilisation des degrés de liberté semblable à celle observée avant la rééducation. Ceci nous semble être dû à la conception même de l'outil qui ne propose pas un travail sur cet axe (cf. *infra* limites de l'outil).

Pour conclure, les résultats de cette étude, bien que menée sur une population réduite, montrent l'utilité de cette rééducation non associée dans ce cas précis à une rééducation plus habituelle, portant sur des mobilisations articulaires et musculaires, avec des exercices spécifiques. S'il convient de se donner les moyens de valider plus fortement les apports de cette démarche assistée (échantillon, recul dans le temps, éventuellement étude comparative entre rééducation conventionnelle et rééducation robotisée – cf. *infra* limites et perspectives), il nous semble dès à présent utile de reconsidérer aux plans clinique et thérapeutique l'apport d'une telle rééducation qui reste encore peu utilisée dans une perspective non pas de concurrence ou de remplacement mais de complémentarité aux autres rééducations déjà proposées.

Limites et perspectives

Les résultats de notre travail nous ont permis de mettre en évidence de façon générale l'organisation dynamique de la marche avant et après une rééducation robotisée chez des enfants présentant des troubles locomoteurs. Dans ce travail, certaines limites peuvent être observées.

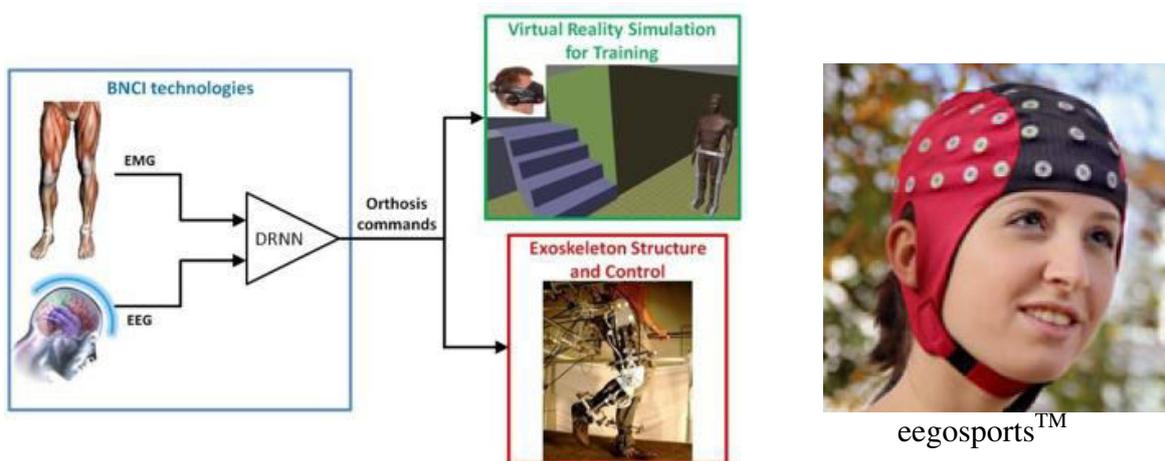
La première porte sur un échantillon restreint. Ce faible effectif s'explique en partie par la rareté des sujets répondant aux critères d'inclusion de notre étude. Pour mémoire, un certain nombre de caractéristiques ont été prises en compte qui correspondaient à autant de sélections/non inclusions successives. Il nous a fallu trouver des sujets pouvant marcher 60 mètres au minimum et pouvant bénéficier de la rééducation avec le Lokomat[®]. Cette rééducation demande notamment des disponibilités importantes dans le temps et l'acceptation de l'abandon durant ce temps de toute séance de rééducation afin d'observer électivement les effets du Lokomat[®]. Nous nous sommes ensuite orientés sur un patron de marche spécifique, à savoir le *jump gait*.

La deuxième limite est due à la nature même de l'outil. En effet, celui-ci ne travaille que dans un seul plan, à savoir le plan sagittal, limitant son action à la reproduction du cycle de marche et interdisant tout développement d'action dans le plan frontal essentiellement au niveau des membres inférieurs. Or, la marche ne se limite pas à la reproduction du cycle locomoteur. Elle met en jeu également d'autres aspects dynamiques tels que l'initiation du pas, l'arrêt de la marche ou encore le changement de direction. Ces aspects ne sont pas sollicités par le Lokomat[®]. Par ailleurs, malgré la production du mouvement par le sujet lors des différents exercices proposés avec la réalité virtuelle, le Lokomat[®] fonctionne sur un mode arthromoteur simple, c'est-à-dire sur un mode de déplacement passif des membres inférieurs sans aucune action volontaire du sujet.

La prise en compte de ces limites ouvre des perspectives permettant d'enrichir et de développer les données de cette étude préliminaire.

La première consistera à augmenter l'effectif afin d'analyser à plus grande échelle les effets de cette rééducation mais également de réaliser une analyse de la marche trois mois voire six mois après la rééducation afin d'en observer les bénéfices à long terme.

Il conviendra également de prolonger ce travail par l'apport des données électroencéphalographiques (EEG – nous utiliserons le eegosportsTM – cf. *infra*) durant la rééducation afin d'en observer les effets sur les zones corticales concernées et ainsi analyser le pourcentage d'activation et le nombre de zones activées lors de cette rééducation intensive et répétitive du cycle de marche par rapport à un pourcentage d'activation lors d'une analyse quantifiée de la marche. Cette étude permettra ainsi de visualiser les effets réels du Lokomat[®] sur les aspects et les capacités du système moteur à activer des régions devenues pour certaines inactives à la suite de la lésion. Le recueil de l'activité électrique cérébrale grâce à l'électroencéphalographie a permis d'important progrès dans les domaines de la recherche et de la rééducation. Il a été montré que des variations de potentiels électriques apparaissaient au niveau du cortex cérébral lorsque des récepteurs de la périphérie étaient stimulés (*e.g.* Adrian, 1941 ; Woolsey, 1947). Ce prochain travail reposera sur l'hypothèse selon laquelle la rééducation robotisée, proposant un apprentissage répétitif du cycle locomoteur, entraînerait une plasticité corticale plus importante qu'une rééducation classique. Ce travail d'enrichissement associant des données EEG à des outils de marche existe déjà, envisagé sous des perspectives différentes. Il se propose en effet de travailler sur la conversion des signaux issus du cerveau en signaux cinématiques. Le projet MindWalker (*e.g.* Gancet et al., 2011) en est un exemple. Ce projet poursuit trois objectifs : il associe l'apport d'une simulation *via* la réalité virtuelle à l'utilisation d'un exosquelette dirigé par les signaux EEG *via* le eegosportsTM (cf. figure 20).



DRNN : Dynamic Recurrent Neural Network

Figure 20. Le projet MindWalker. (d'après Gancet et al., 2011)

Enfin à plus long terme, ce travail expérimental sera associé à des séances de rééducation afin de conserver l'aspect clinique qui a nourri pour partie nos recherches.

Références bibliographiques

A

Adrian, E.D. (1941) Afferent discharges to the cerebral cortex from peripheral sense organs. *Journal of Physiology (London)*, 100: 159-91.

Aisen, M.L., Krebs, H.I., Hogan, N., McDowell, F. & Volpe, B.T. (1997) The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Archives of Neurology*, 54(4): 443-46.

Aisen, M.L., Kerkovich, D., Mast, J., Mulroy, S., Wren, T.A.L., Kay, R.M. & Rethlefsen, S.A. (2011) Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation. *Lancet Neurology*, 10(9): 844-52.

Amblard, B., Assaiante, C., Crémieux, J. & Marchand, A. (1990) From posture to gait: which sensory input for which function? *In: Disorders of posture and gait*, pp. 168-76. Eds: Brandt, T., Paulus, W., Bles, W., Dieterich, M., Krafczyk, S. & Staube, A., Thieme, Stuttgart.

American Spinal Injury Association (2009) Standard neurological classification of spinal cord injury. [cited 2009 Dec 8].

Available from: http://www.asia-spinalinjury.org/publications/2006_Classif_worksheet.pdf.

Arsenault, A.B., Winter, D.A. & Marteniuk, R.G. (1985) Bilateralism of EMG profiles in human locomotion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 65(1), 1-16.

Asch, S.E. & Witkin, H.A. (1948) Studies in space perception. II. Perception of the upright with displaced visual fields and with body tilted. *Journal of Experimental Psychology*, 38, 455-77.

Aschbacher, B. (2006) Comparing gait training in patients after stroke with task oriented physiotherapy or robot-assisted treadmill training a feasibility study. Lokomat-Symposium, Oktober 6th, Zürich, Suisse, unpublished conference presentation.

Assaiante, C. (1990) Contrôle visuel de l'équilibre locomoteur chez l'homme : développement et stratégies sensori-motrices. Thèse de la faculté des sciences de Luminy (Aix-Marseille II).

Assaiante, C. (1998) La construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant au cours d'activités posturo-cinétiques. *Annales de Réadaptation en Médecine Physique*, 41, 239-49.

Assaiante, C. & Amblard, B. (1992) Head-trunk coordination and locomotor equilibrium in 3- to 8-years-old children. In A. Berthoz, W. Graf, & P.P. Vidal (Eds.) *The head-neck sensory motor system* (pp. 121-25). Oxford: Oxford University Press.

Assaiante, C. & 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. & Amblard, B. (1995) An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in humans. *Human movement science*, 14, 13-43.

Assaiante, C. & Chabrol, B. (2010) Développement et troubles de la marche chez l'enfant. *Revue Neurologique*, 166, 149-57.

Aubert, H. (1861) Eine scheinbare Drehung von Objekten bei Neigung des Kopfes nach rechts oder links *Virchows Archiven*, 20, 381-93.

B

Babinski, J. (1899) De l'asynergie cérébelleuse. *Revue Neurologique*, 7, 806-16.

Bai, D.L. & Bertenthal, B.I. (1992) Locomotor status and the development of spatial search skills. *Child Development*, 63, 215-26.

Bakker, M., De Lange, F.P., Helmich, R.C., Scheeringa, R., Bloem, B.R. & Toni, I. (2008) Cerebral correlates of motor imagery of normal and precision gait. *Neuroimage*, 41, 998-1010.

Barbeau, H. & Rossignol, S. (1987) Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Research*. 412(1): 84-95.

Barbeau, H., Wainberg, W. & Finch, L. (1987) Description and application of a system for locomotor rehabilitation. *Medicine & Biological Engineering & Computing*, 25: 341-4.

Barbeau, H. & Rossignol, S. (1994) Enhancement of locomotor recovery following spinal cord injury. *Current Opinion in Neurology* 7(6): 517-24.

Barthélemy, D., Grey, M.J., Nielsen, J.B. & Bouyer, L. (2011) Involvement of the corticospinal tract in the control of human gait. *Progress in Brain Research*, 192: 181-97.

Bear, M.F., Connors, B.W. & Paradiso, M.A. (2002) *Neurosciences, à la découverte du cerveau*. Edition Pradel, chap. 14, 481-509.

Beck, R., Andriacchi, T.P., Kuo, K.N., Fermier, R.W. & Galante, J.O. (1981) Changes in the gait pattern of the growing children. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 63, 1452-56.

Behrman, A. & Harkema, S. (2007) Physical rehabilitation as an agent for recovery after spinal cord injury. *Physical Medicine Rehabilitation Clinics of North America*, 18: 183-202.

Belink'ii, V.Y., Gurfinkel, V.S. & Paltsev, Y.I. (1967) Elements of control of voluntary movement. *Biofizikia*, 12, 135-41.

Benson, J.B. (1990) The significance and development of crawling in human infancy. *In* J.E. Clark & J.H. Humphrey (Eds.) *Advances in motor development research* 3 (91-142). New York: AMS Press.

Berger, W. (1992) Normal and impaired development of children's gait. *In* H. Forsberg & H. Hirschfeld (Eds.) *Movement disorders in children* (182-85). Basel: Karger.

Bernard, P. & Ninot, G. (2002) *Les déficiences motrices*. Editions Revue EP & S., 89 p.

Bernstein, N. A. (1947) *O postroenii dvizhenii* [On the construction of movements]. Moscow: Medzig.

Bernstein, N. A. (1967) *On the co-ordination and regulation of movements*. New York: Pergamon Press.

Berthoz, A. (1978) Parallel processing in the vestibular control of eye movements. *Neuroscience*, 3, 119-23.

Berthoz, A. (1997) *Le sens du mouvement*. Editions Odile Jacob, Paris, 345 p.

Berthoz, A. & Pozzo, T. (1988) Intermittent head stabilization during postural and locomotion tasks in humans. *In* Amblard, B., Berthoz, A., Clarac, F. Editors: *Posture and gait: development, adaptation and modulation*. Amsterdam: Elsevier, 189-98.

Berthoz, A. (2000) *Le cerveau et le mouvement*. *In* L'université de tous les savoirs, Tome I : *Qu'est-ce que la vie ?* Editions Odile Jacob, Paris, 450-62.

Bioulac, B., Burbaud, P., Cazalets, J-R. & Gross, C. (2004) Fonctions motrices. *EMC-Neurologie*, 1, 277-329.

Bonnet, M., Gurfinkel, S., Lipshits, M.I. & Popov, K.E. (1976) Central programming of lower limb muscular activity in standing man. *Agressologie*, 17, 35-42.

Bonnier, P. (1898) A propos du soi-disant sens musculaire. *Revue neurologique*, 97-100.

Borggraefe, I., Schaefer, J.S., Simon, J., Klaiber, M., Dabrowski, E., Ammann-Reiffer, C., Knecht, B., Berweck, S., Heinen, F. & Meyer-Heim, A. (2010) Robotic-assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Neurology*, 14: 496-502.

Bouisset, S. (1981) *Postures et mouvements. Un précis de physiologie du travail. Notions d'ergonomie*. J. Scherrer & coll, Massion, 2^{ème} édition, 29-105.

Bouisset, S. (1991) Relation entre support postural et mouvement intentionnel : approche biomécanique. *Archives Internationales de Biochimie et Biophysique*, 99, 5, A77-92.

Bouisset, S. & Zattara, M. (1981) A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters*, 22, 263-70.

Bouisset, S. & Zattara, M. (1987) Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20, 735-42.

Braune, W. & Fisher, O. (1894) *The human gait*. Springer-Verlag, 437 p.

Brenière, Y., Do, M-C. & Sanchez, J. (1981) A biomechanical study of gait initiation process. *Journal de Biophysique et Médecine Nucléaire*, 5, 197-205.

Brenière, Y. & Do, M-C. (1986) When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin ? *Journal of Biomechanics*, 19, 1035-40.

Brenière, Y., Do, M-C. & Bouisset, S. (1987) Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, 19(1), 62-76.

Brenière, Y. & Bril, B. (1988) Pourquoi l'enfant marche-t-il en tombant, alors que l'adulte tombe en marchant ? *Compte- rendu de l'Académie des Sciences*, 307, 617-22.

Brenière, Y., Bril, B. & Fontaine, R. (1989) Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion for children under 200 days of autonomous walking. *Journal of Motor Behavior*, 21, 20-37.

Brenière, Y. & Do, M-C. (1991) Control of gait initiation. *Journal of Motor Behavior*, 23, 235-40.

Brenière, Y. & Bril, B. (1998) Development of postural control of gravity forces in children during the first five years of walking. *Experimental Brain Research*, 121, 255-62.

Bril, B. & Brenière, Y. (1992) Postural requirements and progression velocity in young walkers. *Journal of Motor Behavior*, 24, 105-16.

Bril, B. & Brenière, Y. (1993) Posture and independent locomotion in early childhood: learning to walk or learning dynamic postural control? *In* G.J.P. Savelsbergh (Eds.) *The development of coordination in infancy* (337-58). Amsterdam: Elsevier Science Publishers.

Bril, B., & Ledebt, A. (1998) Head coordinations as a means to assist sensory integration in learning to walk. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 22, 555-63.

Bril, B. (2000) La genèse des premiers pas. *In* J. Rivière (Eds.) *Le développement psychomoteur du jeune enfant* (53-85). Marseille : Solal éditeur (Coll. Psychomotricité).

Brogren, E., Hadders-Algra, M. & Forssberg, H. (1998) Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, 22, 591-606.

Brusch, K., Schuler, T., Koenig, A., Zimmerli, L., Mérillat (-Koenke), S., Lünenburger, L., Riener, R., Jäncke, L. & Meyer-Heim, A. (2010) Influence of virtual reality soccer game on walking performance in robotic assisted gait training for children. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1): 1-9.

Brusch, K., Koenig, A., Zimmerli, L., Mérillat (-Koenke), S., Riener, R., Jäncke, L., J.A. Van Hedel, H. & Meyer-Heim, A. (2011) Virtual reality for enhancement of robot-assisted gait training in children with neurological gait disorders. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43: 493-99.

Burnett, C.N. & Johnson, E.W. (1971) Development of gait in childhood. Part I: Method. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 13, 196-206.

C

Callaghan, J.P., Patla, A.E. & McGill, S.M. (1999) Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clinical Biomechanics* 14(3): 203-16.

Campbell, J. & Ball, J. (1978) Energetics of walking in cerebral palsy. *Orthopedic Clinics of North America*, 9: 374-7.

Cappozzo, A. (1981) Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, 14(6): 411-25.

Cappozzo A. (1983) The forces and couples in the human trunk during level walking. *Journal of Biomechanics* 16(4): 265-77.

Cavagna, G.A., Franzetti, P. & Fuchimoto, T. (1983) The mechanics of walking in children. *Journal of Physiology*, 343, 323-39.

Chang, W.H., Kim, M.S., Huh, J.P., Lee, P.K. & Kim, Y.H. (2012) Effect of robot-assisted gait therapy on cardiopulmonary fitness in subacute stroke patients: a randomized controlled study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 26(4): 318-24.

Changeux, J.P. (2008) *Du vrai, du beau, du bien*. Editions Odile Jacob, 544 p.

Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E. & Stauffer, R.N. (1983) Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3): 219-33.

Chen, C.L. (2003) Correlation of polyelectromyographic patterns and clinical motor manifestations in children with cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, 82: 627-35.

Collins, S.H., Adamczyk, P.G. & Kuo, A.D. (2009) Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 276, 3679-88.

Colombo, G. (2000) The “Lokomat” A driven ambulatory orthosis. *Medical Orthopedic Technologies*, 6: 178–81.

Colombo, G., Joerg, M., Schreier, R. & Dietz, V. (2000) Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(6): 693–700.

Colombo, G., Wirz, M. & Dietz, V. (2001) Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord*, 39(5): 252–55.

Corrêa, J.C. F., Corrêa, F.I., Franco, R.C. & Bigongiari, A. (2007) Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 47, 131-6.

Crenna, P. & Frigo, C. (1991) A motor program for the initiation of forward-oriented movements in humans. *Journal of Physiology*, 437, 635-53.

Crenna, P. (1998) Spasticity and “spastic” gait in children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22 (4), 571-78.

Cromwell, R.L., Newton, R.A. & Carlton L.G. (2001) Horizontal plane head stabilization during locomotor tasks. *Journal of Motor Behavior*, 33(1), 49-58.

D

Dedieu, P. (2011) Dynamique de coordination chez l'homme, de la coordination intra-membre à la coordination inter-membres. Thèse pour l'obtention du grade de Docteur en Sciences de l'Université Toulouse III-Paul Sabatier, 165 p.

De Leon, R.D., Hodgson, J.A., Roy, R.R. & Edgerton, V.R. (1998a) Full weight bearing hindlimb standing following stand training in the adult spinal cat. *Journal of Neurophysiology*, 80: 83-91.

De Leon, R.D., Hodgson, J.A., Roy, R.R. & Edgerton, V.R. (1998b) Locomotor capacity attributable to step training versus spontaneous recovery after spinalization in adult cats. *Journal of Neurophysiology*, 79: 1329-40.

De Leon, R.D., Hodgson, J.A., Roy, R.R. & Edgerton, V.R. (1999) Retention of hindlimb stepping ability in adult spinal cats after the cessation of step training. *Journal of Neurophysiology*, 81: 85-94.

De Luca, P. A., Davis, R. B., Ounpuu, S., Rose, S. & Sirkin, R. (1997) Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three dimensional gait analysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 17(5): 608-14.

Dempster, W. T. (1955) Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs. WADC technical report 55-159, Wright air development center, 254 p.

De Rosnay, J. (1975) *Le macroscope*. Editions du Seuil, Collection Points, Paris, 351 p.

Desmurget, M., Grafton, S.T., Vindras, P., Gréa, H. & Turner, R.S. (2003) Basal ganglia network mediates the planning of movement amplitude. *Experimental Brain Research*, 153: 197-209.

Dietz, V. (2009) Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting. *Brain Research Bulletin*, 78: I-VI.

Droulez, J. & Berthoz, A. (1986) Servo-controlled (conservative) versus topological (projective) mode of sensory motor control. *In Disorders of posture and Gait*, Eds. W. Bles and T. Brandt. Elsevier: Amsterdam, 83-97.

Druzicki, M., Rusek, W., Szczepanik, M., Dudek, J. & Snela, S. (2010) Assessment of the impact of orthotic gait training on balance in children with cerebral palsy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12: 53-8.

Dyde, R.T., Jenkin, M. R. & Harris, L. R. (2006) The subjective visual vertical and the perceptual upright. *Experimental Brain Research*, 173, 612-22.

E

Eberhart, H.D., Inman, V.T & Bresler, B. (1969) The principal elements in human locomotion. *In Human limbs and their Substitutes*, Hafner (Eds.), 437-71.

Elftman, H. (1939) The function of the arms during walking. *Human Biology* (11), 529-35.

Engberg, I. & Lundberg, A. (1962) An electromyographic analysis of stepping in the cat. *Experientia*, 18, 174.

Engberg, I. & Lundberg, A. (1969) An electromyographic analysis of muscular activity in the hindlimb of the cat during unrestrained locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 75, 614-30.

F

Fernandez Ballesteros, M.L., Buchthal, F. & Rosenfalck, P. (1965) The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta Physiologica Scandinavica*, 63(3), 296-310.

Field-Fote, E., Lindley, S. & Sherman, A. (2005) Locomotor training approaches for individuals with spinal cord injury: a preliminary report of walking-related outcomes. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 29: 127-37.

Filho, M.C., Yoshida, R., Carvalho Wda, S., Stein, H.E. & Novo, N.F. (2008) Are the recommendations from three-dimensional gait analysis associated with better postoperative outcomes in patients with cerebral palsy? *Gait Posture*, 28: 316-22.

Forsberg, H., Grillner, S., Halbertsma, J. & Rossignol, S., (1980) The locomotion of the spinal cat. II. Interlimb coordination. *Acta Physiologica Scandinavica*, 108: 283-95.

Forsberg, H. (1985) Ontogeny of human locomotor control I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Experimental Brain Research*, 57, 480-493.

Forsberg, H. (1992) Evolution of plantigrade gait: Is there a neural correlate? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 34: 916-25.

Friedman, M.B. (1975) Visual control of head movements during avian locomotion. *Nature*, 225, 67-9.

Frigo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M. & Negrini, S. (2003) The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics*, 18(5): 419-25.

Frost, B.J. (1978) The optokinetic basis of head-bobbing in the pigeon. *Journal of Experimental Biology*, 74, 187-95.

G

Gage, J.R. (1991) Gait analysis in cerebral palsy. *Clinics in developmental medicine*. Oxford, Blackwell: xv, 206. Mac Keith Press, London: 121.

Gage, J.R., Perry, J., Hicks, R.R., Koop, S. & Wertz, J.R. (1987) Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 29(2): 159-66.

Gancet, J., Ilzkovitz, M., Chéron, G., Ivanenko, Y., van der Kooij, H., van der Helm, F., Zanow, F. & Thorsteinsson, F. (2011) Mindwalker: A Brain Controlled Lower Limbs Exoskeleton for Rehabilitation. *Potential Applications to Space*. ESA/ESTEC Workshop, Noordwijk, The Netherlands, 12 – 14 april, 7 p.

Garvey, M.A., Giannetti, M.L., Alter, K.E. & Lum, P.S. (2007) Cerebral palsy: new approaches to therapy. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 7: 147-55.

Gelfand, I.M. & Latash, M.L. (1998) On the problem of adequate language in movement science. *Motor Control*, 2: 306-313.

Gibson J. J. (1952) The relation between visual and postural determinants of the phenomenal vertical. *Psychological Review*, 59, 370-75.

Goldie, P.A., Matyas, T.A. & Evans, O.M. (1996) Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 1074-82.

Graham Brown, T. (1911) The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proceedings of the Royal Society of London B*, 84, 308-19.

Grasso, R., Prévost, P., Ivanenko, Y.P. & Berthoz, A. (1998) Eye-head coordination for the steering of locomotion in humans: an anticipatory synergy. *Neuroscience Letters*, 253 (2, 4), 115-18.

Grillner, S. (1975) Locomotion in vertebrates: central mechanisms and reflex interaction. *Physiology Review*, 55, 247-99.

Grillner, S. (2006) Biological Pattern Generation: the cellular and computational logic of networks in motion. *Neurosciences*, 52, 751-66.

Grillner, S. & Zangger, P. (1979) On the central generation of locomotion in the low spinal cat. *Experimental Brain Research*, 34: 24, 1-26 I.

Grossman, G.E., Leigh, R.J., Abel, L.A., Lanska, D.J. & Thurston, S.E. (1988) Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Experimental Brain Research*, 70, 470-76.

Grossman, G.E., Leigh, R.J., Bruce, E.N., Huebner, W.P. & Lanska, D.J. (1989) Performance of the human vestibulo-ocular reflex during locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 62, 264-72.

Gurfinkel, V.S., Lipshits, M.I. & Popov, K.E. (1981) Stabilization of the body position as the main task of postural regulation (translation). *Fiziologiya Cheloveka*, 7, 400–10.

H

Head, H. & Holmes, G. (1911) Sensory disturbances from cerebral lesions. *Brain*, 34, 102-245.

Hebb, D. O. (1949) *The Organization of Behavior: A Neurophysiological Theory*. Wiley, New York.

Herman, R., Wirta, R., Bampton, S. & Finley, F.R. (1976) Human solutions for locomotion: single limb analysis. *In* R.M. Herman, S. Grillner, P.S.G. Stein & D.G. Stuart (Eds.), *Neural control of locomotion*, New-York, Plenum Press, 13-49.

Herr, H. & Popovic, M. (2008) Angular momentum in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 211, 467-81.

Hess, W.R. (1943) Teleokinetisches und ereimatisches kräftsystem in der Biometorik. *Helvetice Physiologica Pharmacol. Acta*, 14 D, 65-72.

Hesse, S., Bertelt, C., Schaffrin, A., Malezic, M. & Mauritz, K.H. (1994) Restoration of gait nomambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75: 1087-93.

Hidler, J., Nichols, D., Pelliccio, M., Brady, K., Campbell, D.D., Kahn, J.H. & Hornbt, T.G. (2009) Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(1): 5-13.

Hocoma (2009) Lokomat[®] - functional locomotion therapy with augmented feedback. [cited 2009 Dec 8]. Available from: <http://www.hocoma.ch/en/products/lokomat/>

Holden, M.K. (2005) Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyberpsychology and Behavior*, 8(3), 187-211.

Holt, K.G., Ratcliffe, R. & Jeng S-F. (1999) Head stability in walking in children with cerebral palsy and in children and adults without neurological impairment. *Research Report*, 79 (12), 1153-1162.

Holt, R.L. & Mikati, M.A. (2011) Care for child development: basic science rationale and effects of interventions. *Pediatric Neurology*, 44: 239-53.

Hornby, T.G., Zemon, D.H. & Campbell, D.D. (2005a) Robotic-assisted, body weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy*, 85: 52-66.

Hornby, T.G., Campbell, D.D., Zemon, D.H. & Kahn, J.H. (2005b) Clinical and quantitative evaluation of robotic-assisted treadmill walking to retrain ambulation after spinal cord injury. *Topics in Spinal Cord Injury & Rehabilitation*, 11: 1-17.

Hornby, T.G., Campbell, D.D., Kahn, J.H., Demott, T., Moore, J.L. & Roth, H.R. (2008) Enhanced gait-related improvements after therapist versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke*, 39: 1786-92.

Hsue, B-J., Miller, F. & Su, F-C. (2009a) The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*, 29: 465-70.

Hsue, B-J., Miller, F. & Su, F-C. (2009b) The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part II: Instantaneous velocity and acceleration of COM and COP and their relationship. *Gait & Posture*, 29: 471-76.

Husemann, B., Mueller, F., Krewer, C. & Koenig, E. (2007) Effects of locomotion training with assistance of robotic-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilots study. *Stroke*, 38(2): 349-54.

Hutin, E., Pradon, D., Barbier, F., Gracies, J.M., Bussel, B., Roche, N. (2010) Lower limb coordination in hemiparetic subjects: impact of botulinum toxin injections into rectus femoris. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24, 442-49.

I

Imai, T., Moore, S.T., Raphan, T. & Cohen, B. (2001) Interaction of the body, head, and eyes during walking and turning. *Experimental Brain Research*, 136(1), 1-18.

Inman, V.T., Ralston, H.J. & Todd, F. (1981) *Human walking*. Williams and Wilkins, 154 p.

J

Jahn, K., Deutschlander, A., Stephan, T., Strupp, M., Wiesmann, M. & Brandt, T. (2004) Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging. *Neuroimage*, 22, 1722-31.

Jahn, K., Deutschlander, A., Stephan, T., Kalla, R., Wiesmann, M., Strupp, M. & Brandt, T. (2008) Imaging human supraspinal locomotor centers in brainstem and cerebellum. *Neuroimage* 39, 786-92.

Jain, N., Sullivan, M., Kazis, L., Tun, C. & Garshick, E. (2007) Factors associated with health-related quality of life in chronic spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86: 387-96.

Jarrassé, N., Roby-Brami, A., Saint-Bauzel, L. & Morel, G. (2014) Mise à jour thérapeutique. Les exosquelettes robotisés : réalités et perspectives. *Le Magazine de la Chirurgie Francophone*, mars, 6-9.

Jeannerod, M. (1997) De la physiologie mentale. Histoire des relations entre psychologie et biologie. Paris : Odile Jacob, 305p.

Jeannerod, M. (2006) Plasticité du cortex moteur et récupération motrice. *Motricité cérébrale*, 27(2), 50-56.

K

Kandel, E. R., Schwartz, J. H. & Jessell, T. M. (2000) *Principles of Neural Science*, 4th edition, McGraw Hill, 1414 p.

Kawato, M. (1996) Trajectory formation in arm movements: minimization principles and procedures. *In Advances in motor learning and control*. Edited by Zelaznik, H.N. Illinois: Human Kinetics Publishers, 225-59.

Kawato, M. (1999) Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurophysiology*, 9: 718-27.

Kay, R.M., Dennis, S., Rethlefsen, S., Reynolds, R.A., Skaggs, D.L. & Tolo, V.T. (2000) The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making. *Clinical Orthopedics and Related Research*, 217-22.

Kirshblum, S. (2004) New rehabilitation interventions in spinal cord injury. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 27: 342-50.

Klobucká, S., Kovác, M., Ziaková, E. & Klobucky, R. (2013) Effect of robot-assisted treadmill training on motor functions depending on severity of impairment in patients with bilateral spastic cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Robotics*, 1: 71-81.

Knikou M. (2010) Neural control of locomotion and training-induced plasticity after spinal and cerebral lesions. *Clinical Neurophysiology*, 121: 1655-68.

Koenig, A., Wellner, M., Koneke, S., Meyer-Heim, A., Lunenburger, L. & Riener, R. (2008) Virtual gait training for children with cerebral palsy using the Lokomat gait orthosis. *Studies in Health Technology and Informatics*, 132: 204-9.

Krakauer, J.W. & Mazzoni, P. (2011) Human sensorimotor learning: adaptation, skill, and beyond. *Current Opinion in Neurobiology*, 21: 636-44.

Krebs, D.E., Wong, D., Jevsevar, D., O Riley, P. & Hodge, WA. (1992) Trunk and head kinematics during locomotor activities. *Physical Therapy*, 72, 505-14.

Kwakkel, G., Wagenaar, R.C., Koelman, T.W., Lankhorst, G.J. & Koetsier, J.C. (1997) Effects of intensity of rehabilitation after stroke. A research synthesis. *Stroke*, 28(8): 1550-6.

Kyung, H.J. & Kim, Y.H. (2008) Effects of robot-assisted gait therapy on locomotor recovery in stroke patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40: 148.

L

Lashley, K. S. (1930). Basic neural mechanisms in behavior. *Psychological Review*, 37, 1-24.

Latash, M. L. (2000) There is No Motor Redundancy in Human Movements. There is Motor Abundance. *Motor Control*, 4, 259-61.

Latash, M. L. (2012a) The Bliss of Motor Abundance. *Experimental Brain Research*, 217, 1, 1-5.

Latash, M. L. (2012b) Movements that are Both Variable and Optimal. *Journal of Human Kinetics*, vol. 34, 5-13.

Latash, M. L., Scholz, J. P. & Schönner, G. (2007) Toward a New Theory of Motor Synergies. *Motor Control*, 11, 276-308.

Ledebt, A. (1996) Apprendre à marcher : développement des mouvements de la tête et du tronc au cours des deux premières années d'acquisition de la marche étudié conjointement au développement des réponses vestibulo-oculaires. Thèse pour l'obtention du grade de Docteur en Sciences de l'Université Paris XI Orsay, 114 p.

Ledebt, A., Bril, B. & Wiener-Vacher, S. (1995) Trunk and head stabilization during the first months of independent walking. *NeuroReport*, 6, 1737-40.

Ledebt, A., Bril, B. & Brenière, Y. (1998) The build up of anticipatory behavior: an analysis of the development of gait initiation in children. *Experimental Brain Research*, 120, 9-17.

Ledebt, A. & Bril B. (2000) The acquisition of upper body stability during walking in toddlers. *Developmental Psychobiology*, 36(4), 311-24.

Lee, W. A. (1984) Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. *Journal of Motor Behavior*, 16(2), 135-70.

Little, W.L. (1843) Lectures on the deformity of the human frame. *Lancet*, 1: 318-20.

Lofterod, B., Terjesen, T., Skaaret, I., Huse, A.B. & Jahnsen, R. (2007) Preoperative gait analysis has a substantial effect on orthopaedic decision making in children with cerebral palsy: comparison between clinical evaluation and gait analysis in 60 patients. *Acta Orthopaedica*, 78: 74-80.

Lofterod, B. & Terjesen, T. (2008) Results of treatment when orthopaedic surgeons follow gait-analysis recommendations in children with CP. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50: 503-9.

Lovely, R.G., Gregor, R.J., Roy, R.R. & Edgerton, V.R. (1986) Effects of training on the recovery of full-weight-bearing stepping in the adult spinal cat. *Experimental Neurology*, 92: 421-35.

Lünenburger, L., Colombo, G., Riener, R. & Dietz, V. (2004) Biofeedback in gait training with the robotic orthosis Lokomat. *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 7: 4888–91.

Lünenburger, L., Colombo, G. & Riener, R. (2007) Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 4, 1.

Luyat, M. (1997) Verticale subjective versus verticale posturale : une note sur l'étude de la perception de la verticale. *L'année psychologique*, 97(3) : 433-47.

M

Maciaszczyk-Jedeau, S. (1992) De la marche automatique à la marche autonome : effet d'un exercice précoce. Thèse de Doctorat, Université René Descartes et EPHE.

Mancini, F., Sandrini, G., Moglia, A., Nappi, G. & Pacchetti, C. (2005) A randomised, doubleblind, dose-ranging study to evaluate efficacy and safety of three doses of botulinum toxin type A (Botox) for the treatment of spastic foot. *Neurological Sciences*, 26, 26-31.

Marey, E.J. (1894) Des mouvements que certains animaux exécutent pour retomber sur leurs pieds lorsqu'ils sont précipités d'un lieu élevé. *Compte-rendu des séances de l'Académie des Sciences*, séances des 29 octobre et 5 novembre, t. 118, 4 p.

Massion, J. (1984) Postural changes accompanying voluntary movements. Normal and pathological aspects. *Human Neurobiology*, 2, 261-67.

Massion, J. (1992) Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.

Massion, J. (1994) Postural control system. *Neurobiology*, 877-887.

Massion, J. (1997) *Cerveau et motricité*. Presses Universitaires de France, Paris, 187 p.

Mayr, A., Kofler, M., Quirbach, E., Matzak, H., Fröhlich, K. & Saltuari, L. (2007) Prospective, blinded, randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21: 307-14.

Mehrholz, J., Kugler, J. & Pohl, M. (2008) Locomotor training for walking after spinal cord injury. *Spine*, 33(21): E768-77.

Mehrholz, J. & Pohl, M. (2012) Electromechanical-assisted gait training after stroke: A systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44(3), 193-9.

Merleau-Ponty, M. (1945) *Phénoménologie de la perception*. NRF, Editions Gallimard, 531 p.

Meyer-Heim, A., Borggraefe, I., Ammann-Reiffer, C., Berweck, S., Sennhauser, F.H., Colombo, G., Knecht, B. & Heinen, F. (2007) Feasibility of robotic-assisted locomotor training in children with central gait impairment. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 49(12): 900-6.

Meyer-Heim, A., Ammann-Reiffer, C., Schmartz, A., Schäfer, J., Sennhauser, F.H., Heinen, F., Knecht, B., Dabrowski, E. & Borggraefe, I. (2009) Improvement of walking abilities after robotic assisted locomotion training in children with cerebral palsy. *Archives of Disease in Childhood*, 94(8): 615-20.

McGraw, M.B. (1932) From reflex to muscular control in the assumption of an erect posture and ambulation in the human infant. *Child Development*, 3, 291-97.

McGraw, M.B. (1941) Development of neuromuscular mechanisms as reflected in the crawling and creeping of the human infant. *The Journal of Genetic Psychology*, 58, 83-111.

McGraw, M.B. (1945) *The neuromuscular maturation of the human infant*. New York: Columbia University Press.

Mittelstaedt, H. (1983) A new solution to the problem of the subjective vertical. *Naturwissenschaften*, 70, 272-81.

Mittelstaedt, H. (1992) Somatic versus vestibular gravity reception in man. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 656: 124-39.

Mittelstaedt, H. (1998) Origin and processing of postural information. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22 (4), 473-78.

Mittelstaedt, H. (1999) The role of the otoliths in perception of the vertical and in path integration. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 871: 334-44.

Montinaro, A., Piccinini, L., Romei, M., Bo, I., Molteni, F., Turconi, A.C., Corbetta, C., Tebaldi, S., Palazzo, M. & Solcia, E. (2010) Robotic-assisted locomotion training in children affected by cerebral palsy. *Gait and Posture* (335), 55-6.

Morawietz, C. & Moffat, F. (2013) Effects of locomotor training after incomplete spinal cord injury: a systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11): 2297-2308.

Moreno De Luca, A., Ledbetter, D.H. & Martin, C.L. (2012) Genetic insights into the causes and classification of the cerebral palsies. *Lancet Neurology*, 11, 283-92.

Murray, M.P., Seireg, A. & Scholz, R.C. (1967) Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, 23(6); 831-38.

N

Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S. & Bourbonnais, D. (2003) Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait and posture*, 18, 134-42.

Nashner, L.M., Shumway-Cook, A. & Marin, O. (1983) Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research*, 49, 393-409.

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, Karger, 1-8.

Newell, K.M. (1991) Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*, 42: 213-37.

Noreau, L. & Shephard, R. (1995) Spinal cord injury, exercise and quality of life. *Sports Medicine*, 20: 226–50.

Nsenga Leunkeu, A., Gayda, M., Merzouk, A., Temfemo, A., Lecoutre, N. & Ahmaidi, S. (2005) Aerobic capacity and skeletal muscle function in child with cerebral palsy. *Sciences du Sport*, 20 : 293-6.

Nudo, R.J., Wise, B.M., SiFuentes, F. & Milliken, G.W. (1996) Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science*, 272 (5269): 1791-4.

O

Ohlmann, T. (1990) Les systèmes perceptifs spatiaux vicariants. *In* M. Reuchlin, J. Lautrey, C. Marendaz, T. Ohlmann (Eds), *Cognition : l'individuel et l'universel*. Presses Universitaires de France, Paris, 21-58.

Okamoto, T. & Kumamoto, M. (1972) Electromyographic study of the learning process of walking in infants. *Electromyography*, 12, 149-58.

Organisation Mondiale de la Santé (OMS) (2001) Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé. Genève. <http://www.who.int/classifications/icf/en/>

P

Paillard, J. (1971) Les déterminants moteurs de l'organisation spatiale. *Cahiers de Psychologie*, 14 (4), 261-316.

Paillard, J. (1976) Tonus, posture et mouvement. *In* *Traité de Physiologie*, C. Kayser Editeur, Tome III, Chapitre 6, Flammarion, Paris, 521-728.

Paillard, J. (1980) Le corps situé et le corps identifié. Une approche psychophysiologique de la notion de schéma corporel. *Revue de la Suisse Romande*, 100, 129-41.

Paillard, J. (1984) Espace et structure de l'espace. J. Paillard, *La lecture sensori-motrice et cognitive de l'expérience spatiale*. Directions et distances, Paris : CNRS, 1, 7-19.

Paillard, J. (1985) Les niveaux sensori-moteur et cognitif du contrôle de l'action. *In* M. Laurent & P. Therme (Eds.). *Recherche en Activités Physiques et Sportives*, Université Aix-Marseille II, 147-63.

Paillard, J. (1988) Posture and locomotion: old problems and new concepts. *In* *Posture and Gait: Development, adaptation and modulation*. B. Amblard, A. Berthoz and F. Clarac, Editors, Elsevier Science Publications, V-XI.

Paillard, J. & Badan, M. (1997) A propos de l'héminégligence : bilan et perspectives. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 40, 503-18.

Patritti, B., Romaguera, F., Deming, L., Mirelman, A., Pelliccio, M., Nimec, D. & Bonato, P. (2009) Enhancement and retention of locomotor function in children with cerebral palsy after robotic gait training. *Gait and Posture* (305), 9-10.

Pélissier, J., Brun, V. & Enjalbert, M. (1993) Posture et équilibre. *In* J., Pélissier, V., Brun, M., Enjalbert, Posture, équilibre et médecine de rééducation. Editions Masson, 1-9.

Penneçot, G. F. (2000) L'enfant diplégique marchant. Conférence d'enseignement de la Sofcot 2000, 73 : 265-76.

Penneçot, G.F. (2002) Manuel National d'Orthopédie Pédiatrique.

Perry, J. (1992) Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare (N.J.), Slack Incorporated: xxxii, 524.

Philippson, M. (1905) L'autonomie et la centralisation dans le système nerveux des animaux (Autonomy and centralization in the animal nervous system). *Travaux du Laboratoire de Physiologie, Institut Solvay (Bruxelles)* 7, 1–208.

Piéron, H. (1951) Vocabulaire de la Psychologie. *Presses universitaires de France*, 356 p.

Piette, P. & Pasquier, J. (2012) Réalité virtuelle et rééducation. *Kinesitherapy Review*, 12(128-129): 38-41.

Pittock, S.J., Moore, A.P., Hardiman, O., Ehler, E., Kovac, M., Bojakowski, J., Khawaja, I.A.I. & Brozman, M. (2003) A double-blind randomised placebo-controlled evaluation of 3 doses of botulinum toxin type A (Dysport) in the treatment of spastic equinovarus deformity after stroke. *Cerebrovascular Diseases*, 15(4), 289-300.

Pollock, A. S., Durward, B. R. & Rowe, P. J. (2000) What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14, 402-6.

Pontzer, H., Holloway, J.H., Raichlen, D.A. & Lieberman, D.E. (2009) Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 212(6), 523-34.

Pozzo, T. (1990) Contribution de l'orientation du regard et de la stabilisation céphalique au contrôle de la posture et du mouvement. Thèse de Doctorat de l'Université Paris VI, spécialité Sciences de la vie. 122 p.

Pozzo, T., Berthoz, A. & Lefort, L. (1990) Head stabilization during various locomotor tasks in humans: I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*, 82, 97-106.

Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. & Vitte, E. (1991) Head stabilization during various locomotor tasks in humans: II. Patients with vestibular deficits. *Experimental Brain Research*, 85, 208-17.

Pozzo, T., Berthoz, A. & Lefort, L. (1992) Head kinematics during complex movements. *The Head-Neck Sensory Motor System*, A. Berthoz, P.P. Vidal and W. Graaf (Eds). Oxford University Press, 587-90.

Pozzo, T., Levik, Y. & Berthoz, A. (1995) Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. *Experimental Brain Research*, 106, 327-38.

Putzke, J., Richards, J., Hicken, B. & DeVivo, M. (2002) Predictors of life satisfaction: a spinal cord injury cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83: 555-61.

R

Ramón y Cajal, S. (1909-1911) *Histologie du système nerveux de l'homme et des vertébrés*. Edition française, revue et mise à jour par l'auteur, traduite de l'espagnol par le Dr. L. Azoulay, Tome premier. Paris, A. Maloine, Editeur.

R Development Core Team. *R: A Language and Environment for Statistical Computing*, 2011: ISBN 3-900051-07-0. <http://www.R-project.org>

Recondo, J. (2004) *Sémiologie du système nerveux : du symptôme au diagnostic*. Paris : Flammarion médecine-sciences, 496 p.

Riener, R., Lünenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G. & Dietz, V. (2005) Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering A*. Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 13(3): 380–94.

Ripoll, H., Bard, C. & Paillard, J. (1986) Stabilization of head and eyes on target as a factor in successful basketball shooting. *Human Movement Science*, 5, 47–58.

Robertson, J.V., Pradon, D., Bensmail, D., Fermanian, C., Bussel, B. & Roche, N. (2009) Relevance of botulinumtoxin injection and nerve block of rectus femoris to kinematic and functional parameters of stiff knee gait in hemiplegic adults. *Gait & Posture*, 29, 108-12.

Roby-Brami, A., Hoffmann, G., Laffont, I., Combeaud, M. & Hanneton, S. (2005) Redondance du membre supérieur et compensation des déficiences motrices. *In Vision, espace et cognition : fonctionnement normal et pathologique*. Yann Coello, Séverine Casalis et Christine Moroni (Ed.), 143-60.

Rodda, J. M., Graham, H. K. & Carson, L. (2004) Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86-B, 2: 251-8.

Rosenbaum, D. A. (1991) *Human Motor Control*. Academic Press, 411 p.

Rossignol, S., Barbeau, H. & Provencher, J., (1982) Locomotion in the adult chronic spinal cat, *Society from Neuroscience - Abstract*, (8) 163.

S

Saltuari, L. (2004) Efficiency of Lokomat training in stroke patients. *Neurological Rehabilitation*, 10: S4.

Saltzman, E. (1979) Levels of sensorimotor representation. *Journal of Mathematical Psychology*, 91-163.

Schwartz, I., Sajin, A., Fisher, I., Neeb, M., Shochina, M., Katz-Leurer, M. & Meiner, Z. (2009) The effectiveness of locomotor therapy using roboticassisted gait training in subacute

stroke patients: a randomized controlled trial. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 1(6): 516-23.

Schultheis, M.T. & Rizzo, A.A. (2005) The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabilitation Psychology*, 46(3): 296-311.

Shapiro, D.C. & Schmidt, R.A. (1981) The scheme theory: recent evidence and developmental implications. *In* A.S. Kelso & J.E. Clark (Eds.), *The development of Movement Control and Coordination*, New York, 113-50.

Sherrington, C.S. (1906) *The integrative action of the nervous system*. New York: Charles Scribner's sons. Cambridge Ed., Cambridge University Press (5th ed. 1947), 433 p.

Sherrington, C.S. (1910) Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing (cat and dog). *Journal of Physiology*, 40: 28-121.

Shik, M.L., Severin, F.V. & Orlovsky, G.N. (1966) Control of walking and running by means of electrical stimulation of the midbrain. *Biophysics*, 11: 756–65.

Shirley, M.M. (1931) *The first two years. Vol 1. Postural and locomotor development*. Mineapolis: The University of Mineapolis Press.

Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2011) *Motor control: Translating research into clinical practice*. Baltimore: Lippincott/Williams and Wilkins.

Simon, S. R. (2004) Quantification of human motion: gait analysis - benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*, 37, 1869-80.

Sperry, R.W. (1950) Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual inversion. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, 43, 482-89.

Stein, P.S.G. (1978) Motor systems with special reference to the control of locomotion. *Annual Review of Neuroscience*, 1, 61-81.

Stoquart, G.G., Detrembleur, C., Palumbo, S., Deltombe, T. & Lejeune, T.M. (2008) Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 56-61.

Sutherland, D.H., Olshen, R., Cooper, L. & Woo, S.L.Y. (1980) The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62, 336-53.

Sutherland, D.H., Olsen, R., Biden, E.N. & Wyatt, M.P. (1988) The development of mature walking. Oxford: Blackwell Scientific Publications Ltd.

Sutherland, D. H. et Davids, J. R. (1993) Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n°288, 139-47.

T

Thelen, E. (1983) Learning to walk is still an "old" problem: a reply to Zelazo. *Journal of Motor Behavior*, 15, 139-61.

Thelen, E. (1986) Development of coordinated movement: implication for early human development. *In* Wade MG, Whiting HTA (Eds), *Motor skill acquisition*. Nijhoff, Dordrecht, 107-24.

Thelen, E., Fisher, D.M. & Ridley-Johnson, R. (1984) The relationship between physical growth and a newborn reflex. *Infant Behavior and Development*, 1, 479-93.

Thelen, E., Bril, B. & Brenière, Y. (1992) The emergence of heel strike in newly walking infants: a dynamic interpretation. *In* F. Horak & M.H. Woollacott (Eds.), *Posture and Gait: Control mechanisms* (334-37). Portland: University of Oregon Book.

Théologis, T. (2007) Overview of pathologic gait in cerebral palsy. 17th Annual Conference on Clinical gait analysis: a focus on interpretation. Leuven, Belgium.

Thomas, D.P. & Whitney, R.J. (1959) Postural movements during normal standing in man. *Journal of Anatomy*, 93, 525-39.

Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H. & Zomlefer, M.R. (1984) Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica* 121(1): 9-22.

Thurston, A.J. & Harris, J.D. (1983) Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. *Spine* 8(2): 199-205.

Tuner, R.S. & Desmurget, M. (2010) Basal ganglia contributions to motor control: a vigorous tutor. *Current Opinion in Neurobiology*, 20:1–13.

V

Van den Hecke, A., Malghem, C., Renders, A., Detrembleur, C., Palumbo, S. & Lejeune, T.M. (2007) Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatrics Orthopedics*, 27: 643-7.

Varoqui, D., Niu, X. & Mirbagheri, M.M. (2014) Ankle voluntary movement enhancement following robotic-assisted locomotor training in spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11: 46.

Vicon® Plug-in-Gait modelling instructions. Vicon® Manual, Vicon®612 Motion Systems. 2002: Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK.

Vincent, J.D. & Lledo, L.M. (2012) *Le cerveau sur mesure*. Editions Odile Jacob, 290 p.

Vereijken, B. (1991) *The dynamics of skill acquisition*. Amsterdam: Free University.

Vereijken, B., van Emmerinck, R. E. A., Whiting, H. T. A. & Newell, K. M. (1992) Freezing degrees of freedom in skill acquisition. *Journal of Motor Behavior*, 24, 133-42.

Viel, E. (2000) *La marche humaine, la course et le saut*. Biomécanique, explorations et dysfonctionnements. Editions Masson, Paris, 267 p.

Vidal, P.P., Gouny, M. & Berthoz, A. (1978) Rôle de la vision dans le déclenchement des réactions posturales rapides. *Archives Italiennes de Biologie*, 116, 281-91.

Viviani, P. (1994) Les habiletés motrices. *In* *Traité de Psychologie expérimentale*, Marc Richelle, Jean Requin, Michèle Robert éditeurs, Presses Universitaires de France, Paris, 777-858.

Von Holst, E. & Mittelstaedt, H. (1950) Das Reafferenzprinzip (Wechselwirkungen zwischen zentralnervensystem und peripherie). *Naturwissenschaften*, 37, 464-76.

Von Schroeder, H.P., Coutts, R.D., Lyden, P.D., Billings Jr., E. & Nickel, V.L. (1995) Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 32(1), 25-31.

W

Wagenaar, R.C. & Van Emmerik, R.E.A. (2000) Resonance frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics*, 33, 853-61.

Waters, R.L., Morris, J. & Perry, J. (1973) Translation motion of the head and trunk during normal walking. *Journal Biomechanical*, 6(2), 167-72.

Waters, R.L. & Mulroy, S. (1999) The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait and Posture*, 9: 207–31.

Webb, D., Tuttle, R.H. & Baksh, M. (1994) Pendular activity of human upper limbs during slow and normal walking. *American Journal of Physical Anthropology* (93), 477-89.

Westlake, K. & Patten, C. (2009) Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1): 18.

Winchester, P., McColl, R., Querry, R., Foreman, N., Mosby, J., Tansey, K. & Williamson, J. (2005) Changes in supraspinal activation patterns following robotic locomotor therapy in motor-incomplete spinal cord injury. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 19(4): 313-24.

Winter, D.A. (1984) Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensation effects. *Human Movement Science*, 3, 51-76.

Winter, D.A. & Yack, H.J. (1987) EMG profiles during normal human walking: stride to stride and inter-subject variability. *Electroencephalic and Clinical Neurophysiology*, 67, 402-11.

Winter, D.A. (1991) *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2nd Edition Waterloo Press, 255 p.

Winter, D.A. (1992) *Biomechanics and motor control of human movement*. Second Edition: Wiley Interscience, 277 p.

Winter, D.A. (1995) A.B.C (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking. Editions Waterloo Biomechanics, 8-11.

Wirz, M., Zemon, D.H., Rupp, R., Scheel, A., Colombo, G., Dietz, V. & Hornby, T.G. (2005) Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4): 672-80.

Witkin, H.A. (1949) Perception of body position and of the position of the visual field. *Psychological monographs: General and Applied*, 63, 1-46.

Wollacott, M.H. (1990) Development of postural equilibrium during sitting and standing. *In* H. Bloch & B.I. Bertenthal (Eds.) *Sensory-motor organizations and development in infancy and early childhood* (217-30). Dordrecht: Kluwer Academic Publishers.

Wollacott, M.H., Shumway-Cook, A. & Williams, H.G. (1989) The development of posture and balance control in children. *In* M.H. Wollacott & A. Shumway-Cook (Eds.) *Posture and gait across the life span* (97-127). Columbia: University of South Carolina Press.

Wollacott, M.H. & Tang, P.F. (1997) Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physical Therapy*, 77(6): 646-60.

Wollacott, M.H. & Crenna, P. (2008) Postural control in standing and walking in children with cerebral palsy, 236-42. *In* Hadders-Algra, M. & Brogen Carlberg, E. (Eds.) *Posture: a key issue in developmental disorders*. London: Mac Keith Press.

Wolpert, D.M., Miall, R.C. & Kawato, M. (1998) Internal models in the cerebellum. *Trends in Cognitive Sciences*, 2(9): 338-47.

Woolsey, C.N. (1947) Patterns of sensory representation in the cerebral cortex. *Federation proceedings*, 6: 437-41.

Y-Z

Yang, J.F. & Winter, D.A. (1985) Surface EMG during different walking cadences in human. *Electroencephalic and Clinical Neurophysiology*, 60, 485-91.

Zelazo, P.R., Zelazo, N.A. & Kolb, S. (1972) "Walking" in the newborn. *Science*, 176, 314-15.

ANNEXES :

Annexe I

L’American Spinal Injury Association (ASIA, 2009) : échelle de déficience et scores de classification neurologique et fonctionnelle des lésions.

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				
T10	<input type="checkbox"/>				
T11	<input type="checkbox"/>				
T12	<input type="checkbox"/>				
L1	<input type="checkbox"/>				
L2	<input type="checkbox"/>				
L3	<input type="checkbox"/>				
L4	<input type="checkbox"/>				
L5	<input type="checkbox"/>				
S1	<input type="checkbox"/>				
S2	<input type="checkbox"/>				
S3	<input type="checkbox"/>				
S4-5	<input type="checkbox"/>				

Évaluation motrice		Score ASIA		Identité du patient	
C2	<input type="checkbox"/>	D	G	Date de l'examen	
C3	<input type="checkbox"/>				
C4	<input type="checkbox"/>				
C5	<input type="checkbox"/>				
C6	<input type="checkbox"/>				
C7	<input type="checkbox"/>				
C8	<input type="checkbox"/>				
T1	<input type="checkbox"/>				
T2	<input type="checkbox"/>				
T3	<input type="checkbox"/>				
T4	<input type="checkbox"/>				
T5	<input type="checkbox"/>				
T6	<input type="checkbox"/>				
T7	<input type="checkbox"/>				
T8	<input type="checkbox"/>				
T9	<input type="checkbox"/>				

Annexe II

Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic hemiplegic patients.

Effet de l'entraînement robotisé sur les paramètres biomécaniques de la marche chez des sujets hémiplegiques adultes.

Résumé :

Objectifs. - L'hémiplégie est une perte plus ou moins complète de la motricité volontaire d'un hémicorps suite à une lésion cérébrale, entraînant généralement des altérations de l'appareil locomoteur avec des troubles persistants du mouvement et de la posture. Plusieurs études ont mis en évidence différents profils de schéma de marche chez les hémiplegiques. Nous nous sommes intéressés pour cette étude au schéma de marche dit *stiff knee gait* avec pour objectif principal de mettre en évidence le rôle d'une rééducation robotisée dans l'amélioration ou la modification du schéma de marche chez des adultes hémiplegiques chroniques.

Matériel et méthode. - Les données ont été recueillies par un système d'analyse du mouvement (Vicon[®] - Oxford Metrics, Oxford, UK) afin de réaliser une analyse quantifiée de la marche (AQM) avant et après une rééducation robotisée (Lokomat[®]) intensive de 4 séances par semaine pendant 5 semaines sur 10 adultes hémiplegiques chroniques.

Résultats. – Les résultats montrent une amélioration i) des paramètres locomoteurs (vitesse de marche, longueur du pas et cadence associées à une diminution du temps d'appui du côté sain) ii) des équilibres statique et dynamique iii) de la flexion du genou du côté atteint en phase oscillante.

Conclusion. – L'aide robotisée permet au sujet d'acquérir un nombre significativement supérieur d'informations sensori-motrices par rapport à une rééducation normale. Cette première étude apporte la preuve expérimentale de l'importance et de l'utilité de la rééducation robotisée comme aide à la rééducation du schéma de marche chez des adultes hémiplegiques chroniques.

Mots clés :

Hémiplégie chronique, Rééducation robotisée, Locomotion.

Manuscript Number:

Title: Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic hemiplegic patients

Article Type: Original article / Article original

Keywords: Mots clés : Hémiplégie chronique; Rééducation de la marche; Orthèse de marche; Cinématique du genou; Paramètres locomoteurs.

Keywords: Chronic hemiplegic; Gait rehabilitation; Driven gait orthosis; Knee kinematics; Locomotor parameters.

Corresponding Author: Ms. Laura Wallard,

Corresponding Author's Institution: Université Paris Descartes

First Author: Laura Wallard

Order of Authors: Laura Wallard; Gilles Dietrich; Yves Kerlirzin; Jonathan Bredin

Abstract: Résumé : L'hémiplégie est une perte plus ou moins complète de la motricité volontaire d'un hémicorps suite à une lésion cérébrale, entraînant généralement des altérations de l'appareil locomoteur avec des troubles persistants du mouvement et de la posture. Nous nous sommes intéressés pour cette étude au schéma de marche dit « stiff knee gait » avec pour objectif principal de mettre en évidence le rôle d'une rééducation robotisée dans l'amélioration ou la modification du schéma de marche chez des adultes hémiplégiques chroniques. Les données ont été recueillies par un système d'analyse du mouvement (Vicon® - Oxford Metrics, Oxford, UK) afin de réaliser une analyse quantifiée de la marche avant et après une rééducation robotisée (Lokomat®) intensive de 4 séances par semaine pendant 5 semaines sur 10 adultes hémiplégiques chroniques. Les résultats montrent une amélioration significative des paramètres locomoteurs (vitesse de marche, longueur du pas, temps du double et du simple appui) et de la cinématique du genou. Cette première étude montre bien l'importance et l'utilité de la rééducation robotisée comme aide à la rééducation du schéma de marche chez des adultes hémiplégiques chroniques.

Abstract: Hemiplegia is a more or less complete loss of a hemicorps voluntary motor following a brain injury, usually resulting in alterations of the locomotor system with persistent disorders of movement and posture. We were interested in studying the gait pattern called "stiff knee gait" with the main objective to highlight the role of a robotic rehabilitation in improving or modifying/changing the walking pattern in adults with chronic hemiplegic disorders. Data were collected by a motion analysis system (Vicon ® - Oxford Metrics, Oxford, UK) in order to achieve a Clinical Gait Analysis before and after a robotic gait rehabilitation (Lokomat®). Four intensive sessions per weeks during five weeks were performed by ten chronic hemiplegic adults. The results show a significant improvement in locomotor parameters (walking speed, step length, single and double support time) and in the knee kinematics. This first study provides experimental evidence of the importance and usefulness of the robotic rehabilitation as an aid in the rehabilitation of gait patterns in adults chronic hemiplegic.

**Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic
hemiplegic patients**

**Effets de la rééducation robotisée à la marche sur les paramètres biomécaniques de la
marche chez des patients hémiplésiques chroniques**

L. Wallard^{a,b}, G. Dietrich^a, Y. Kerlirzin^a, J. Bredin^{b,d}

^aLaboratoire EDA EA4071, Centre Universitaire des Saints-Pères, 45 rue des Saints-Pères, 75270
Paris Cedex 06, France

^bLaboratoire Motricité Humaine Éducation Sport Santé EA6309, UFR-STAPS, Université Nice-
Sophia Antipolis, 261, route de Grenoble, 06205 Nice Cedex 2, France

^dCentre de Santé Institut Rossetti-PEP06, Unité Clinique d'Analyse du Mouvement, 400, bld de la
Madeleine, 06000 Nice, France

Correspondence to: Laura Wallard

0629645228

Centre Universitaire des Saints-Pères, 45 rue des Saints-Pères

75270 Paris Cedex 06, France

wallard_laura@hotmail.fr

Résumé : L'hémiplégie est une perte plus ou moins complète de la motricité volontaire d'un hémicorps suite à une lésion cérébrale, entraînant généralement des altérations de l'appareil locomoteur avec des troubles persistants du mouvement et de la posture. Nous nous sommes intéressés pour cette étude au schéma de marche dit « stiff knee gait » avec pour objectif principal de mettre en évidence le rôle d'une rééducation robotisée dans l'amélioration ou la modification du schéma de marche chez des adultes hémiplégiques chroniques. Les données ont été recueillies par un système d'analyse du mouvement (Vicon® - Oxford Metrics, Oxford, UK) afin de réaliser une analyse quantifiée de la marche avant et après une rééducation robotisée (Lokomat®) intensive de 4 séances par semaine pendant 5 semaines sur 10 adultes hémiplégiques chroniques. Les résultats montrent une amélioration significative des paramètres locomoteurs (vitesse de marche, longueur du pas, temps du double et du simple appui) et de la cinématique du genou. Cette première étude montre bien l'importance et l'utilité de la rééducation robotisée comme aide à la rééducation du schéma de marche chez des adultes hémiplégiques chroniques.

Mots clés : Hémiplégie chronique ; Rééducation de la marche ; Orthèse de marche ; Cinématique du genou ; Paramètres locomoteurs.

Abstract: Hemiplegia is a more or less complete loss of a hemicorps voluntary motor following a brain injury, usually resulting in alterations of the locomotor system with persistent disorders of movement and posture. We were interested in studying the gait pattern called “stiff knee gait” with the main objective to highlight the role of a robotic rehabilitation in improving or modifying/changing the walking pattern in adults with chronic hemiplegic disorders. Data were collected by a motion analysis system (Vicon® - Oxford Metrics, Oxford, UK) in order to achieve a Clinical Gait Analysis before and after a robotic gait rehabilitation (Lokomat®). Four intensive sessions per weeks during five weeks were performed by ten chronic hemiplegic adults. The results show a significant improvement in locomotor parameters (walking speed, step length, single and double support time) and in the knee kinematics. This first study provides experimental evidence of the importance and usefulness of the robotic rehabilitation as an aid in the rehabilitation of gait patterns in adults chronic hemiplegic.

Keywords: Chronic hemiplegic; Gait rehabilitation; Driven gait orthosis; Knee kinematics; Locomotor parameters.

1. Introduction

The recovery of locomotor capacities is one of the primary objectives in the rehabilitation of patients with acquired brain injuries (*e.g.* hemiplegia). Therapeutic interventions for such conditions seek to minimise the consequences of a lesion in general [11], and provide compensatory strategies so as to improve a patient's functional independence (mobility, self-care, social integration).

In recent years, robotically driven orthoses, such as the Lokomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, Switzerland) have emerged as a promising new technology in the rehabilitation of patient mobility. Purposely built to support motor learning, these systems use intensive and repetitive training in an approach coherent with current literature in physical medicine. Indeed, numerous studies have indicated that task-specific mass is often the most reliable and fastest method for improving patient locomotor function [9, 12-14]. Based on an active-assisted principle, automated gait retraining tools, like the Lokomat[®], typically incorporate the use of treadmill with a body harness in what is referred to as Body Weight Supported Treadmill Training (BWSTT). This setup provides the possibility for extended periods of practice at preset walking patterns, thereby promoting recovery through neural plasticity and the reconstruction of body schema [12]. The underlying principles of BWSTT techniques are derived from both animal and human studies (*e.g.* decerebrate cats, adults with spinal cord lesions) on the regulation of gait patterns at the level of the spinal cord [2-4, 6, 15]. This body of work effectively demonstrates how locomotor activity may be reacquired through regular training with supported initiation and reduced body-weight loading. Beyond its implications in gait retraining systems, these experiments have provided further evidence of the role of central pattern generators in the regulation of alternating lower limb movement. It is a mechanism that may effectively be exploited in sensorimotor rehabilitation [8] through as adapted training programs vary gait parameters including speed, cadence, strike length or symmetry [1, 7]. Such training programs may ensure the progressive strengthening and coordination of muscular effort while building the patient's cardiovascular and respiratory capacities.

The initial research conducted with hemiplegic populations [1, 7, 14] has demonstrated that automated gait retraining systems have a positive global effect upon walking speed and endurance (in terms of both distance and time) as well as improving stride length, frequency and symmetry. Patients

have also been observed to have improved muscle power and balance in addition to reduced heart rate and oxygen consumption. The use of an automated gait retraining device as part of an individually adapted rehabilitation program may thus enhance treatment programs, assisting the recovery of functional mobility. Used in combination with traditional rehabilitation approaches, robotically driven gait orthoses may extend the intensity of therapy and improve the long-term effects of rehabilitation.

The principal objective of the current study was to demonstrate how automated gait retraining changes biomechanical parameters through the course of locomotor rehabilitation in adult patients with chronic hemiplegia. The focus here is placed upon patients with “stiff knee gait”, a condition where swing-phase knee flexion is considerably diminished.

2. Methods

2.1. Participants

Gait analysis data were obtained from 10 chronic hemiplegic right patients (ischemic stroke) aged 64 years \pm 1,2 with a stiff knee gait. All subjects were not receiving daily physiotherapy interventions and had not undergone surgical treatment or received recent injections botulinum toxin at the time of assessment. Each participant needed to be able to walk at least 60 meters to be included in the study.

2.2. Procedure

Clinical gait analysis was performed before and after a robotic rehabilitation (Lokomat[®]Pro) four intensive sessions per weeks of 30 minutes effective during five weeks. The participants walked barefoot without walking aids and in underwear at their preferred speed in a minimum of ten trials on a 10 m x 0.60 m gait track delimited by a dark color on the floor. Data were collected by a motion analysis system with 8 infrared cameras, sampling frequency of 200 Hz (VICON[®] – Oxford Metrics, Oxford, UK) and 4 force platforms (AMTI[®], 0.60 m x 0.60 m) in order to provide a clinical gait analysis.

2.3. Data analysis and statistical methods

Data were processed using VICON-Nexus[®] acquisition software (Oxford Metrics, Oxford, UK) and Motion Inspector[®] software (Biometrics France, Orsay, France) in order to reconstruct an appropriate biomechanical model for each subject reflecting the trajectory of the retro-reflective markers. After

establishing that each variable was normally distributed (according to a Shapiro-Wilk test), the following statistical analyses were conducted: i) an ANalysis Of VAriance (type III) using the R software in order to observe significance between the data before and after rehabilitation for locomotor parameters and kinematic data, ii) a coefficient of variation (CV) of the ensemble average of the knee angle for each patient with knee angle (left and right) normalized by gait cycle. This coefficient of variation allows calculate the mean variability over the stride period between before and after rehabilitation and express it as a percentage of the mean value of the signal. In all cases, results were considered statistically significant where $p \leq 0.05$.

3. Results

3.1. Locomotor parameters data

The results show a significant improvement of the different parameters studied whether at the gait (Table I) or the postural stability (Table II). Indeed, we observed both an increase in speed gait and step length associated with a decrease in the cadence and step width mainly on the hemiplegic side, but also a decrease in the double support time associated with an increase in the single support time on the hemiplegic side.

3.2. Kinematic data

The results show (Figure 1) i) healthy side (left) a modification (no significant statistically) of the joint amplitude whether at the flexion in stance phase (pre $19,89^\circ \pm 0,79$ vs. post $18,76^\circ \pm 2,06$) or at the flexion in swing phase (pre $61,02^\circ \pm 3,01$ vs. post $60,05^\circ \pm 1,89$) and ii) hemiplegic side (right) a significant decrease of the joint amplitude whether at the first flexion (pre $34,32^\circ \pm 0,75$ vs. post $18,04^\circ \pm 1,78$) or the second flexion (pre $70,01^\circ \pm 0,55$ vs. post $59,14^\circ \pm 1,80$). In addition, there was a significant increase in the coefficient of variation (CV) on the hemiplegic side (pre 11% vs. post 24%) which reflects greater variability between different cycles.

4. Discussion

This first study, although performed on a limited number of patients, revealed consistent changes in the segmental organization of gait in chronic hemiplegic patients following a period of rehabilitation with a robotic gait retraining system.

The observed results confirm those reported by previous studies [5, 14-15]. Indeed, all patients were seen to adopt new gait strategies, overt changes that were observed in terms of locomotor parameters and gait patterns (particularly marked at the level of the knee). Statistically significant increases in gait speed and step length were identified, factors which were also associated with a significant decrease in cadence and step width on the hemiplegic side. In addition to this, patients showed statistically significant improvement in gait symmetry. Reduced lateral movement of the body during weight transfers was observed as the duration of the double support time decreased and single support time on the hemiplegic side increased. Collectively, these modifications to patient gait patterns brought about improved postural stability and control of dynamic balance. Relatively speaking, these gait patterns presented as being more efficient in terms of mechanical energy, effort and joint loads. Modeling by inverse dynamics is warranted in order to confirm this hypothesis.

Overall, the results from the knee kinematic analysis and comparison of locomotor parameters indicate an important correlation between the knee flexion and the quality of patient gait. Prior to the robotic gait retraining program, patient gait patterns were often characterized by hyperflexion during the swing phase in a measure serving to facilitate foot clearance. Following the rehabilitation program, knee flexion on the hemiplegic side was considerably reduced during both swing and stance phases. The recorded range of motion is similar to those observed at the knee in healthy control subjects during normal paced walking at approximately 20° during stance phase and 60° during swing phase [10]. This progression would indicate that patients tend to acquire more typical gait patterns through the course of robotic gait retraining.

The results of this work support the use of robotic gait orthoses such as the Lokomat® in the rehabilitation of patients with hemiplegia. These robotic gait retraining systems provide a valuable means to deliver graded sensorimotor retraining. Offering the possibility for extended periods of exercise, continuous repetition of gait cycles allows for improved consolidation of effective locomotor

patterns. The proprioceptive, kinesthetic and vestibular stimulation inherent in this activity equally provide an integral component to patient rehabilitation, thereby facilitating the development of healthy postural responses and adaptive motor behavior.

At the same time, the limits of automated gait retraining systems must be recognized and such tools should not be considered as a replacement for existing methods of rehabilitation. Robotic gait devices must only be used as an adjunct to existing therapeutic techniques. Further to the stimulation of the sensory system and repetitive training of gait patterns provided by automated gait retraining, personalized physical therapy interventions are required to address more specific aspects of locomotion such as initiating gait, climbing stairs, overcoming obstacles, adapting to different surfaces (soft, hard, sloped etc.) and coming to a halt.

References

- [1] Aisen, M.L., Krebs, H.I., Hogan, N., McDowell, F. & Volpe, B.T. The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Arch Neurol* 1997; 54(4): 443-46.
- [2] Barbeau H, Wainberg L, Finch L. Description and application of a system for locomotion rehabilitation. *Med Biol Eng Comput* 1987; 25: 341-4.
- [3] Barbeau H, Rossignol S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Res* 1987; 412: 84-95.
- [4] Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *J Rehabil Res Dev* 2000; 37(6): 693-700.
- [5] Dobkin BH. Strategies for stroke rehabilitation. *Lancet Neurol* 2004; 3: 528-36.
- [6] Hesse S, Uhlenbrock D, Sarkodie-Gyan T. Gait pattern of severely disabled hemiparetic subjects on a new controlled gait trainer as compared to assisted treadmill walking with partial body weight support. *Clin Rehabil* 1999; 13: 401-10.
- [7] Husemann, B., Mueller, F., Krewer, C. & Koenig, E. Effects of locomotion training with assistance of robotic-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilots study. *Stroke* 2007; 38(2): 349-54.

- [8] Krakauer, J.W. & Mazzoni, P. Human sensorimotor learning: adaptation, skill, and beyond. *Curr Opin Neurobiol* 2011; 21: 636-44.
- [9] Kwakkel G, Wagenaar RC, Koelman TW, Lankhorst GJ & Koetsier JC. Effects of intensity of rehabilitation after stroke. A research synthesis. *Stroke* 1997; 28(8): 1550-6.
- [10] Lafortune MA, Cavanaght PR, Sonner HJ, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech* 1992; 25: 347-57.
- [11] Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review. *Lancet Neurol* 2009; 8(8): 741-54.
- [12] Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW. Neural substrates for the effects of rehabilitate training on motor recovery after ischemic infarct. *Science* 1996; 272(5269): 1791-4.
- [13] Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C, Rückreim S. Speed-dependant treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. *Stroke* 2002; 33(2): 553-8.
- [14] Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dokkin BH. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(5): 683-91.
- [15] Van de Crommert HWAA, Mulder T, Duysens J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait Posture* 1998; 7: 251-63.

Table I.

		Pre-rehabilitation	Post-rehabilitation	
Speed (m.s ⁻¹)		0.84 ± 0.13	1.19 ± 0.40	*
Cadence (step/min)		1.09 ± 0.30	0.96 ± 0.10	*
Length (m)	Left	0.89 ± 0.19	0.92 ± 0.18	
	Right	0.82 ± 0.17	0.88 ± 0.14	*
Width (m)	Left	0.13 ± 0.09	0.09 ± 0.03	*
	Right	0.19 ± 0.10	0.14 ± 0.07	*

Table II.

		Pre-rehabilitation	Post-rehabilitation	
Functional Ambulation Profile (F.A.P.)		69 ± 8.52	75 ± 5.07	*
Single support time (s)	Left	0.42 ± 0.09 (36.1% ± 3.2)	0.45 ± 0.12 (35.8% ± 4.6)	
	Right	0.39 ± 0.14 (29.3% ± 2.4)	0.43 ± 0.10 (33.7% ± 2.7)	*
Double support time (s)	Left	0.40 ± 0.05 (23.9% ± 4.03)	0.38 ± 0.09 (24.2% ± 3.9)	
	Right	0.44 ± 0.07 (30.7% ± 3.6)	0.39 ± 0.10 (26.3% ± 4.2)	*

Legends to figures and tables:

Figure 1. Ensemble average of the knee angle. The solid line is the mean of the joint angles as calculate over the stride period. The dotted line represents one SD either side of the mean. The CV's are as indicated on the curves.

Ensemble des moyennes de l'angle du genou. La ligne continue correspond à la moyenne des angles calculés par rapport à la période du cycle. Les lignes pointillées représentent les écarts-types. Les CV sont indiqués au-dessus des courbes.

Table 1. General gait parameters between before and after rehabilitation.

Paramètres généraux de la marche entre avant et après la rééducation.

* = significant at $p \leq 0.05$

Table 2. Postural stability indices between before and after rehabilitation.

Indices de stabilité posturale entre avant et après la rééducation.

* = significant at $p \leq 0.05$

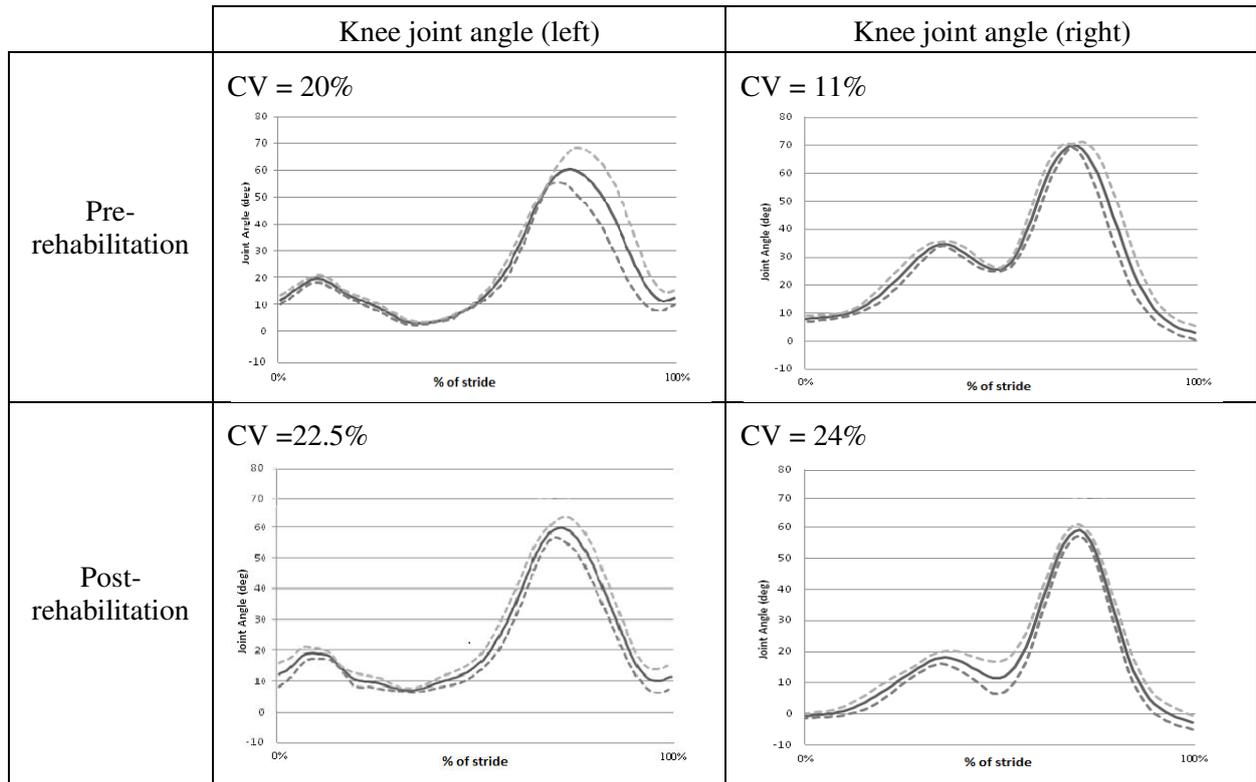
Table I.

		Pre-rehabilitation	Post-rehabilitation	
Speed (m.s ⁻¹)		0.84 ± 0.13	1.19 ± 0.40	*
Cadence (step/min)		1.09 ± 0.30	0.96 ± 0.10	*
Length (m)	Left	0.89 ± 0.19	0.92 ± 0.18	
	Right	0.82 ± 0.17	0.88 ± 0.14	*
Width (m)	Left	0.13 ± 0.09	0.09 ± 0.03	*
	Right	0.19 ± 0.10	0.14 ± 0.07	*

Table II.

		Pre-rehabilitation	Post-rehabilitation	
Functional Ambulation Profile (F.A.P.)		69 ± 8.52	75 ± 5.07	*
Single support time (s)	Left	0.42 ± 0.09 (36.1% ± 3.2)	0.45 ± 0.12 (35.8% ± 4.6)	
	Right	0.39 ± 0.14 (29.3% ± 2.4)	0.43 ± 0.10 (33.7% ± 2.7)	*
Double support time (s)	Left	0.40 ± 0.05 (23.9% ± 4.03)	0.38 ± 0.09 (24.2% ± 3.9)	
	Right	0.44 ± 0.07 (30.7% ± 3.6)	0.39 ± 0.10 (26.3% ± 4.2)	*

Figure 1.



Annexe III

Exemplaire d'un formulaire de consentement.



Centre de Santé ROSSETTI – PEP 06

400 boulevard de la madeleine
06000 Nice
tel : 04 97 11 70 80

E-mail : centredesante@pep06.fr
<http://centredesante.pep06.fr/>



Formulaire de consentement

Je soussigné, Madame/Monsieur,
responsable légal de l'enfant, né(e).....,
autorise l'équipe du centre de santé Rossetti à :

- transmettre les résultats de l'analyse quantifiée du mouvement (A.Q.M.) au médecin prescripteur ;
- présenter et discuter les résultats de l'analyse quantifiée du mouvement (A.Q.M.) lors de la réunion pluridisciplinaire en pédiatrique organisée à l'hôpital Lenval ou au CHU l'archet (06) ;
- présenter et discuter les résultats de l'analyse quantifiée du mouvement (A.Q.M.) à d'autres confrères pour avis.
- Exploiter les données de l'analyse quantifiée du mouvement (A.Q.M.) pour des travaux et des publications scientifiques.
- utiliser les données de l'analyse quantifiée du mouvement (A.Q.M.) et notamment les vidéos lors de présentation ou de congrès.

Fait à Nice, le.....

Signature du responsable légal.

Annexe IV

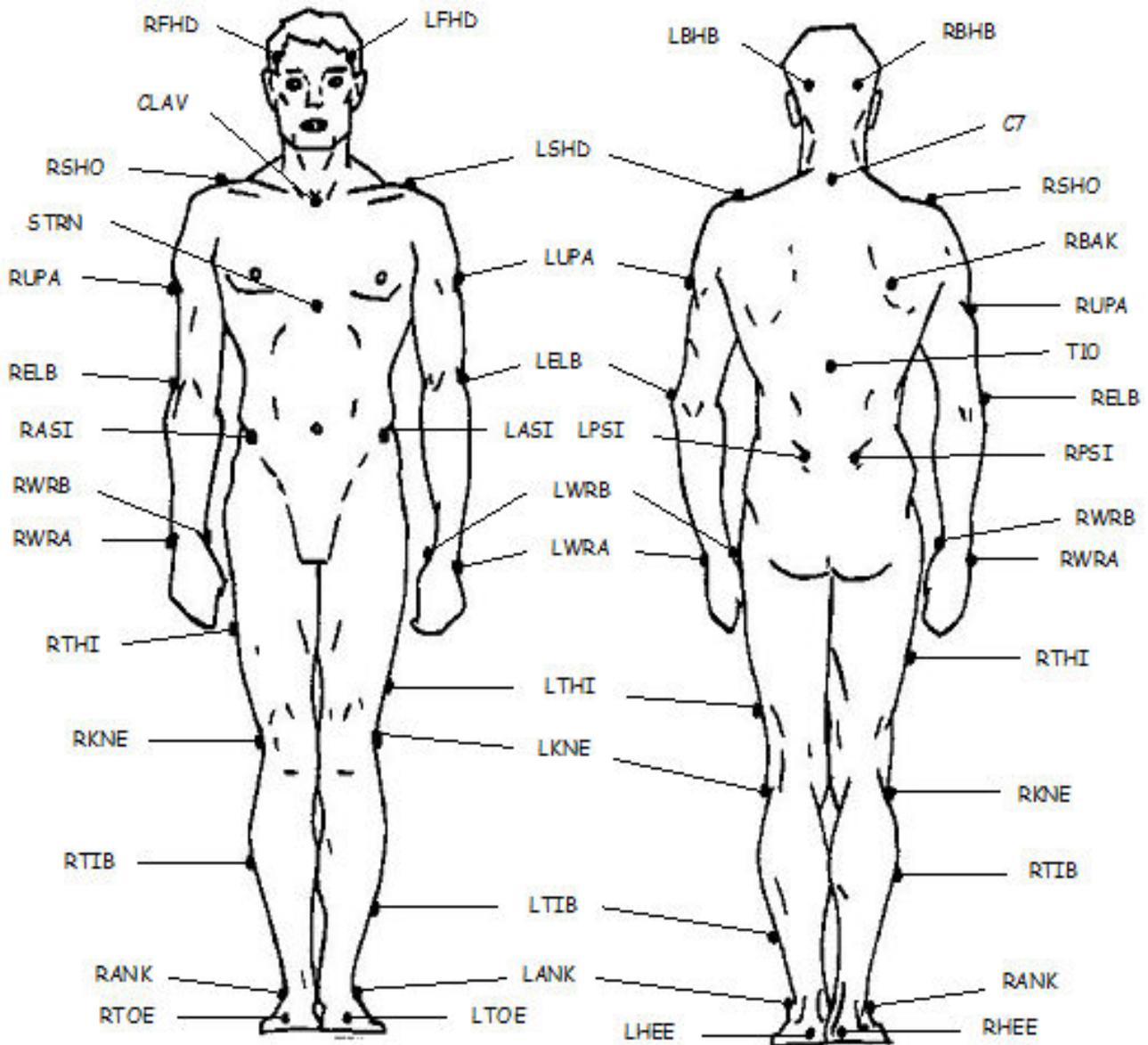
L'Unité Clinique d'Analyse du Mouvement.



Caméra VICON®

Annexe V

Modèle de placement des marqueurs selon le modèle de Davis, connu également comme le modèle PlugIn Gait « Full Body » (Vicon®).



Disposition anatomique des marqueurs

Marqueurs		Localisation
Droit	Gauche	

Tête	RFHD	LFHD	Tempe
	RBHD	LBHD	En arrière horizontalement avec RFHD et LFHD

Tronc	C7		Apophyse épineuse de C7
	T10		Apophyse épineuse de T10
	CLAV		Fourchette sternale
	STRN		Apophyse xiphoïde
	RBACK		Pointe de la scapula droite

Membres supérieurs	RSHO	LSHO	Acromion-clavicule
	RUPA	LUPA	Entre l'épaule et le coude
	RELB	LELB	Epicondyle latéral
	RWRA	LWRA	Styloïde radiale
	RWRB	LWRB	Styloïde ulnaire

Bassin	RASI	LASI	Epine iliaque antéro-supérieure
	SACR		Milieu de ligne RPSI et LPSI (épine iliaque postéro-supérieure) correspondant au sacrum.

Membres inférieurs	RTHI	LTHI	Face latérale de la cuisse (ancillaire)
	RKNE	LKNE	Condyle externe
	RTIB	LTIB	Face latérale du tibia (ancillaire)
	RANK	LANK	Malléole externe
	RTOE	LTOE	Tête du deuxième métatarsien
	RHEE	LHEE	Au niveau du calcaneum

Résumé (français) :

Depuis quelques années, de nouveaux systèmes de rééducation à la marche de type orthèse tels que le Lokomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, Suisse) apparaissent dans les laboratoires de recherche clinique. Ces outils sont proposés, *via* des programmes de réentraînement à l'effort, pour la rééducation des patients présentant des altérations de l'appareil locomoteur. Leur but principal consiste à réacquérir une marche fonctionnelle grâce à une simulation des différentes phases de la marche et à une stimulation sensitive nourrissant les réafférences proprioceptives. Le Lokomat[®] permet donc, par une répétition prolongée des patrons de marche, un apprentissage sensori-moteur actif et progressif pour le patient.

Les objectifs de notre étude sont : (1) de caractériser les processus de contrôle de l'équilibre (coordinations multi-segmentaires) pendant la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale, comparativement à un groupe d'enfants à développement typique, en analysant les différentes stratégies mises en œuvre pour se propulser vers l'avant tout en préservant leur équilibre, puis (2) de mettre en évidence l'apport d'une rééducation robotisée à la marche dans l'amélioration et/ou la modification des paramètres biomécaniques de la marche chez des enfants atteints de paralysie cérébrale et d'en observer les influences éventuelles sur la motricité globale de l'enfant (nouvelles stratégies, amélioration du rapport coût/bénéfice, etc.).

Title: Gait analysis before and after a robotic rehabilitation in children with locomotor disorders.

Abstract:

In recent years, robotically driven orthoses such as the Lokomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, Switzerland) appear in clinical research laboratories. These tools are proposed through gait training programs for the rehabilitation of patients with locomotor disorders. Their main purpose consists to reacquire functional gait through a simulation of the different phases of gait and a sensory stimulation feeding proprioceptive feedback. The Lokomat[®] allows by an extended repetition of gait patterns an active and progressive sensorimotor learning for the patient.

The aims of our study are: (1) to characterize balance control processes (multisegmental coordination) in gait children with cerebral palsy compared to a group of typical development children by analyzing the different strategies involved to maintain forward motion while maintaining dynamic balance, then (2) to show the effects of robot-assisted rehabilitation in gait retraining and show this impacts upon the postural control of children with cerebral palsy (news strategies, ratio cost/benefit improvement, etc).

Mots clés (français) : Contrôle postural ; Marche ; Enfant ; Paralysie cérébrale ; Rééducation de la marche ; Robotique.

Keywords: Balance control; Gait children; Cerebral palsy; Gait rehabilitation; Robotics.