

Université de Reims

Faculté des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Mémoire

Présenté à l'Université de Reims

En vue de l'obtention du diplôme de
Master 2 Recherche

par

Arnaud GOUELLE

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

Sous la direction de

Monsieur le Professeur Redha Taiar
Responsable de la section STAPS du Laboratoire d'Analyse des Contraintes
Mécaniques (Reims)

Monsieur Fabrice Mégrot
Responsable de l'Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement
(C.M.P.R.E. Bois-Larris)

Année universitaire 2006 - 2007

Sommaire

Introduction générale.....	5
Chapitre 1 La marche humaine : Concepts de base	7
1.1. Le cycle de marche	7
1.1.1. Découpage de base du cycle de marche	7
1.1.2. Description détaillée du cycle de marche.....	9
1.2. La marche pathologique : exemples de l'hémiplégie et de la diplégie.....	11
1.2.1. Classification de la marche chez l'hémiplégique	12
1.2.2. Classification de la marche chez le diplégique spastique	14
Chapitre 2 L'Analyse Quantifiée de la marche.....	16
2.1. Intérêt clinique.....	16
2.2. Matériel	17
2.3. Données obtenues par AQM	18
2.3.1. Données spatiotemporelles.....	19
2.3.2. Données cinématiques.....	19
2.3.3. Données cinétiques	20
2.3.4. Données électromyographiques.....	20
Chapitre 3 Un index de la marche : Le Gillette Gait Index	23
3.1. Calcul du GGI par ACP	23
3.2. Choix des variables.....	24
3.3. Validité de l'index	25
3.4. Applications cliniques.....	26
3.4.1. Catégorisation	26
3.4.2. Efficacité thérapeutique.....	28
3.5. Limites	30
Chapitre 4 Le Functional Ambulation Profile	32
4.1. Le GaitRite	32
4.1.1. Présentation du système	32
4.1.2. Validation	33
4.1.3. Avantages et inconvénients	34
4.2. Le Functional Ambulation Profile (FAP)	34
4.2.1. Calcul du FAP.....	34
4.2.2. Applications cliniques dans la littérature	35
Chapitre 5 Partie expérimentale.....	37
5.1. Problématique.....	37
5.2. Sujets et méthodes	37
5.2.1. Sujets	37
5.2.2. Protocole de l'AQM.....	38
5.3. Résultats	41
5.4. Discussion	43
5.2.1. Relation entre GGI et FAP	43
5.2.2. Distinction des fonctions droite et gauche	44
Conclusion	47
Glossaire	48

Bibliographie.....51

Table des illustrations

Figure 1. Positions de la jambe pendant la phase d'appui (A) et la phase oscillante (B), d'après Drillis (1958).8

Figure 2. Représentations du cycle de marche selon a) Whittle (2002), b) Viel (2000) et c) Sutherland (1994).9

Figure 3. Phases détaillées de la marche 11

Figure 4. Classification de la marche de l'hémiplégique spastique selon Winter12

Figure 5. Classification de la marche du diplégique spastique selon Rodda et Graham.14

Figure 6. Panorama de l'UCAMM de Bois-Larris..... 18

Figure 7. Cinématique du bassin, des hanches, des genoux et des chevilles chez un sujet sain 19

Figure 8. Moments et puissances articulaires des hanches, des genoux et des chevilles chez un sujet sain20

Figure 9. Enregistrement EMG de muscles participant à la marche chez un sujet sain..21

Figure 10. Valeurs de GGI (normalcy index) selon le type de pathologie de la marche (d'après Viehweger et al., 2004).....27

Figure 11. Différenciation côté affecté / côté non affecté selon le type d'hémiplégie (d'après Viehweger et al., 2004).....28

Figure 12. Système GaitRite (www.gaitrite.com).....33

Figure 13. Exemple de rapport détaillant le calcul du FAP pour un patient hémiplégique droit35

Figure 14. Enfant équipé d'électrodes de surface39

Figure 15. Sujet sain équipé pour l'AQM40

Figure 16. Représentation du calcul de la base de support pour le pied gauche (A) et l'angle de toe in/out pour le pied droit (B)45

Table des tableaux

Tableau 1. Scores de GGI (normalcy index) chez des patients hémipariés, dipariés et quadriparés selon Schutte et al. (2000).....	27
Tableau 2. Gillette Gait Index (normalcy index) de patients dipariés et quadriparés utilisant des aides de marche (d'après Assi et al., 2006)	29
Tableau 3. Gillette Gait Index calculé sur 4 cycles d'un même enregistrement (d'après Mégrot et al., 2007)	30
Tableau 4. Caractéristiques de la population d'étude.....	38
Tableau 5. GGI et FAP obtenus chez les enfants dipariés et hémipariés	42

Introduction générale

Le Laboratoire d'Analyse des Contraintes Mécaniques (LACM) s'est récemment intéressé à un nouveau champ d'étude : le domaine médical. Cet intérêt est né de la collaboration avec le Centre de Rééducation Fonctionnelle de l'hôpital Sébastopol de Reims. Une pré-étude de la marche a été réalisée en décembre 2006 chez des sujets présentant une paralysie du membre inférieur avec des troubles moteurs de type genou raide*. Le but était d'observer les conséquences d'une injection intramusculaire d'anesthésiant sur leur marche. L'influence de différentes orthèses de genou sur la cinématique a également été évaluée chez des sujets en phase de rééducation suite à une rupture des ligaments croisés.

L'analyse de la marche est un domaine en plein essor auquel les cliniciens portent de plus en plus d'intérêt. Elle constitue en effet un outil efficace pour les aider dans leur exercice. Plusieurs structures hospitalières et cliniques se sont dotées de centres spécialisés pour réaliser les analyses de la marche et un examen a vu le jour, l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM). L'Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement (UCAMM) de Bois-Larris est un des centres qui réalisent cet examen chez des enfants. De la nécessité de mieux comprendre cet examen et les outils qui le rendent possible, une convention de stage a été signée avec l'UCAMM. Le travail présenté dans ce mémoire est ainsi basé sur des AQM réalisées à l'UCAMM lors de ce stage.

L'Analyse Quantifiée de la Marche fournit une vaste quantité de données (cinématiques*, spatiotemporelles, cinétiques*, électromyographiques) relatives à la marche d'un patient. L'interprétation approfondie de celles-ci demande la connaissance

et la compréhension des systèmes qui enregistrent le mouvement, ainsi qu'une formation à la lecture de ces analyses qui peut être complexe. L'interprétation de ces résultats peut être difficile. Deux index ont donc été proposés pour simplifier la lecture des données fournies par les différents systèmes d'analyse de la marche.

1. **Le Gillette Gait Index (ou Normalcy Index) :** c'est une mesure de la déviation de la marche d'un sujet par rapport à une population saine de référence. Il est calculé à partir des données cinématiques angulaires et des paramètres spatiotemporels enregistrés par un système optoélectronique d'analyse du mouvement.
2. **Le Functional Ambulation Profile (FAP) :** ce score est calculé lors du passage du patient sur un tapis de marche et caractérise la sévérité des anomalies de la marche affectant un sujet. Il est calculé sur la base des paramètres spatiotemporels et de leur variabilité sur l'ensemble des cycles de marche enregistrés par le tapis. A partir d'un score initial de 100, des points sont retranchés selon les anomalies de la marche détectées sur le sujet.

Le Gillette Gait Index et le Functional Ambulation Profile se proposent d'évaluer la même chose : la pathologie de la marche. Si cela est le cas, pourquoi continuer de les inclure tous deux dans les rapports d'analyse de la marche ? Le clinicien a-t'il intérêt à utiliser les deux ? L'un apporte-t-il des résultats complémentaires par rapport à l'autre ?

Au cours de ce mémoire, notre volonté sera de vérifier l'intérêt de leur utilisation concomitante en nous appuyant sur les AQM d'enfants diplégiques et hémiplegiques.

Les termes accompagnés d'un astérisque (*) sont définis dans un lexique terminologique en fin de mémoire.

Chapitre 1

La marche humaine : Concepts de base

La marche est la forme de mouvement humain la plus importante. Des fossiles datant de près de 4 millions d'années attestent déjà de la bipédie d'humanoïdes. Ce n'est donc pas un hasard si la marche est le domaine le plus ancien et le plus étudié en biomécanique, comme l'illustre le nombre de journaux et revues dédiés à son étude. Les connaissances dans ce domaine sont fortement liées au développement des techniques de mesure et notamment aux récents systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement qui donnent les moyens de réaliser des analyses plus précises et approfondies. Après avoir introduit les notions de base portant sur le cycle de marche, nécessaires pour la suite de ce mémoire, nous nous intéresserons à la marche pathologique et notamment aux atteintes de la marche liées à deux pathologies spécifiques, l'hémiplégie et la diplégie spastique.

1.1. Le cycle de marche

Selon *Bouisset et Maton* (1995), la marche peut être définie comme un déplacement consistant en une translation de l'ensemble du corps, consécutive à des mouvements de rotations* articulaires. Elle utilise une répétition de séquences des segments corporels pour déplacer le corps vers l'avant tout en maintenant l'équilibre (*Perry*, 1992). A un rythme libre, c'est une activité quasi-périodique avec des phases droites et gauches. De ce fait, pour pouvoir être analysée, la marche est découpée en termes d'événements clés et de phases principales qui se produisent pendant le cycle de marche.

1.1.1. Découpage de base du cycle de marche

Un cycle de marche pour un membre est défini comme la durée qui va de la survenue d'un événement particulier, habituellement le contact du pied, jusqu'à la prochaine apparition du même événement sur le même membre (par exemple, du contact du pied droit au prochain contact du même pied). Il est à noter que nous utilisons ici le terme contact du pied (foot contact) et non contact du talon (heel contact) 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 (e.g. marche digitigrade), d'autres parties du pied (e.g. les orteils) peuvent entrer en contact avec le sol en premier.

Bien que le cycle de marche ait sa propre durée et que cette durée puisse être un paramètre important en soi, le cycle de marche est habituellement normalisé de sorte que le contact initial du pied représente 0% (début du cycle) et que le contact suivant du même pied représente 100% (fin du cycle). Ce procédé de normalisation* rend la comparaison de cycles entre les deux membres ou à travers des personnes différentes beaucoup plus facile.

Le cycle de marche peut encore être réduit pour chaque membre en deux phases principales, la phase d'appui et la phase oscillante, qui alterne pour chaque membre pendant la marche (figure 1). Ceci implique d'ajouter un événement supplémentaire au cycle de marche, le toe-off en anglais (qu'on pourrait traduire par « lever d'orteil »), qui correspond au moment où la pointe du pied quitte le sol. Un cycle de marche est ainsi composé d'une phase d'appui (environ 60% du cycle) suivie d'une phase oscillante (environ 40% du cycle) pour chacun des membres inférieurs droit et gauche. Lorsque les deux membres sont en phase d'appui, on parle d'appui bipodal ou de double appui ; lorsqu'un des deux membres est en phase d'appui et l'autre en phase oscillante, on parle d'appui unipodal.

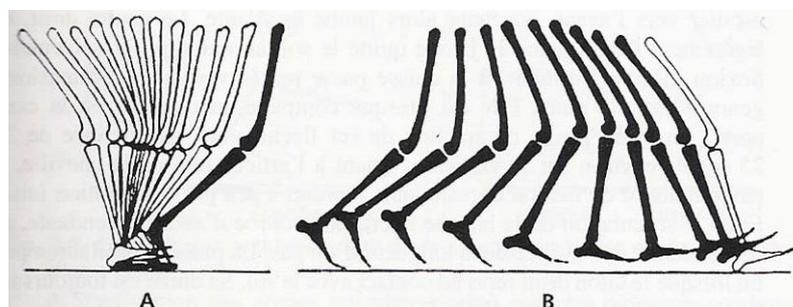


Figure 1. Positions de la jambe pendant la phase d'appui (A) et la phase oscillante (B), d'après Drillis (1958).

1.1.2. Description détaillée du cycle de marche

Des auteurs ont proposé différents modèles pour affiner le découpage du cycle de la marche. La figure 2 présente par exemple ceux de *Sutherland et al.* (1994), *Viel* (2000) et *Whittle* (2002).

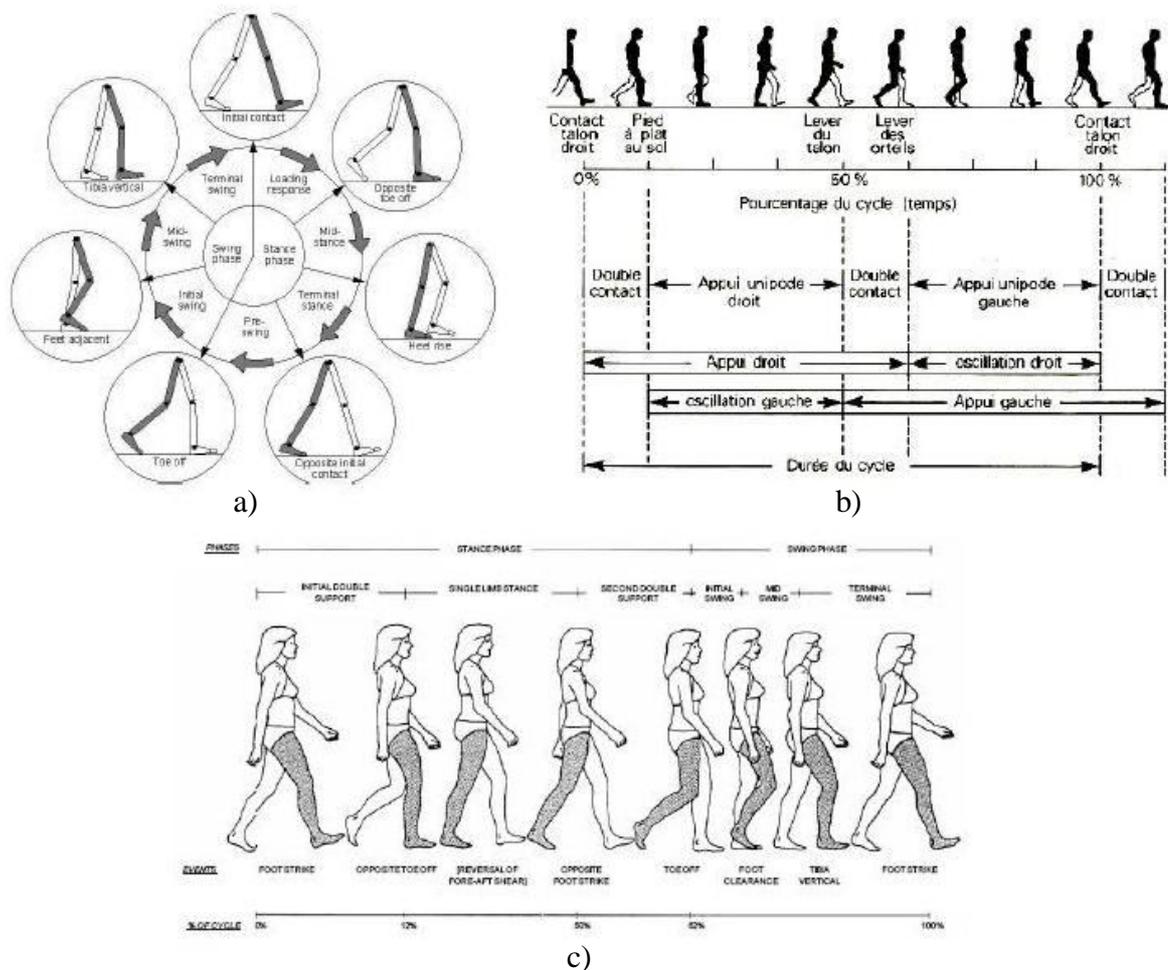


Figure 2. Représentations du cycle de marche selon a) Whittle (2002), b) Viel (2000) et c) Sutherland (1994).

Ainsi d'autres évènements et phases peuvent être ajoutés pour détailler davantage un cycle selon les conditions et les besoins de l'étude. Il est important, cependant, que tous les évènements choisis soient reproductibles, c'est-à-dire qu'ils se produisent chez l'ensemble des participants à l'étude. On peut alors distinguer 4 phases pour la phase d'appui et 3 phases pour la phase oscillante (figure 3).

PHASE D'APPUI

- **(1) La phase de mise en charge** (0 à 10% du cycle de marche).

Elle débute lorsque le pied droit entre en contact avec le sol (0 à 2%) alors que le membre inférieur gauche touche encore le sol et correspond donc au premier appui bipodal. Son rôle est de transférer le poids vers la jambe en phase d'appui, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant l'équilibre.

- **(2) La phase de milieu d'appui** (10 à 30% du cycle de marche).

C'est la première moitié de l'appui unipodal. Elle permet au corps d'avancer au dessus du pied en appui et se termine quand le centre de masse* du corps est aligné avec l'avant pied.

- **(3) La phase de fin d'appui** (30 à 50% du cycle de marche).

C'est la deuxième moitié de l'appui unipodal. Le centre de masse passe en avant de l'appui. La phase se termine au contact du pied opposé avec le sol.

- **(4) La phase pré-oscillante** (50 à 60% du cycle de marche).

Cette phase correspond au deuxième appui bipodal. Son rôle est la propulsion du corps vers l'avant avec le transfert de poids vers la jambe en phase d'appui.

PHASE OSCILLANTE

- **(5) La phase de début d'oscillation** (60 à 73% du cycle de marche).

Elle correspond au premier tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand le pied passe à côté du pied controlatéral. Le rôle de cette phase et des deux suivantes est de permettre l'avancée du membre oscillant sans qu'il ait de contact avec le sol.

- **(6) La phase de milieu d'oscillation** (73 à 86% du cycle de marche).

Elle correspond au deuxième tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand le tibia est vertical.

- **(7) La phase de fin d'oscillation** (86 à 100% du cycle de marche).

Elle correspond au troisième tiers de la phase oscillante. Elle se termine lorsque le pied droit entre à nouveau en contact avec le sol.

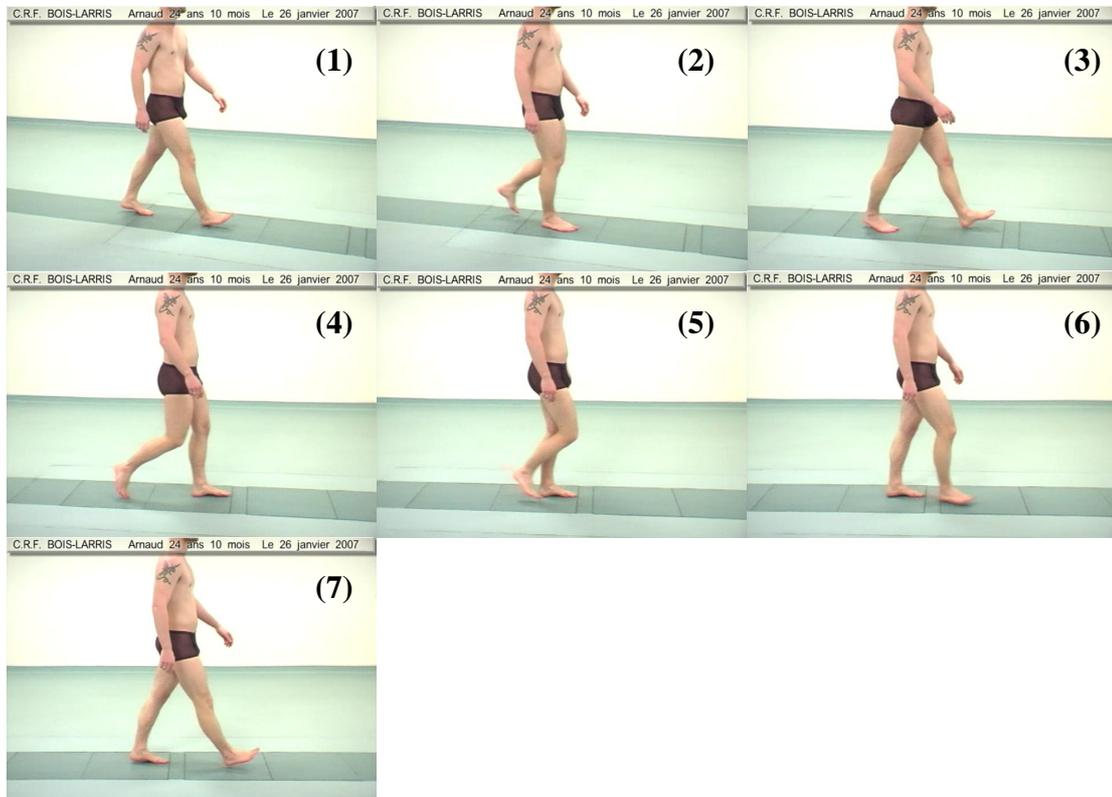


Figure 3. Phases détaillées de la marche

Les avancées réalisées par les chercheurs et cliniciens dans la description et la compréhension de la marche « normale* » ont permis de se pencher sur la marche « pathologique » dans l'espoir de mieux l'appréhender et de corriger ses effets. Il est évident, en effet, qu'au-delà de la connaissance relative à la marche dite « normale », c'est son application au pathologique qui est primordial pour l'homme. Les études dont l'intérêt se porte sur le rassemblement de données normatives sur le cycle de marche chez des populations normales et pathologiques (e.g. *Whittle*, 2002 ; *Mills*, 2001), sur l'analyse de la variabilité de la marche pas à pas ou bien dans son ensemble (e.g. *Stolze et al.*, 1998), ou sur le développement de modèles informatisés de la marche sont toutes déterminantes pour comprendre les caractéristiques fondamentales de la marche.

1.2. La marche pathologique : exemples de l'hémiplégie et de la diplégie

Un grand nombre d'écrits se focalisent sur la recherche fondamentale sur la marche normale et pathologique. Cette recherche est très importante parce qu'elle aide à comprendre les processus régissant la marche et à accumuler des connaissances au sujet

de ces processus. Chaque trouble modifie la marche des sujets d'une manière singulière et affecte des paramètres de la marche différents et dans des proportions hétérogènes. Cependant, la marche pathologique se caractérise toujours par une réduction de la longueur du pas*, fréquemment associée à une augmentation de la durée de double appui : la préservation de l'équilibre postural semble primer sur la vitesse de progression chez les sujets pathologiques, comme d'ailleurs chez les personnes âgées.

Deux pathologies affectant la marche des patients, l'hémiplégie et la diplégie, ont notamment été étudiées dès le XIX^{ème} siècle et sont abondamment documentées. Les descriptions de la marche de patients n'ont cessées d'être enrichies à mesure du développement technologique, et nous disposons aujourd'hui de classifications pour ces deux affections, proposées respectivement par *Winter et al.* (1987) et *Rodda et Graham* (2004).

1.2.1. Classification de la marche chez l'hémiplégique

L'hémiplégie est une paralysie complète ou partielle affectant principalement une moitié du corps à la suite d'une lésion des centres moteurs ou du faisceau pyramidal* (*Patten et al.*, 2004) et dont les causes sont diverses (vasculaires, tumorales, infectieuses, traumatiques). Le membre « sain » n'est pas sain justement, il est seulement moins affecté. La sévérité de l'hémiplégie dépend du niveau topographique de l'atteinte pyramidale.

En 1987, *Winter et al.* ont proposé une classification en quatre types d'atteinte croissante chez l'hémiplégique spastique, allant du type 1 le plus faible au type 4 le plus sévère (figure 4).

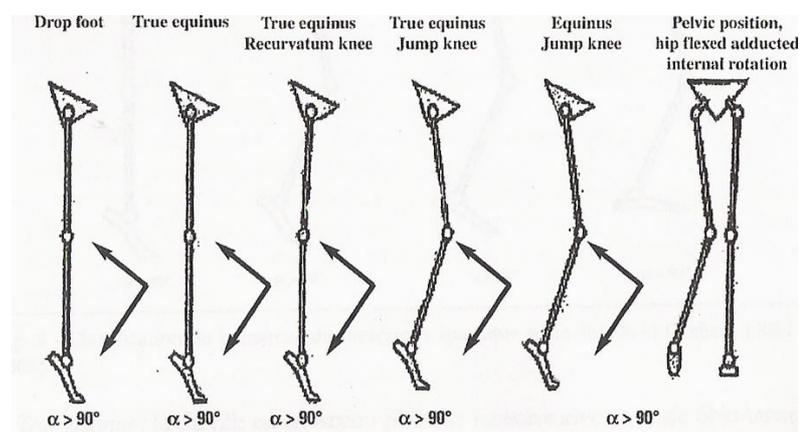


Figure 4. Classification de la marche de l'hémiplégique spastique selon Winter

- **Type 1** : Il est caractérisé par un défaut de flexion dorsale* de la cheville en phase oscillante causée par une faiblesse du tibial antérieur avec une prédominance de l'activité des jumeaux (gastrocnémiens), entraînant une attaque pied à plat ou sur la pointe des pieds. Les compensations de la marche peuvent être l'augmentation de la flexion de genou en fin de phase oscillante et/ou une flexion excessive de la hanche en phase oscillante et une augmentation de l'antéversion* du bassin. Ces individus ont un bon contrôle volontaire de la hanche et du genou mais pas de la cheville.
- **Type 2 « true equinus »** : Il est caractérisé par une flexion plantaire* de cheville en phase d'appui. A la différence des sujets de type 1 qui ont une longueur normale du triceps sural, les individus de type 2 ont une rétractation du triceps sural et/ou du tibial postérieur et du long fléchisseur communs des orteils. Les principaux muscles impliqués sont les gastrocnémiens et le tibial postérieur.
 - Type 2A true equinus* – genou normal et hanche en extension (la cheville est en flexion plantaire variable pendant la phase oscillante) ;
 - Type 2B true equinus* – genu recurvatum (possibilité d'étendre le genou exagérément en direction de l'avant de la jambe sur la cuisse) et hanche en extension.
- **Type 3 « true equinus / jump knee »** : Les individus présentent les anomalies de type 2 et une flexion du genou insuffisante en phase oscillante. L'hémiplégique de type 3 est gêné lors du passage du pas en phase oscillante et compense en montant sur le pied controlatéral ou en fauchant du côté hémiplégique. On observe une flexion excessive de la hanche et une antéversion du bassin (mécanisme compensateur). Ces individus possèdent un bon contrôle volontaire de la hanche, mais pas du genou ni de la cheville. Les principaux muscles impliqués sont le droit antérieur et les gastrocnémiens.
- **Type 4** : Il possède toutes les caractéristiques du type 3 avec un déficit au niveau de la hanche (atteinte des fléchisseurs et adducteurs de hanche). Ces sujets présentent une flexion plantaire de cheville en phase oscillante et en phase d'appui, une diminution de l'amplitude des mouvements du genou, une

adduction / rotation interne et une flexion de la hanche. La limitation du mouvement au niveau de la hanche est compensée par l'augmentation de la lordose* lombaire en fin de phase d'appui. La plupart des muscles atteints sont le psoas iliaque, les ischio-jambiers, le droit antérieur et les gastrocnémiens.

1.2.2. Classification de la marche chez le diplégique spastique

La diplégie est la paralysie atteignant de façon identique deux régions symétriques du corps. La diplégie spastique ou maladie de Little est une des formes que peut prendre une infirmité motrice cérébrale (série de troubles affectant le contrôle du mouvement qui apparaissent au cours de la première année de la vie et qui ne s'aggravent pas). Elle se caractérise par des anomalies du mouvement et de la posture liées à une lésion cérébrale stable et définitive entraînant essentiellement une spasticité* associée, à des degrés variables, à des troubles du tonus de l'équilibre et de la force musculaire (Penneçot, 2000). Rodda et Graham (2004) ont proposé une classification des patterns de marche dans un plan sagittal en considérant l'ensemble bassin, hanches, genoux, chevilles et en prenant en compte la sévérité de la pathologie (figure 5).

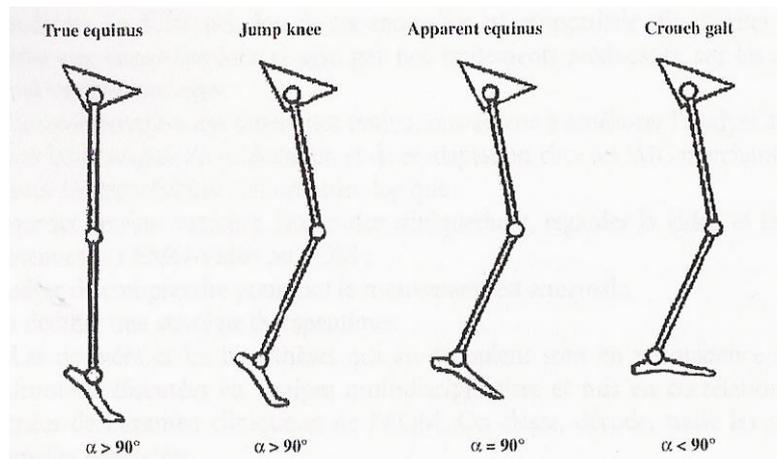


Figure 5. Classification de la marche du diplégique spastique selon Rodda et Graham

- « **True equinus** » : La cheville est en flexion plantaire excessive avec un angle tibio-tarsien toujours supérieur à 90° , le genou est en extension ou en léger recurvatum, la hanche est étendue et le bassin est en position normale ou antéversé. La spasticité du triceps sural est dominante.

- « **Jump gait** » : Le pied est en flexion plantaire excessive 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. Hanches et genoux peuvent s'étendre à des degrés variables en fin d'appui mais ne vont jamais jusqu'à l'extension. Le bassin est en position normale ou antéversé avec une hyperlordose lombaire.
- « **Apparent equinus** » : La cheville est normale, la hanche et le genou sont en flexion excessive tout au long de la phase d'appui, le bassin est en position normale ou antéversé.
- « **Crouch gait** » : La cheville est en dorsiflexion excessive tout au long de la phase d'appui, les genoux et les hanches sont en flexion excessive, le bassin est normal ou antéversé. Le triceps sural est allongé et/ou faible, les ischio-jambiers et le psoas iliaque sont spastiques et/ou contractés de façon dominante.
- « **Asymetric gait** » : La marche est asymétrique et différents niveaux d'anomalies coexistent à droite et à gauche.

Les classifications des différentes pathologies affectant la marche, comme celles présentées ci-dessus, sont des outils précieux dans notre approche de ces troubles locomoteurs. Pourtant, l'exercice quotidien des cliniciens les confronte à des cas singuliers où peuvent se mêler plusieurs types d'atteintes ou de pathologies, et dans ces cas, les connaissances empiriques, même les plus précises, peuvent se révéler insuffisantes. De la nécessité des cliniciens de mieux appréhender les troubles pour proposer des options thérapeutiques efficaces aux individus est né un examen clinique quantitatif, l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM).

Chapitre 2 L'Analyse Quantifiée de la marche

Les atteintes cognitives, neuromotrices et psychocomportementales qui affectent la fonction ambulatoire sont complexes et multiples. Les médecins doivent prodiguer des soins efficaces sans détériorer davantage le patron locomoteur. Ils doivent aussi prendre en compte la mise en place par les patients de processus conscients ou inconscients de compensation pour contourner les gênes fonctionnelles. Cela les confronte à des choix thérapeutiques difficiles. L'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM) concoure à une meilleure compréhension des anomalies rencontrées et est devenue un outil important d'évaluation clinique permettant de choisir les traitements de manière plus efficace (Kay *et al.*, 2000a, 2000b). D'ailleurs, elle est aujourd'hui considérée comme un examen à part entière et a été introduite dans la Classification Communes des Actes Médicaux (CCAM) sous le code NKQP001 et l'intitulé « *Analyse instrumentale de la cinématique de la marche* ».

2.1. Intérêt clinique

Utilisée depuis plus d'une vingtaine d'années, le développement de systèmes avancés de capture du mouvement a permis d'optimiser l'utilisation de l'analyse de la marche et d'étudier sa validité (Gage, 1983, 1984 ; Sutherland, 1993).

DeLuca *et al.* (1997) ont démontré l'intérêt de l'AQM dans la prise de décision chirurgicale. Ils ont comparé les conclusions faites par les médecins après examens clinique et vidéographique puis après AQM chez des patients infirmes moteurs cérébraux (IMC*). L'AQM a conduit les médecins à modifier totalement leurs indications chirurgicales avec une augmentation des indications pour les jumeaux (59%), le droit antérieur (65%) et une diminution pour les autres sites habituels y compris les gestes osseux.

L'amélioration diagnostique résultant de l'utilisation de cette analyse a également favorisé le développement du concept de chirurgie « multisite » en un temps qui consiste à réaliser jusqu'à quatre gestes chirurgicaux par membre, en une seule fois. Cette approche permet de diminuer l'impact psychologique des interventions multiples réalisées séparément, optimise les améliorations fonctionnelles et réduit le coût médical (*DeLuca, 1997 ; Simon, 2004*).

Outre le rôle d'aide à la décision, l'AQM constitue également un examen de référence pouvant être comparé à un autre examen ultérieur pour juger des modifications éventuelles de la marche. La littérature recense de nombreux exemples d'une telle application de l'analyse de la marche : évaluation des résultats d'un traitement (par exemple, après reconstruction du ligament croisé antérieur (*Knoll et al., 2004*), et chirurgie de la hanche, (*Kyriazis et Rigas, 2002*)), évaluation de l'alignement d'orthèses* et de prothèses* destinées aux membres inférieurs (*Johnson et al., 2004*), marche appareillée (*Carlson et al., 1997 ; Spaulding et al., 2003*) et évaluation des risques de chutes (*Maki, 1994*). Dans le cas des troubles spastiques, l'AQM permet de juger de l'efficacité d'une administration de toxine botulique* dans des muscles spécifiques ou d'une injection intrathécale de Baclofen* par pompe (spasticité diffuse).

En tant qu'examen à visée thérapeutique et d'aide à la décision, l'Analyse Quantifiée de la Marche se doit d'être précise et rigoureuse. Ainsi la validité et le réglage du matériel utilisé jouent un rôle prépondérant dans la qualité et la fiabilité des résultats.

2.2. Matériel

Avant même le matériel, l'AQM nécessite d'évoluer dans une salle suffisamment grande (longueur et largeur) dédiée à l'analyse de la marche, pensée et réfléchie à cet effet :

- afin de contenir tous les systèmes de capture, une table de mixage vidéo, l'informatique et un espace pour équiper le patient ;
- que le patient puisse marcher en ligne droite sur une distance d'au moins 10 mètres (ce qui représente au moins quatre cycles de marche chez l'enfant) ;
- et avoir suffisamment de recul afin d'enregistrer un nombre minimum de cycles de marche complets (dans l'idéal quatre, comme indiqué au dessus).

En France, une dizaine de centres cliniques disposent déjà de telles salles : Berck (62), Lamorlaye (60), Le Mans (72), Lille (59), Lyon (69), Marseille (13), Nancy (54), Nice (06), Rouen (76), Toulouse (31).



Figure 6. Panorama de l'UCAMM de Bois-Larris
(http://www.megrot.com/images/VisitevirtuelledelUCAMM_CE57/ucamm13.jpg)

L'Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement de Bois-Larris (figure 6) dispose :

- **de matériel vidéo** (3 caméras vidéos numériques et une table de montage pour filmer le patient de face, de dos, de profil et de dessus) ;
- **d'un système optoélectronique VICON MX+ et 8 caméras à 1.3 millions de pixels** pour la capture de la cinématique ;
- **4 plateformes de force AMTI** pour l'enregistrement des forces de réaction du sol ;
- **2 systèmes EMG** pour l'enregistrement de l'activité musculaire : **l'EMG MA-300** à 16 canaux (Motion Lab Systems) et **l'EMG sans fil ZeroWire** à 16 canaux (AURION) qui donne une liberté de mouvement dans un rayon de 15 mètres autour de la borne de réception.

2.3. Données obtenues par AQM

L'AQM fournit des données de quatre types, liées aux différents systèmes utilisés : spatiotemporelles et cinématiques (capture du mouvement), cinétiques (plateformes de force), électromyographiques (EMG). Ces données sont également complétées par une vidéo fonctionnelle de la marche.

2.3.1. Données spatiotemporelles

Ce sont les paramètres de base qui permettent d'avoir une idée générale de la marche d'un patient. Ils sont calculés pour les cycles droits et gauches et donnent une première indication sur la symétrie ou la dissymétrie de la marche. Ils comprennent entre autres la cadence, la longueur du pas et la vitesse de marche.

2.3.2. Données cinématiques

A partir des données de position des marqueurs passifs* placés sur le patient, sont obtenus les angles articulaires du bassin, de la hanche, du genou et de la cheville représentés sur des graphiques (figure 7). Pour permettre les comparaisons, ces angles sont normalisés temporellement par rapport au cycle de marche (de 0% à 100%) et présentés en parallèle de données « normales » obtenues sur une population saine de référence.

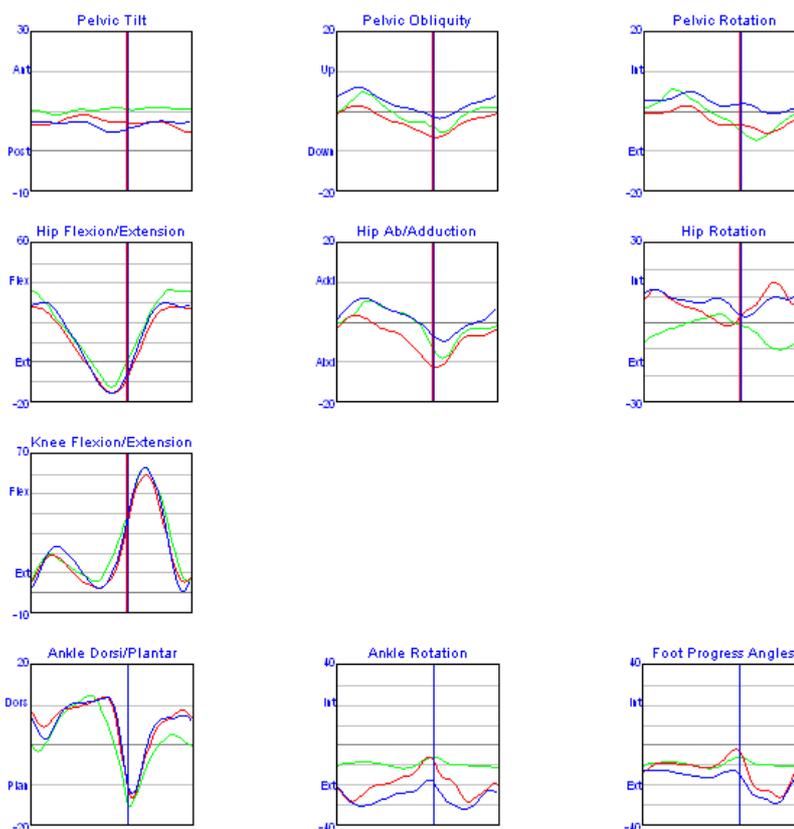


Figure 7. Cinématique du bassin, des hanches, des genoux et des chevilles chez un sujet sain

La courbe bleue correspond au membre inférieur droit, la courbe rouge au membre inférieur gauche, la courbe verte aux données « normales ».

2.3.3. Données cinétiques

Les forces de réaction sont recueillies lors du passage sur les plateformes de force* qui calculent la direction et l'intensité du vecteur de réaction du sol dans les trois plans de l'espace. Les moments* exercés sur chaque articulation et les puissances* articulaires sont également calculés (figure 8). Le moment articulaire permet de savoir quel est le principal groupe musculaire responsable du mouvement observé à chaque articulation. La puissance articulaire renseigne sur le type de contraction de ce groupe musculaire. Il peut soit générer de l'énergie (contraction concentrique), soit absorber de l'énergie (contraction excentrique). Si aucun mouvement n'est enregistré à l'articulation, la contraction est alors de type isométrique et la puissance est nulle.

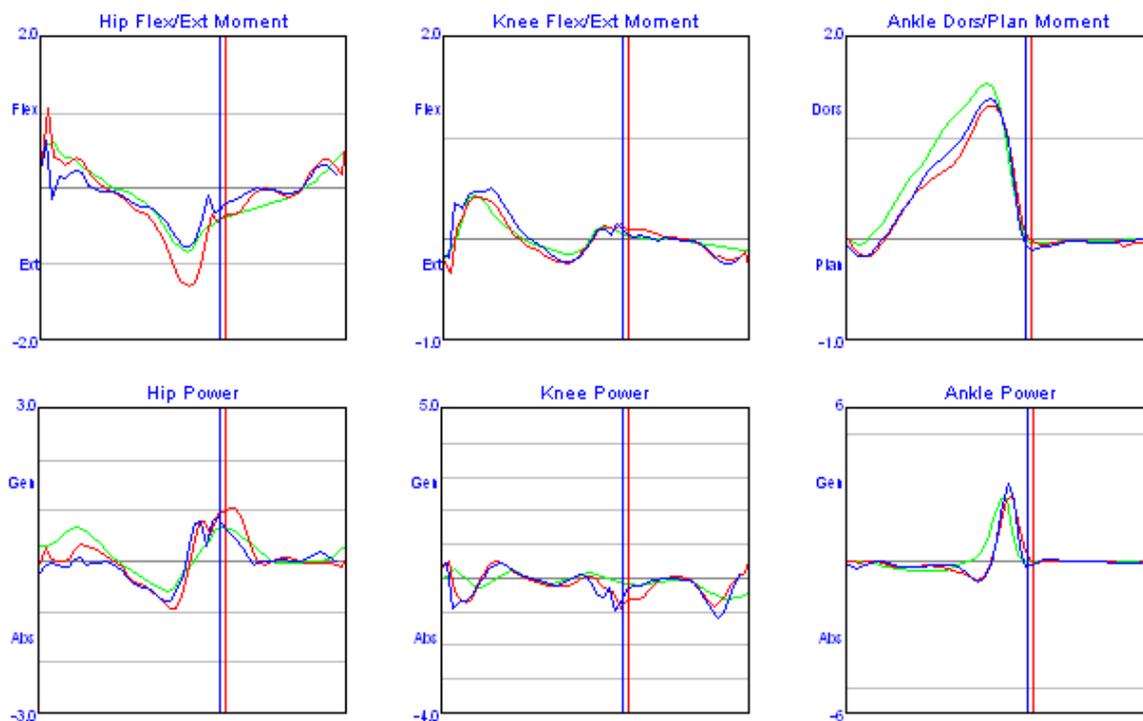


Figure 8. Moments et puissances articulaires des hanches, des genoux et des chevilles chez un sujet sain

3.3.4. Données électromyographiques

Des électrodes de surface enregistrent l'activité électrique des muscles sélectionnés. Les données EMG (figure 9) renseignent donc sur les phases d'activation musculaire et leur durée au cours du cycle de marche. Il permet également dans le cas de groupes musculaires de savoir quel muscle est actif. Par comparaison aux patterns de

marCHE normale, il est possible de distinguer une activité normale d'une activité anormale (précoce, prolongée, etc.).

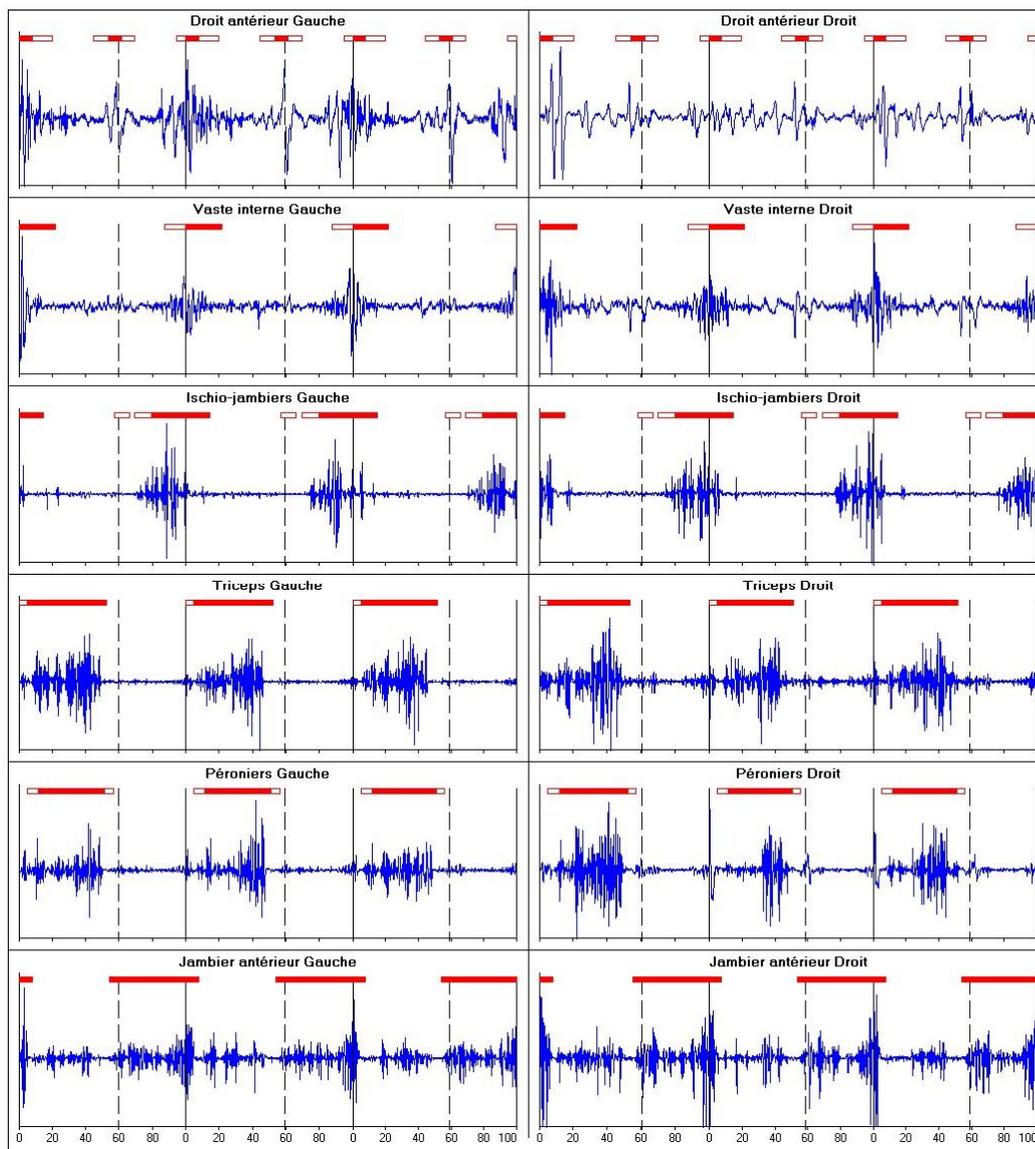


Figure 9. Enregistrement EMG de muscles participant à la marche chez un sujet sain. Les barres rouges et blanches représentent les patterns d'activation dans la population de référence.

L'Analyse Quantifiée de la marche est un examen complet. Les données qu'elle fournit sont toutes complémentaires, qu'elles soient d'ordre spatiotemporel, cinématique, cinétique ou qu'elles renseignent sur l'activation musculaire. De ce fait, l'interprétation des résultats requiert une analyse approfondie et une mise en relation des différents paramètres. Il faudra en premier lieu détecter toutes les déviations par

rapport à la marche normale puis interpréter ces déviations. La lecture des données d'une AQM n'est donc pas chose aisée, sans compter que cela demande une connaissance des systèmes d'enregistrement et de leurs limites. Une erreur lors de l'interprétation peut entraîner une erreur dans le choix du traitement et détériorer la marche d'un patient. Afin d'aider les cliniciens dans leur pratique quotidienne, deux index ont été développés pour caractériser le degré de pathologie de la marche d'un patient : le Gillette Gait Index (*Schutte et al.*, 2000) et le Functional Ambulation Profile (*Nelson*, 1974).

Chapitre 3

Un index de la marche : Le Gillette Gait Index

L'Analyse Quantifiée de la Marche est un élément incontournable dans l'évaluation quantitative de la marche, car elle permet, par l'enregistrement des données cinématiques, cinétiques et EMG, de compléter l'observation des cliniciens. Cependant, la quantité des données qu'elle fournit en fait souvent un outil difficile à utiliser et à interpréter (du fait que les médecins et kinésithérapeutes doivent être formés). De plus le degré de déviation de la marche d'un patient par rapport à la normale reste difficile à estimer.

Schutte et al. (2000) ont proposé récemment un nouvel index, le normalcy index, pour évaluer cette déviation et caractériser simplement la marche d'un sujet dans un sens global. Le normalcy index, rebaptisé Gillette Gait Index (GGI) du fait de la valeur chargée du terme « normalité » (*Theologis et al.*, 2005), est un nombre sans dimension calculé sur la base d'une analyse en composantes principales (ACP) à partir de seize paramètres de la marche acquis pendant l'analyse quantifiée. Il peut être employé de plusieurs manières : pour évaluer le degré d'affectation d'une pathologie spécifique, pour suivre la pathologie de la marche d'un sujet dans le temps, ou pour examiner l'efficacité d'une intervention ou de sa prise en charge thérapeutique (kiné, appareillage...).

3.1. Calcul du GGI par ACP

Dans la plupart des expérimentations, on dispose de plusieurs observations sur chaque individu constituant la population d'étude. On a donc à prendre en compte p variables par individu. L'étude séparée de chacune de ces variables donne quelques informations mais est insuffisante car elle laisse de côté les liaisons entre elles, ce qui est pourtant souvent ce que l'on veut étudier. Par exemple, pour évaluer l'importance

des déviations de la marche par rapport à la marche normale, ou pour évaluer les changements résultant d'un traitement spécifique, il est important de considérer non seulement comment chaque élément du modèle de marche a changé mais également comment le rapport entre les éléments a changé. Pour évaluer si une variable spécifique de la marche est normale, anormale, ou améliorée après traitement, la corrélation normale qui existe entre les variables de la marche doit être déterminée. C'est le rôle de la statistique multifactorielle que d'analyser les données dans leur ensemble, en prenant en compte toutes les variables. L'analyse en composantes principales est alors une méthode fiable pour étudier les données multidimensionnelles, lorsque toutes les variables observées sont de type numérique, et que l'on veut voir s'il y a des liens entre ces variables.

L'ACP a été définie comme une technique linéaire de réduction des données, qui identifie des directions orthogonales de variance maximale dans les données initiales, et projette les données dans un espace de dimensions inférieures formé par un sous-ensemble de composantes des plus grandes variances (*Bishop, 1995*). Le calcul du GGI par ACP, détaillé dans l'article de *Schutte et al. (2000)*, comporte dix étapes comprenant notamment une normalisation des valeurs, le calcul de la matrice de covariance pour les n variables discrètes normalisées, le calcul des valeurs et vecteurs propres.

En termes simples, le Gillette Gait Index peut être considéré comme une mesure de la distance entre l'ensemble des variables décrivant le modèle de marche d'un patient et la moyenne de ces variables chez les personnes sans anomalie de marche. Des calculs séparés sont réalisés pour les cycles droit et gauche puis les index obtenus sont moyennés pour obtenir un index global.

3.2. Choix des variables

Seize paramètres cinématiques sont pris en compte pour le calcul du GGI. L'objectif de sélection des 16 variables discrètes utilisées pour calculer l'index était d'avoir un ensemble fini de variables qui décriraient bien le modèle de marche d'un individu. *Schutte et al. (2000)* ont choisi des variables que des cliniciens expérimentés corrèlaient étroitement avec des atteintes spécifiques de la marche. Les variables

considérées généralement comme importantes cliniquement ont donc été choisies. De ce fait, on ne devrait pas conclure que d'autres ensembles de variables, « meilleurs », ne pourraient pas être trouvés. La liste de variables comprend seulement des variables cinématiques étant donné que l'inclusion de variables cinétiques aurait exclu les personnes ambulodépendantes de l'analyse.

Seize variables discrètes sont donc déterminées à partir des mesures cinématiques pour chaque cycle de marche. Ces variables sont : le temps de toe off (ou foot off) en pourcentage de la durée du cycle de marche, la vitesse de marche normalisée à la longueur de jambe, la cadence, la bascule moyenne du bassin, l'amplitude de la bascule du bassin, la rotation moyenne du bassin, la flexion minimale de hanche, l'amplitude de flexion de hanche, l'abduction de hanche maximale dans la phase oscillante, la rotation moyenne de hanche dans la phase d'appui, la flexion de genou lors du contact initial, le temps auquel a lieu la flexion de genou maximale, l'amplitude de flexion du genou, la dorsiflexion maximale dans la phase d'appui, la dorsiflexion maximale dans la phase oscillante et l'angle moyen de progression du pied dans le pas. Ces variables sont classées en fonction de l'importance de la variation enregistrée au cours de l'essai et permettent de calculer le GGI.

3.3. Validité de l'index

Un certain nombre d'analyses ont été conduites pour étudier la confiance dans l'index. Le GGI s'est avéré cliniquement applicable, fiable et facile à utiliser (*Schutte et al.*, 2000), faisant de lui un élément valable dans l'évaluation quantitative de la pathologie de la marche. *Bothner et al.* (2003) ont trouvé une fiabilité excellente entre les cycles de marche permettant d'avoir confiance dans le choix d'un cycle représentatif. *Assi et al.* (2006) ont, quant à eux, évalué l'incertitude et la reproductibilité du GGI et des paramètres cinématiques parmi 16 sujets sains et ont approuvé son utilisation.

Dans leur étude, *Wren et al.* (2006) avaient comme objectif de comparer des scores de GGI aux évaluations qualitatives de la marche réalisées par des cliniciens, chez 25 enfants infirmes moteurs cérébraux (IMC) ayant subi une chirurgie multi-sites. Ils ont donc comparé les scores obtenus à partir d'analyses de la marche préopératoire et postopératoire et les évaluations subjectives des cliniciens à partir des données vidéo.

Les valeurs de GGI ont été trouvées conformes aux scores moyens de l'évaluation clinique chez 24 des 25 patients, mais également plus objectives étant donné que les cliniciens tendaient à noter plus d'amélioration entre les vidéos pré- et post-opératoires.

D'autre part, le GGI est indépendant du laboratoire dans lequel les données cinématiques sont recueillies. En effet, toutes les études semblent converger autour d'une valeur de 16 pour l'index moyen (i.e. moyenne des GGI du cycle droit et du cycle gauche) calculé sur des populations de personnes sans anomalie de la marche. *Tervo et al.* (2002), *Romei et al.* (2004) et *Assi et al.* (2006) ont annoncé des index de 15.9, 16.4 et 15.4 respectivement, proches de celui calculé par *Schutte et al.* (2000) avec une valeur de 15.7. Le Gillette Gait Index de l'UCAMM de Bois-Larris, utilisé dans la suite de ce mémoire et établi sur la base d'une population de 35 sujets sains, est de 15.

L'établissement d'une population référence de 35-50 sujets est indispensable pour toute application clinique de l'index.

3.4. Applications cliniques

Index à visée clinique, le GGI présente un vif intérêt dans deux applications principales : la catégorisation des pathologies affectant la marche et la vérification de l'efficacité d'un traitement (chirurgical, orthopédique ou chimique). Plusieurs études ont montré que le GGI peut détecter des différences dans des groupes de sujets qui ont des diagnostics différents ou ont subi de la chirurgie.

3.4.1. Catégorisation

Schutte et al. (2000) ont étudié la répartition des index chez des patients hémiplegiques de types I à IV, diplégiques et quadriplégiques (sévérité croissante). L'index a augmenté avec la sévérité et a également été assez sensible pour différencier les types d'hémiplegie, les hémiplegiques de type I ayant un index inférieur que les hémiplegiques de type II, les types II ayant un index inférieur que les types III, et les types III ayant un index inférieur que les types IV (tableau 1). De plus, les index calculés pour le côté affecté (i.e. la jambe pathologique) étaient, en moyenne, plus grands que l'index pour le côté « sain ». Les deux membres, cependant, avaient des GGI sensiblement plus élevés que le groupe référence (15.7), soutenant que les sujets hémiplegiques utilisent leur membre « sain » pour compenser l'état pathologique du

membre atteint. Le membre sain ne permet donc pas un modèle de marche non pathologique.

Tableau 1. Scores de GGI (normalcy index) chez des patients hémiplégiques, diplégiques et quadriplégiques selon Schutte et al. (2000)

Subjects	N	Mean normalcy index (range) ^a	Mean unaffected side only (range)	Mean affected side only (range)
Normal	24	15.7 (8.2–26.9)		
<i>Hemiplegics</i>				
Type I	8	74.9 (36.5–187.6)	51.0 (28.3–91.14)	98.8 (28.5–311.6)
Type II	8	133.32 (32.1–357.0)	103.37 (26.0–276.9)	163.3 (38.2–437.1)
Type III	10	172.4 (55.3–362.0)	70.4 (32.1–94.2)	274.5 (60.70–638.9)
Type IV	4	639.3 (212.2–1066.5)	378.7 (140.2–617.3)	900.0 (284.3–1515.7)
All	30	166.7 (32.1–1066.5)	95.4 (26.0–617.3)	236.0 (28.5–1515.7)
Diplegic	23	279.4 (28.46–1322.3)		
Quadriplegic	11	491.0 (121.5–1195.0)		

^a Right and left side indices averaged to obtain single index for each subject.

D'autres auteurs ont corroboré ces résultats et proposé des distributions du Gillette Gait Index en fonction des pathologies (Romei et al., 2004 ; Assi et al., 2006). Les figures 10 et 11, issus d'une présentation de Viehweger et al. (2004), résument parfaitement les résultats que peuvent donner des investigations cliniques du GGI.

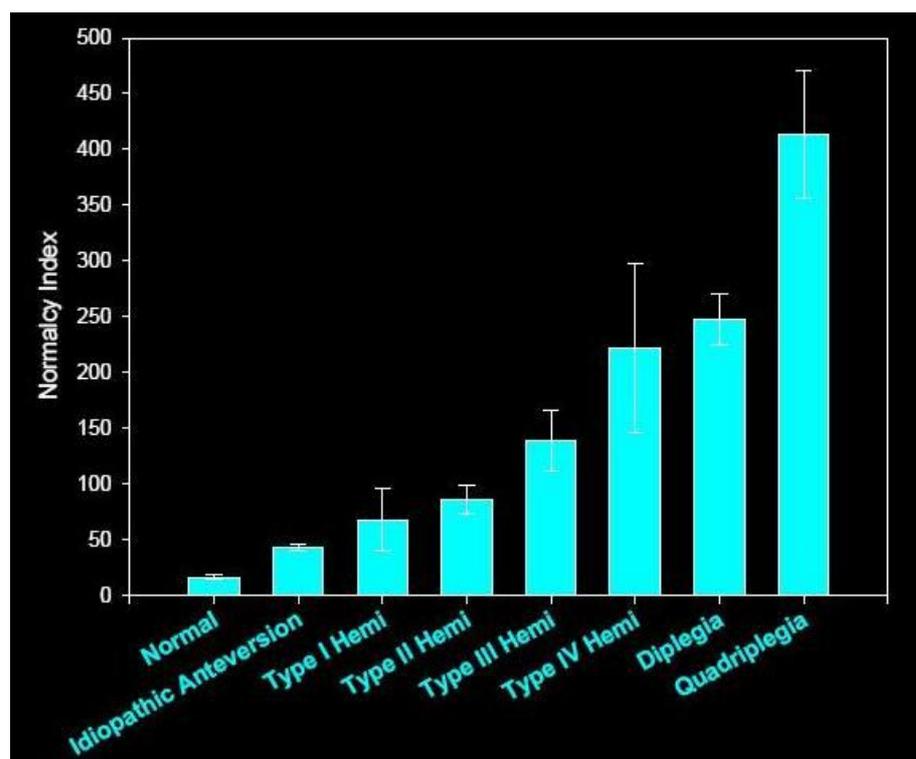


Figure 10. Valeurs de GGI (normalcy index) selon le type de pathologie de la marche (d'après Viehweger et al., 2004)

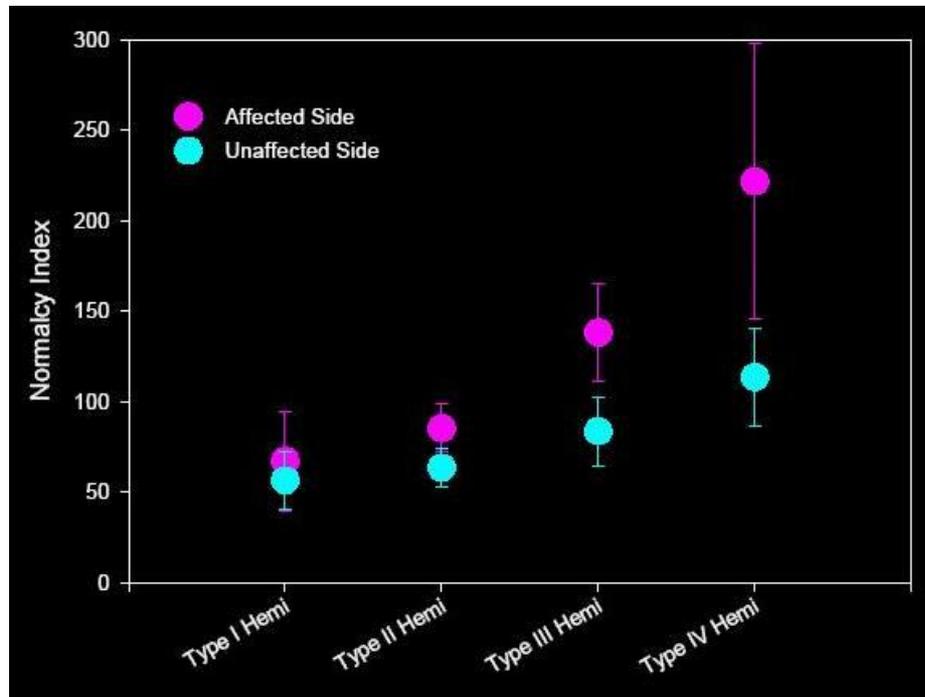


Figure 11. Différenciation côté affecté / côté non affecté selon le type d'hémiplégie (d'après Viehweger et al., 2004)

Bothner et al. (2003) ont quant à eux observé que les scores de GGI augmentaient avec le niveau de dépendance et de sévérité chez des enfants IMC classés selon une échelle d'évaluation fonctionnelle, le Gross Motor Function Classification System (GMFCS).

3.4.2. Efficacité thérapeutique

Le Gillette Gait Index s'est révélé être un outil important pour évaluer les modifications de la marche suite à une intervention thérapeutique. Dans un suivi de rééducation ou post-chirurgical, il devient un élément fiable et lisible de l'amélioration de la marche ou de l'absence de détérioration de la marche. Il permet de répondre à une question primordiale : est-ce que l'intervention a amélioré de manière significative la marche et la fonction chez les patients ?

Le GGI a été utilisé dans des études précédentes pour évaluer les effets de l'insertion d'une pompe à Baclofen (*Motta et al.*, 2002), de la chirurgie multi-sites et de la rhizotomie* dorsale sélective (*Stout et al.*, 2000 ; *Postans et al.*, 2006). *Novacheck et al.* (2003) ont mis en évidence, à partir d'une revue portant sur 135 enfants IMC, des changements statistiquement significatifs du GGI après intervention, quelque soit le

type d'intervention (orthopédique, rhizotomie, ou les deux). 111 enfants ont amélioré leur GGI avec une amélioration moyenne de 27%.

Le GGI permet également d'estimer si l'utilisation d'aides améliore la marche des patients. Par exemple, il représente un moyen assez simple pour tester l'influence d'une orthèse et guider le choix des cliniciens. *Assi et al.* (2006) ont enregistré des essais différents de patients diplégiques et quadriplégiques qui avaient l'habitude d'employer une aide de marche : déambulateur, orthèses, cannes et chaussures (tableau 2). Nous pouvons notamment noter que les patients 5 et 7 améliorent significativement leur GGI et donc leur marche avec des orthèses (de 800 à 603 et de 1137 à 496, respectivement).

Finalement, le GGI a été utilisé dans certaines études pour étudier l'influence de programmes de rééducation, comme la stimulation électrique neuromusculaire (*Lee et al.*, 2004) et l'entraînement sur tapis roulant (*Beard et al.*, 2005).

Tableau 2. Gillette Gait Index (normalcy index) de patients diplégiques et quadriplégiques utilisant des aides de marche (d'après Assi et al., 2006)

	Type of walk	Normalcy index
Asymptomatics		
56 Subjects	Normal	15.4 (5–30)
Diplegics		
Patient 1	Normal	38
Patient 3	Key-walker	670
	Canes	795
Patient 4	Key-walker	870
Patient 5	Normal	800
	Orthosis	603
Quadriplegics		
Patient 6	Normal	389
	Key-walker	385
Patient 7	Normal	1137
	Orthosis	496
	Shoes	482
Patient 8	Normal	2000

3.5. Limites

Le GGI présente un intérêt certain pour documenter tout changement dans la marche. Certains points demandent cependant soit à être investigués soit à être pris en compte par les cliniciens.

La première remarque porte sur la quantité de variation qui est nécessaire pour considérer une variation du GGI comme significative. En effet, les auteurs qui ont utilisé l'index ne rapportent pas tous les mêmes valeurs. *Bothner et al.* (2003) ont montré qu'un changement du GGI de 85 unités devait être obtenu par les cliniciens pour accepter le changement comme significatif avec 95% de confiance. *Romei et al.* (2004) ont suggéré que des changements de GGI de 12 unités ou moins ne sont pas significatifs. Quant à *Postans et al.* (2006), ils ont considéré un changement de 10% de GGI comme cliniquement significatif.

D'autre part, comme le soulignent *Mégrot et al.* (2007), lorsque l'on est confronté à une marche très irrégulière (tableau 3), le choix du cycle sur lequel calculer le Gillette Gait Index devient un vrai casse-tête. Lequel de ces cycles est le plus représentatif de la marche du patient ? La réponse, c'est justement tous.

Tableau 3. Gillette Gait Index calculé sur 4 cycles d'un même enregistrement (d'après *Mégrot et al.*, 2007)

	CYCLE 1	CYCLE 2	CYCLE 3	CYCLE 4
Gauche :	100	104	78	141
Droite :	93	63	42	81
Moyenne :	96	83	60	111

Autre point à signaler, la moyenne ne doit pas être utilisée seule. En effet, un premier enfant présentant des GGI droit et gauche de 300 et 150, et un second enfant présentant des GGI droit et gauche de 221 et 229, ont tous deux un GGI moyen de 225. Pourtant, nous nous apercevons que le premier est davantage atteint du côté droit alors que le second est atteint de façon similaire bilatéralement.

Comme nous l'avons vu, chez les hémiplegiques, le GGI du membre « sain » présente tout de même une déviation par rapport à la normale du fait de la compensation qu'il apporte. Il peut même arriver que le membre le plus sain puisse obtenir un GGI

plus élevé que celui du membre lésé. C'est un élément sur lequel les cliniciens et ingénieurs de la marche doivent porter leur attention.

Nous pouvons également signaler que le Gillette Gait Index est calculé à partir de données cinématiques et, par conséquent, il est donc sensible aux mêmes sources d'erreurs que ces données (e.g. placement des marqueurs).

Pour terminer, afin de fournir une évaluation complète de l'amélioration d'un patient, le Gillette Gait Index devra être utilisé en même temps que d'autres résultats tels que la satisfaction du patient et/ou un outil d'évaluation de l'amélioration fonctionnelle.

Chapitre 4 Le Functional Ambulation Profile

Le GGI est un index très pratique lorsqu'il s'agit de résumer le pattern de marche d'un individu par un nombre simple. Son calcul, à partir de données cinématiques, nécessite toutefois l'enregistrement du mouvement par un système optoélectronique et requiert donc le traitement des données par un opérateur qualifié.

D'autres outils d'analyse de la marche, plus simples d'utilisation, permettent quant à eux de caractériser davantage les paramètres spatiotemporels. Les tapis de marche mesurent directement des événements liés aux pressions relatives enregistrées par des capteurs. Le GaitRite (Biometrics) en est le parfait exemple et il fournit en plus des paramètres de la marche, un score simple, le « Functional Ambulation Profile » (Nelson, 1974) identifiant la sévérité des anomalies de la marche.

4.1. Le GaitRite

Le GaitRite (figure 12) est une piste de marche électronique portable de faible épaisseur (4 mm).

4.1.1. Présentation du système

Il est composé d'un tapis de marche (de 4.27 m) qui intègre des capteurs sensibles à la pression* sur une zone active de 3.66 m de long et 0.61 m de large. Cette zone active contient 16000 capteurs de pression, possède une résolution de 1.27 cm et une fréquence d'enregistrement de 80 Hz. Lorsqu'un sujet marche sur le tapis, le système enregistre les événements liés aux pressions (pressions relatives). 11 paramètres spatiaux et 20 paramètres temporels de la marche sont alors calculés. Ces paramètres incluent notamment la longueur du pas, la longueur d'enjambée*, la base de support, le toe in/out (angle entre la ligne de progression de la marche et le pied), la

distance parcourue, le temps de marche, la vitesse, la vitesse normalisée selon la longueur de jambe, le rapport longueur du pas / longueur de jambe, le temps de cycle, la durée de la phase d'appui, la durée de l'appui bipodal. Le système permet également de calculer un score de Functional Ambulation Profile dont nous reparlerons dans la partie 4.2.

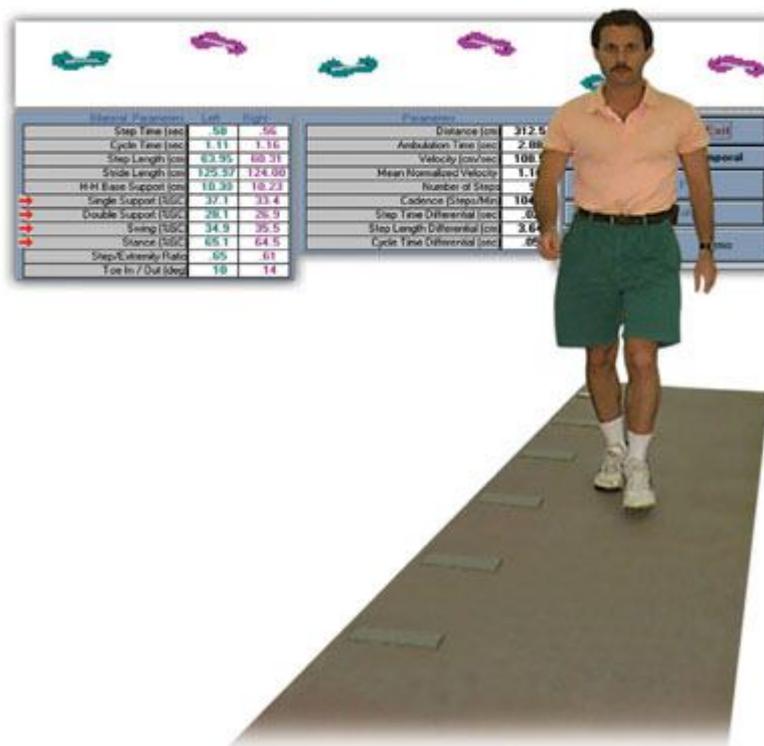


Figure 12. Système GaitRite (www.gaitrite.com)

4.1.2. Validation

La littérature recense un grand nombre d'études mentionnant l'utilisation du GaitRite. La fiabilité et la validité du GaitRite ont d'ailleurs été éprouvées par plusieurs études qui l'ont statistiquement testé et/ou comparé à d'autres systèmes.

Cutlip et al. (2000) et *McDonough et al.* (2001) ont respectivement comparé les données enregistrées par le GaitRite à celles obtenues avec un système d'analyse vidéo (Peak Motus) et, avec une méthode dite « papier-crayon » et une méthode basée sur la vidéo. Il ressort de leurs études que le GaitRite est un outil valide et fiable pour la mesure des paramètres de la marche, dont les données sont similaires à celles enregistrées sur un système vidéo.

Menz et al. (2004) ont évalué la fiabilité test retest des paramètres de la marche mesurés par le système chez des adultes et des personnes âgées sans pathologie de la marche. Il a été montré l'obtention de mesures très fiables, excepté pour les mesures de la base de support* et de l'angle de toe in/out, qui ont présenté une fiabilité inférieure à celle des autres paramètres, mais néanmoins suffisante pour certaines applications. Des résultats similaires ont été obtenus par *Thorpe et al.* (2005) qui ont souhaité déterminer la reproductibilité des paramètres spatiotemporels de la marche enregistrés chez l'enfant sain. A partir des résultats de 57 enfants de 1 an à 10 ans, il leur a semblé que le GaitRite était un outil clinique intéressant pour l'évaluation de la marche chez les enfants.

4.1.3. Avantages et inconvénients

Ce système présente un certain nombre d'avantages : tous les paramètres temporels et spatiaux de base du cycle de marche sont mesurés ; il est relativement peu coûteux et facilement transportable ; aucun équipement du patient est nécessaire et interfère donc sur la marche ; il permet l'utilisation des aides de marche (orthèses, cannes, béquilles, déambulateurs) ; il réalise le calcul du Functional Ambulation Profile.

Les quelques limites du GaitRite sont la limitation des mesures à la longueur du tapis et celle de la vitesse d'acquisition qui peut être insuffisante dans certaines circonstances extrêmes (course à pleine vitesse).

4.2. Le Functional Ambulation Profile (FAP)

Les paramètres de base de la marche ont été utilisés chez les parkinsoniens adultes par *Nelson* (1974) pour développer le FAP, une mesure simple qui évalue la sévérité de pathologies de la marche. Contrairement au Gillette Gait Index, le FAP, donné automatiquement par le système GaitRite, est calculé à partir de variables spatiotemporelles et ne tient absolument pas compte de la cinématique du mouvement.

4.2.1. Calcul du FAP

Le FAP s'obtient en ôtant d'une note initiale de 100, des points correspondant à des anomalies des paramètres de la marche et à une variabilité anormale de ceux-ci au cours de la marche. Des points sont susceptibles d'être soustraits dans six catégories :

les fonctions du pas à gauche, les fonctions du pas à droite, le rapport longueur du pas / longueur de jambe, la base de support, les aides ambulatoires, les dispositifs d'assistance. Les notes de FAP s'étendent donc de 100 à 0 points. Un adulte sain sans anomalie de la marche obtiendra entre 95 et 100 points et des scores de 98 à 100 pourront être obtenus à une vitesse de marche normale quand les rapports longueur du pas / longueur de jambe et les temps de pas seront symétriques. La figure 13 présente un exemple de calcul du FAP chez un enfant hémiplégique droit. Il apparaît par une lecture simple que la spatiotemporalité des paramètres de la marche est davantage affectée du côté droit.

FAP déduit de	100
Fonctions pas G	-9
Fonctions pas D	-21
Rapport extrém pas	-8
Base d'appui dyn. T-T	-1
Aides ambulatoires	
Dispositifs d'assistance	
Score FAP	61

Figure 13. Exemple de rapport détaillant le calcul du FAP pour un patient hémiplégique droit

4.2.2. Applications cliniques dans la littérature

Le FAP a été employé dans plusieurs recherches cliniques pour évaluer l'effet d'un programme particulier visant à améliorer la marche de patients (*Peurala, 2005 ; Becker et al., 2006*) ou pour savoir si le FAP était un outil valide dans la distinction entre des sujets pathologiques et des sujets sains (*Nelson et al., 1999, 2002 ; Titianova et al., 2003*).

Peurala (2005) a démontré l'intérêt d'un programme d'entraînement intensif orienté vers la marche chez des patients en phase de rééducation après un accident vasculaire cérébral (AVC), ces derniers ayant augmenté leur score de 54.6 à 61.4 points après trois semaines. *Becker et al. (2006)* ont quant à eux observé une augmentation du

FAP chez des enfants en surpoids après une période de régime associée à de l'exercice physique.

En ce qui concerne la distinction sain / pathologique, *Nelson et al.* (1999) ont comparé les FAP de personnes âgées avec et sans antécédents de chute et ont observé un rapport longueur du pas / longueur de jambe et une vitesse de marche plus faibles, des durées de simple et double appui plus longs ainsi que des scores inférieurs pour les personnes qui étaient déjà tombées dans le passé. En 2002, dans une étude, ils ont montré la capacité du FAP à discriminer des sujets Parkinsoniens de sujets sains, mais uniquement dans le cas de la marche à vitesse préférentielle, une vitesse de marche plus rapide ne permettant pas cette distinction. *Titianova et al.* (2003) sont arrivés aux mêmes constats chez des sujets hémiparésiques.

Finalement, *Freedland et al.* (2007) ont testé la corrélation entre les mesures spatiotemporelles de la marche et les tests cliniques d'évaluation du risque de développement atypique chez de jeunes enfants à risque. Ils n'ont pu établir de corrélations entre les mesures de marche et les différents tests à l'exception de l'échelle d'évaluation neurocomportementale néonatale qui a été corrélée à l'asymétrie de la marche. Ils ont alors soulevé le problème de l'application du FAP, créé pour la marche adulte, à la marche pédiatrique, du fait de la grande variabilité des pas chez les enfants et aux constants changements pendant la croissance, et ont proposé l'idée du développement d'un FAP spécifiques aux enfants. Ils ont également estimé que l'établissement d'un tel FAP permettrait d'évaluer le degré d'atteinte de ces patients particuliers en vue d'identifier des candidats potentiels pour une intervention. Toutefois, bien que le FAP soit un outil utile pour comparer les résultats d'un même enfant à deux moments distincts (e.g. avant et après une intervention chirurgicale), établir des caractéristiques générales aux enfants qui permettraient de faire le choix ou non d'une intervention clinique semble assez problématique.

Chapitre 5

Partie expérimentale

5.1. Problématique

Le Gillette Gait Index et le Functional Ambulation Profile ont tous deux été créés pour évaluer un niveau de pathologie de la marche chez les patients. Ils ne sont cependant pas calculés sur la base des mêmes variables. Le GGI découle majoritairement de la cinématique angulaire enregistrée par le système Vicon alors que le FAP est calculé plus particulièrement à partir des paramètres spatiotemporels enregistrés par le GaitRite. La question est de savoir si les différences de calcul de l'un et de l'autre n'affectent pas l'interprétation finale pour un praticien.

D'autre part le GGI et le FAP donnent des scores distincts pour le membre inférieur droit et le membre inférieur gauche. Ces scores indiquent un degré d'anormalité pour chaque côté. Nous avons vérifié la compatibilité des résultats donnés par chaque index parmi une population d'enfants diplégiques et d'enfants hémiplegiques. En fonction de l'index utilisé, la répartition de l'anormalité est-elle respectée pour l'un comme pour l'autre ? La jambe considérée comme la plus « anormale » par le GGI est-elle également considérée comme la plus « anormale » par le FAP ?

5.2. Sujets et méthodes

Vingt-trois patients ont participé à l'étude dans le cadre de leur prise en charge thérapeutique. Les analyses de la marche ont été réalisées à l'UCAMM de Bois-Larris.

5.2.1. Sujets

Vingt-trois enfants (13 garçons et 10 filles) atteints de troubles moteurs liés aux séquelles de prématurité (diplégiques ou hémiplégiques) ont passé une AQM complète suite à une prescription médicale. Ces sujets, âgés de 5 à 17 ans (9.9 ans +/- 3.4 ans), ont été divisés en deux groupes en fonction du type de pathologie dont ils souffraient, diplégie ou hémiplégie. Nous avons ainsi obtenu la répartition présentée dans le tableau 4.

Tableau 4. Caractéristiques de la population d'étude

	n	Age (ans)	Sexe (m/f)
Diplégiques	14	9.6 +/- 3.6	7/7
Hémiplégiques	9	10.4 +/- 3.1	4/2
• droits	7	10.0 +/- 3.3	4/3
• gauches	2	12.0 +/- 1.4	2/0

5.2.2. Protocole de l'AQM

5.2.2.1. Mesures cliniques

Un examen orthopédique est mené par un médecin. L'examen utilisé à Bois-Larris a été protocolisé avec le Professeur Penneçot et est identique à celui utilisé par l'hôpital Robert Debré. Il s'agit d'un examen de mobilité articulaire et de test musculaire (détection de la rétraction et de la spasticité musculaire).

5.2.2.2. Vidéo

Un enregistrement vidéo (25 Hz) de la marche du patient est réalisé avant que celui-ci ne soit appareillé. Il permet de garder une trace visuelle qui est utile lors de l'interprétation des résultats ou pour une comparaison avec un passage ultérieur (e.g. avant et après intervention chirurgicale). La vidéo comprend un traveling aller-retour, un aller-retour filmé de profil par une caméra fixe, une vue de l'avant et une vue de l'arrière, une vue du dessus (pour voir l'alignement des pieds). Elle est complétée par un enregistrement statique des profils droit et gauche, de face et de dos, et par un enregistrement de l'appui des pieds sur un podoscope*.

5.2.2.3. Equipement du patient

Le sujet est équipé d'électrodes électromyographiques de surface (figure 14) qui permettent d'enregistrer l'activité musculaire. Elles sont placées sur les fessiers, droits antérieurs, vastes internes, ischio-jambiers, triceps, péroniers latéraux et jambiers antérieurs. Les muscles sont localisés un par un en demandant au patient de les contracter quand cela lui est possible.



Figure 14. Enfant équipé d'électrodes de surface

Treize marqueurs rétro réfléchissants de 14 mm de diamètre sont placés sur les points anatomiques définis par le modèle Plug-in-Gait (Vicon). Seuls les marqueurs du bas du corps sont utilisés : épines iliaques antérosupérieures, sacrum, cuisses, genoux, chevilles, malléoles externes et deuxièmes métatarsiens. Leurs positions ont été validées par *Davis et al.* (1991). La figure 15 présente un sujet totalement équipé.



Figure 15. Sujet sain équipé pour l'AQM

5.2.2.4. Enregistrements

Un enregistrement statique est effectué en premier afin de permettre la labellisation des marqueurs lors du traitement automatisé des essais dynamiques. Le patient réalise plusieurs allers-retours en marchant sur le chemin de marche (12 m). En moyenne, trois allers-retours (soit six passages) sont enregistrés mais cela dépend des possibilités de l'enfant. La fréquence d'acquisition du système optoélectronique est de 50 Hz et celle de l'EMG de 2000 Hz.

5.2.2.5. Traitement des données

Les données sont reconstruites et labellisées dans l'application Workstation du Vicon. Un filtre d'interpolation* leur est appliqué ainsi qu'un modèle biomécanique qui permet le calcul des centres articulaires internes.

5.2.2.6. GaitRite

Deux allers-retours sur le tapis de marche sont enregistrés. Ils permettront le calcul des données spatiotemporelles et du score de FAP.

5.3. Résultats

Tester la normalité d'une distribution permet de choisir convenablement les tests statistiques qui seront utilisés par la suite. Des tests de Shapiro-Wilk (*Shapiro et al.*, 1968) ont donc été réalisés pour tester la normalité des distributions. Le test W de Shapiro-Wilk est le test de normalité le plus utilisé car il est puissant par rapport à de nombreux tests alternatifs (e.g. Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors). Des significativités statistiques p inférieures à 0.05 ont été trouvées pour toutes les valeurs W permettant de rejeter l'hypothèse selon laquelle les distributions correspondantes sont normales. De ce fait, des tests non paramétriques seront adoptés pour tester la significativité de nos résultats.

La corrélation entre le GGI et le FAP a été calculée avec le rang R de Spearman dans l'ensemble de la population d'étude. Les résultats montrent une corrélation négative de -0.50 ($p < 0.05$) entre les deux variables indiquant que les valeurs du GGI tendent à augmenter lorsque celles du FAP diminuent.

Le tableau 5 présente les index GGI obtenus par chaque enfant avec le détail des GGI gauche et droit et les scores de FAP avec le détail des retraits des pas gauche et droit. Les scores sont écrits en rouge lorsque l'on observe des résultats discordants au niveau de la distinction des fonctions droite et gauche. Par exemple, chez le sujet 3, les GGI indiquent une atteinte supérieure pour le côté droit (298 à droite contre 234 à gauche), alors que le FAP montre davantage de points retirés du côté gauche (-3 à gauche contre -2 à droite). Ce type d'inversion est observé plusieurs fois sur l'ensemble des données.

Pour évaluer la significativité de ces inversions, nous avons utilisé un test des signes qui est une alternative non-paramétrique au test t pour des échantillons appariés. Il tire son nom du fait qu'il utilise les signes + et - au lieu de données quantitatives et est basé uniquement sur l'étude des signes des différences observées entre les paires, quelles que soient les valeurs de ces différences. La seule condition requise par ce test est que la distribution de la variable étudiée soit continue.

Tableau 5. GGI et FAP obtenus chez les enfants diplégiques et hémiplésiques

	Gillette Gait Index				Functional Ambulation Profile				
	Moyenné	Gauche	Droit	G-D	Score	Pas gauche	Pas droit	G-D	
Diplégiques									
<i>Sujet 1</i>	54	65	42	23	81	11	5	6	
<i>Sujet 2</i>	91	89	92	-3	92	4	4	0	
<i>Sujet 3</i>	266	234	298	-64	87	3	2	1	*
<i>Sujet 4</i>	175	130	220	-90	81	6	2	4	*
<i>Sujet 5</i>	118	160	76	84	80	11	7	4	
<i>Sujet 6</i>	119	99	139	-40	97	3	0	3	*
<i>Sujet 7</i>	397	542	251	291	66	17	9	8	
<i>Sujet 8</i>	266	223	309	-86	81	5	6	-1	
<i>Sujet 9</i>	108	107	109	-2	93	4	3	1	*
<i>Sujet 10</i>	158	157	158	-1	81	10	9	1	*
<i>Sujet 11</i>	187	248	125	123	81	8	8	0	
<i>Sujet 12</i>	137	134	140	-6	96	3	1	2	*
<i>Sujet 13</i>	100	104	96	8	91	3	4	-1	*
<i>Sujet 14</i>	101	109	92	17	82	10	6	4	
Hémiplésiques									
<i>Sujet 15</i>	40	34	46	-12	92	5	1	4	*
<i>Sujet 16</i>	150	75	224	- 149	61	9	21	-12	
<i>Sujet 17</i>	174	40	308	- 268	82	8	2	6	*
<i>Sujet 18</i>	86	57	115	-58	94	4	2	2	*
<i>Sujet 19</i>	205	59	351	- 292	69	22	1	21	*
<i>Sujet 20</i>	157	106	208	- 102	69	20	3	17	*
<i>Sujet 21</i>	81	51	111	-60	56	10	9	1	*
<i>Sujet 22</i>	30	40	19	21	93	1	5	-4	*
<i>Sujet 23</i>	142	210	73	137	83	2	7	-5	*

Trois étapes successives ont été réalisées :

- (a) Pour chaque sujet les différences entre les valeurs gauches et droites du GGI et du FAP ont été calculées. Ce sont les valeurs nommées GGI *G-D* et FAP *G-D* dans le tableau 5.

- (b) Nous avons comptabilisé les évènements répondant au critère « le signe de la différence des GGI est différent du signe de la différence des valeurs du FAP ». Ce critère correspond à trouver les patients chez qui le côté le plus lésé n'est pas le même avec le GGI et le FAP. Ces évènements sont signalés par un astérisque. Quand certaines différences sont nulles (sujets 2 et 11), les paires correspondantes sont écartées de l'analyse et la valeur de N est réduite par conséquent. Nous avons identifié respectivement 15 inversions sur 21 observations dans l'ensemble de la population, 7/12 chez les enfants diplégiques et 8/9 chez les enfants hémiplegiques.
- (c) Nous avons utilisé les valeurs tabulées de *Siegel et Castellan* (1988) pour évaluer la significativité statistique de ces résultats, nos échantillons étant de petite taille. Cela permet de tester l'hypothèse nulle H_0 qui peut se résumer par $p(I) = p(nI) = 0.5$, où $p(I)$ est la probabilité d'observer une inversion et $p(nI)$ est la probabilité de ne pas observer d'inversion. Les tables donnent la probabilité d'avoir x évènements sur N observations dans le cas de l'hypothèse nulle. Si le p tabulé est inférieur à 0.05, l'hypothèse H_0 peut être rejetée, ce qui signifie dans notre cas que les inversions sont significatives.

Nous avons obtenu des résultats significatifs pour les inversions (la même jambe étant considérée comme la plus « anormale » par le GGI (ou le FAP) et comme la plus « normale » par le FAP (ou le GGI)) dans l'ensemble de la population étudiée ($p=0.039$) et chez les enfants hémiplegiques ($p=0.020$), mais non significatifs chez les enfants diplégiques ($p=0.387$).

5.4. Discussion

5.2.1. Relation entre GGI et FAP

Le Gillette Gait Index et le Functional Ambulation Profile sont utilisés pour indiquer la déviation de la marche d'un patient par rapport à une marche supposée

normale. Ils devraient donc identifier des tendances analogues chez les sujets pris individuellement. D'un point de vue global, les deux index donnent les mêmes indications, ce qui conforte les auteurs qui les ont validés (*Bothner et al.*, 2003 ; *Nelson et al.*, 2002).

La relation négative s'explique par la nature des scores. Le GGI est une mesure de la déviation de la marche d'un sujet par rapport à une population de référence. Il va de soit que plus la marche d'un patient sera « anormale », plus la déviation sera grande et plus l'index de GGI sera élevé. Le FAP est une note sur 100 qui diminue en fonction des anomalies spatiotemporelles identifiées lors de la marche. Plus la marche sera « anormale », plus une note faible lui sera affectée. Cependant, il est nécessaire d'étudier les distinctions qui sont faites à un niveau plus local, c'est-à-dire dans le calcul du GGI et du FAP.

5.2.2. Distinction des fonctions droite et gauche

Dans l'ensemble de la population, le poids des hémiplegiques trouble les résultats globaux (pour les hémiplegiques, le GGI et le FAP donnent quasi systématiquement des résultats inverses : $p=0.020$). Il est préférable de s'intéresser aux différences de résultats entre hémiplegiques et diplegiques.

Chez les enfants hémiplegiques, le GGI donne des résultats en concordance avec l'examen clinique, basé sur la mobilité articulaire, qui définit le type de pathologie du patient. Il identifie par le calcul ce qui est visible pendant la marche : la jambe du côté pathologique apparaît comme la jambe la plus « anormale » et la jambe du côté sain comme la plus « normale ». Le GGI est calculé à partir de seize variables dont douze variables de cinématique angulaire et traduit les perturbations articulaires du membre inférieur. Les déficiences observées chez les hémiplegiques telles qu'une insuffisance d'extension de hanche pendant la phase d'appui ou une insuffisance de flexion lors de la phase oscillante (*Knutsson et Richards*, 1979 ; *Bogard et Richards*, 1981) entrent majoritairement en jeu dans la détermination de la valeur du GGI. Le membre considéré comme sain est affecté en moindre proportion par l'atteinte des faisceaux pyramidaux mais sa cinématique diffère toutefois de la cinématique du membre d'un enfant sain (*Cimolin et al.*, 2007).

Le détail des calculs du FAP indique des résultats contraires au GGI et à l'examen clinique : plus de points sont enlevés du côté « sain ». Le calcul du FAP prend

notamment en compte la vitesse horizontale de marche, la base de support (BoS : figure 16) et la position relative du centre de pression (CoP). Des études sur le contrôle postural lors de mouvements comme la marche ont montré qu'il existe une relation étroite entre le centre de masse (CoM) et le centre de pression (*Brénière et al.*, 1998) et de nombreuses études considèrent le CoM comme un paramètre essentiel dans le contrôle postural (*Maki et al.*, 1998). La stabilité* est dépendante de la position du CoM : un équilibre statique nécessite que la projection du CoM d'un corps se projette à l'intérieur de la BoS qui est définie par les appuis au sol. Plus généralement, dans des conditions dynamiques, la stabilité n'est pas seulement dépendante de la position relative du CoM par rapport à la BoS, mais également de la vitesse horizontale du CoM (*Pai et al.*, 1997). Les déficiences articulaires du côté pathologique sont génératrices de déséquilibre. Le côté « sain » doit alors assurer une action régulatrice sur la marche pour récupérer un équilibre dynamique. De ce fait, la marche hémiplegique est marquée par la variabilité de la longueur des pas et de la durée des différentes phases du cycle (*D'Angéli-Chevassut et al.*, 1996) et une plus grande instabilité est observée du côté non hémiplegique. Les variables entrant dans le calcul du FAP sont en relation directe avec la stabilité au cours de la marche. Le FAP correspond davantage à un index de stabilité de la marche et il semble qu'il devrait plutôt être interprété comme tel.

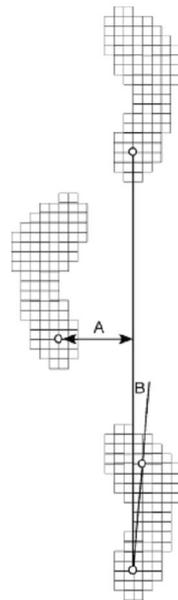


Figure 16. Représentation du calcul de la base de support pour le pied gauche (A) et l'angle de toe in/out pour le pied droit (B)

Chez les enfants diplégiques, nous avons observé une même proportion de résultats similaires et de résultats inverses entre le GGI et le FAP. Il existe plusieurs types de diplégie (*Rodda et Graham, 2004*) et différents niveaux d'anomalies coexistent souvent à droite et à gauche. Il en résulte une très forte variabilité entre les individus : nous pouvons aussi bien observer des cas où les atteintes sont symétriques que des cas où un membre est plus affecté que l'autre. Il est plus compliqué de déterminer un modèle de résultats de GGI et de FAP chez les diplégiques car les résultats dépendent du type de compensation. Certains patients vont privilégier la recherche de stabilité alors que d'autres seront trop contraints pour cela. En effet, la variabilité dans le système moteur humain provient des degrés de liberté multiples inhérents au système moteur (*Bernstein, 1967*). Les degrés de liberté permettent de s'adapter constamment aux changements des contraintes de la tâche. Leur limitation par la pathologie réduit cette faculté d'adaptation de la personne.

Les discordances observées entre les deux index peuvent néanmoins s'expliquer de la même manière que celles observées chez les hémiplegiques. Elles sont liées au type de variables utilisées principalement dans leur calcul, soit relatives à la cinématique (GGI) soit relatives à la stabilité (FAP).

Conclusion

Ce travail s'est intéressé à deux index utilisés en clinique pour évaluer l'écart de la marche d'un patient par rapport à la marche dite normale. Nous avons montré que cette utilisation est justifiée pour l'un comme pour l'autre qui indiquent des tendances similaires chez un même sujet. Cependant leur calcul ne porte pas sur les mêmes variables et des différences entre les deux index sont observées à un niveau plus local. En prenant en compte une majorité de variables cinématiques, le Gillette Gait Index indique un niveau d'atteinte fonctionnelle. Le Functional Ambulation Profile constitue davantage un reflet de la stabilité de la marche. Ils ne sont donc pas identiques mais complémentaires. Leur utilisation combinée au niveau clinique contribue réellement à la compréhension de la marche pathologique et ne peut être qu'encouragée.

Glossaire

Antéversion du bassin : bascule des épines iliaques antérosupérieures en avant (s'oppose à rétroversion).

Base de support : surface sur laquelle la projection orthogonale du centre de masse du corps doit se trouver pour garantir l'équilibre.

Centre de masse : point d'un corps par lequel passe la résultante des masses élémentaires le constituant, pour toutes les orientations de ce corps, dans un champ de gravitation uniforme.

Cinématique : discipline qui étudie le mouvement des corps, en faisant abstraction des causes du mouvement.

Cinétique : terme générique donné à l'analyse des forces à l'origine du mouvement (intrinsèque ou extrinsèque).

Enjambée : distance entre deux évènements successifs (contact initial) du même pied.

Faisceau pyramidal : ensemble des axones moteurs cortico-spinaux qui transmettent directement et rapidement les commandes des mouvements des muscles du corps depuis le cortex cérébral jusqu'aux motoneurons de la corne antérieure de la moelle épinière.

Flexion dorsale : flexion de la cheville.

Flexion plantaire : extension de la cheville.

Genou raide : insuffisance de flexion du genou en phase oscillante gênant le passage du pas et aboutissant à des stratégies de compensation coûteuses sur le plan énergétique. Ce trouble est lié à une activité anormale du muscle rectus femoris lors de la phase oscillante.

Infirme moteur cérébral (IMC) : trouble du mouvement et de la posture dû à une lésion non évolutive du cerveau immature.

Injection intrathécale de Baclofen : consiste à injecter directement de Baclofen (anti-spastique de référence, analogue du GABA) dans les espaces sous-arachnoïdiens par l'intermédiaire d'un cathéter spinal de façon à obtenir une distribution médullaire sélective.

Interpolation : opération mathématique par laquelle on calcule la position d'un point dans une courbe pour laquelle on ne dispose pas d'équation. La courbe n'étant définie que par un ensemble de points, on est donc contraint de déterminer localement son équation.

Lordose : courbure dans le plan sagittal à concavité postérieure. Elle est physiologique au niveau cervical et lombaire.

Marche normale : marche observée chez des sujets sains, supposée normale.

Marqueurs passifs : marqueurs utilisés lors de l'analyse du mouvement qui réfléchissent des sources lumineuses infrarouges ou visibles.

Moment de force : quantité caractérisant la tendance d'une force à faire tourner le corps autour duquel elle est appliquée. L'unité SI est le Newton mètre (N.m).

Normalisation du cycle de marche : méthode utilisée pour une représentation uniforme du cycle de marche (et des événements qui le composent) afin de comparer des données entre plusieurs sujets.

Orthèse : appareillage qui remplace une fonction absente ou déficitaire.

Pas : compris entre un point de contact avec le sol d'un pied et le point de contact de l'autre pied (controlatéral).

Plate-forme de force : outil permettant la mesure en certains points des forces et de leurs moments appliqués par le corps (et le pied) sur le sol.

Podoscope : sorte de marchepied servant au dépistage des troubles de la statique plantaire (pied creux, pied plat). Il est constitué d'un verre transparent situé au dessus d'un miroir qui permet d'observer la plante des pieds.

Pression : quotient de la force normale agissant sur un élément de surface par l'aire de cet élément.

Prothèse : appareillage qui remplace un élément manquant.

Puissance : travail effectué par unité de temps (en watts W).

Rhizotomie : section d'une racine nerveuse médullaire par une méthode chirurgicale.

Rotation : mouvement d'un membre vers l'intérieur (médialement) ou l'extérieur (latéralement), autour de son axe longitudinal.

Spasticité : augmentation du réflexe d'étirement (dépendant de la vitesse) associée à une exagération des réflexes ostéotendineux.

Stabilité : dans ce travail, on entend par stabilité la conservation de l'équilibre au cours du mouvement.

Toxine botulique : protéine purifiée naturelle extraite de bactéries. Elle bloque le signal nerveux envoyé à un muscle, affaiblissant ainsi le muscle hyperactif ou empêchant sa contraction.

Bibliographie

Assi, A., Ghanem, I., Laassel, E. M., Penneçot, G. F., Lavaste, L., Skalli, W. (2006). Normalcy gait index and kinematics: Uncertainty and repeatability on healthy children database: Preliminary application on cerebral palsy group. *Gait & Posture*, Volume 24, Supplement 2, December 2006, Pages S49-S50.

Beard, L. M., Harro, C., Bothner, K. E. (2005). The effect of body weight support treadmill training on gait function in cerebral palsy: two cases study. Abstracts for the 2005 Combined Sections Meeting. Pediatric Physical Therapy.

Becker, M., Nelson, A., Rothman, J., Ng, A., Barker, V., Brady, S., and Koser, A. (2006). Reductions in body mass deliver positive gait changes. *BioMechanics*, octobre 2006.

Bernstein, N. (1967). The coordination and regulation of movements. Pergamon Press, Oxford.

Bishop, C. (1995). Neural Networks for pattern recognition: Clarendon Press – Oxford.

Bogard, E., Richards, C. L. (1981). Gait analysis and relearning of gait control in hemiplegic patients. *Phys Can* 1981; 33:223-30.

Bothner, K. E., Fischer, R., Alderink, G. (2003). Assessment of reliability of the normalcy index for children with cerebral palsy. Proc. Of the 8th Annual Meeting, Gait and Clinical Movement Analysis Society, 2003, 53-4.

Bouisset, S. et Maton, B. (1995). Muscles, posture et mouvement : base et applications de la méthode électromyographique. Paris, Hermann: VII, 735 ill.

Brenière, Y., Ribreau, Y. (1998). A double-inverted pendulum model for studying the adaptability of postural control to frequency during human stepping in place. *Biological Cybernetics*, 79, 337-345.

Carlson, W. E., Vaughan, C. L., Damiano, D. L. et Abel, M. F. (1997). Orthotic management of gait in spastic diplegia. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol. 76, n°3, pp. 219-225.

Cimolin, V., Galli, M., Tenore, N., Albertini, G., Crivellini, M. (2007). Gait strategy of uninvolved limb in children with spastic hemiplegia. *Eura Medicophys*. 2007 Jan 30.

Cutlip, R. G., Mancinelli, C., Huber, F., and DiPasquale, J. (2000). Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait & Posture* 12 (2): 134-8.

D'Angéli-Chevassut, M., Gaviria, M., Péliissier, J., Péruchon, E. (1996). Caractérisation de la marche de l'hémiplégique adulte par analyse des pressions plantaires. *Ann Réadapt Med Phys* 1996;39:515-26.

Davis, R. B., Ounpuu, S., Tyburski, D. and Gage, J. R. (1991). A gait data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, Vol. 10, pp. 575-587.

DeLuca, P. A., Davis, R. B., 3rd, Ounpuu, S., Rose, S. et Sirkin, R. (1997). Alterations in surgical decision making in patients with cerebral palsy based on three dimensional gait analysis. *Journal of Pediatric Orthopedics*, Vol. 17, n°5, pp. 608-614.

Drillis, R. (1958). Objective recording and biomechanics of pathological gait. *Ann. Acad. Sci. (New York)*, 1958; 74: 86-109.

Freedland, R. L., Gardner, J., Karmel, B., Rothman, J., Galli, M., Monda, K., Duffy, D., Magalong, L., Sheikh, S., and Gonzalez, H. (2007). Considerations in the Development of a functional ambulation performance score for children. 12th Annual Meeting of Gait & Clinical Movement Analysis Society, Springfield. April 11-14, 2007.

Gage, J. R. (1983). Gait analysis for decision making in cerebral palsy. *Bull Hosp Joint Dis*, 43: 147-63.

Gage, J. R. (1984). Pre and post-operative gait analysis in patient with spastic diplegia: a preliminary report. *JPO*, 715-25.

Johnson, G. R., Ferrarin, M., Harrington, M., Hermens, H., Jonkers, I., Mak, P., & Stallard, J. (2004). Performance specification for lower limb orthotic devices. *Clinical Biomechanics*, 19(7), 711-718.

Kay, R. M., Dennis, S., Rethlefsen, S., Reynolds, R. A., Skaggs, D. L. et Tolo, V. T. (2000a). The effect of preoperative gait analysis on orthopaedic decision making. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n°372, pp. 217-222, 2000a.

Kay, R. M., Dennis, S., Rethlefsen, S., Skaggs, D. L. et Tolo, V. T. (2000b). Impact of postoperative gait analysis on orthopaedic care. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n°374, pp. 259-264, 2000b.

Knoll, Z., Kiss, R. M., & Kocsis, L. (2004). Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 287-294.

Knutsson, E., Richards, C. (1979). Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain* 1979; 102: 405-30.

Kyriazis, V., & Rigas, C. (2002). Temporal gait analysis of hip osteoarthritic patients operated with cementless hip replacement. *Clinical Biomechanics*, 17(4), 318-321.

Lee, S. C. K., Stackhouse, S. K., Stackhouse, C. A., Schaefer, M., McCarthy, J. J., Smith, B. T. (2004). Neuromuscular electrical stimulation and volitional strength training on in children with cerebral palsy: a preliminary study. 9th Annual Conference of the International FES Society September 2004 – Bournemouth, UK.

Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology*, 49(2), M72-84.

Maki, B. E., McIlroy, W. E. (1998). The control of foot placement during compensatory stepping reactions: does speed of response take precedence over stability. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1999 Mar;7(1):80-90.

McDonough, A. L., Batavia, M., Chen, F. C., Kwon, S., and Ziai, J. (2001). The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: a preliminary evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(3):419-425.

Menz, H. B., Latt, M. D., Tiedemann, A., Mun San Kwan, M., Lord, S. R. (2004). Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait & Posture* 2004; 20(1):20–25.

Mills, P. M. and Barrett, R. S. (2001). Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Human Movement Science*, Volume 20, Issues 4-5, November 2001, Pages 427-446.

Motta et al. (2002). *Dev Med & Child Neurol*, 44 (suppl 91): 14-15.

Mégrot, F., Lucet, A., Ferrari, A. Laassel, E. M. (2007). Discussion autour du Gillette Normalcy Index : avantages, forces et limites. VIèmes Journées du GAMEA (Groupe d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte), Bruxelles, 8-9 février 2007.

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

Nelson, A. J., Certo, L. J., Lembo, L. S., Lopez, D. A., Manfredonia, E. F., Vanichpong, S. K., Zwick D. (1999). The functional ambulation performance of elderly fallers and non-fallers walking at their preferred velocity. *NeuroRehabilitation* 13: 141-146.

Nelson, A.J., Zwick, D., Brody, S., Doran, C., Pulver, L., Rooz, G., Sadownik, M., Nelson, R., Rothman, J. (2002). The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *NeuroRehabilitation*. 2002;17(3):255-62.

Novacheck, T., Schwartz, M. (2003). Children with cerebral palsy motion analysis guides multidisciplinary treatment. *A Pediatric Perspective*, December 2003 Volume 12, Number 6.

- Pai, Y. C., Patton, J. (1997).** Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30, 4, 347-354.
- Patten, C., Lexell, J., Brown, H. E. (2004).** Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: Rationale, method, and efficacy. *J Rehab Res Dev* 2004; 41: 293-312.
- Penneçot, G. F. (2000).** L'enfant diplégique marchant. Conférence d'enseignement de la Sofcot 2000 ; 73: 265-276.
- Perry, J. (1992).** Gait analysis normal and pathological function. Thorofare (N.J.), Slack: xxxii, 524.
- Peurala, S. H. (2005).** Rehabilitation of Gait in Chronic Stroke Patients. *Thesis*.
- Postans, N., Roberts, A. and Stewart, C. (2006).** Outcome of multi-level surgery and selective dorsal rhizotomy assessed using the Gillette Gait Index. *Gait & Posture*, Volume 24, Supplement 2, December 2006, Pages S143-S144.
- Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L. et al. (2004).** Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *J Bone Joint Surg*, 86-B, 2 :251-8.
- Romei, M., Galli, M., Motta, F., Schwartz, M., Crivellini, M. (2004).** Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait and Posture* 19 (1), 2004, pp. 85-90.
- Schutte, L. M., Narayanan, U., Stout, J. L., Selber, P., Gage, J. R., Schwartz, M. H. (2000).** An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture* 2000; 11(1):25-31.
- Shapiro, S. S., Wilk, M. B., & Chen, H. J. (1968).** A comparative study of various tests of normality. *Journal of the American Statistical Association*, 63, 1343-1372.
- Siegel, S., & Castellan, N. J. (1988).** Nonparametric statistics for the behavioral sciences (2nd ed.) New York: McGraw-Hill.
- Simon, S. R. (2004).** Quantification of human motion: gait analysis - benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of Biomechanics*, 37, 1869-1880.
- Spaulding, S. J., Livingston, L. A. et Hartsell, H. D. (2003).** The influence of external orthotic support on the adaptive gait characteristics of individuals with chronically unstable ankles. *Gait & Posture*, Vol. 17, n°2, pp. 152-158.
- Stolze, H., Kutz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Johnk, K. et Friege, L. (1998).** Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. *Gait & Posture*, Vol. 7, n°2, pp. 125-130.

Stout, J. L., Selber, P. and Gage, J. R. (1997). A comprehensive evaluation of treatment outcomes in ambulatory cerebral palsy. *Gait & Posture*, Volume 5, Issue 1, February 1997, Page 80.

Sutherland, D. H. et Davids, J. R. (1993). Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n°288, pp. 139-147.

Sutherland, D. H., Kaufman, K. R., & Moitza, J. R. (1994). Kinematics of normal human walking. In J. Rose & J. G. Gamble (Eds.), *Human walking*. Baltimore: Williams and Wilkins.

Tervo, R. C., Azuma, S., Stout, J., Novacheck, T. (2002). Correlation between physical functioning and gait measures in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* Volume 44, Issue 3, 2002, Pages 185-190.

Theologis, T., Thompson, N., Harrington, M., Romei, M., Galli, M., Motta, F., Schwartz, M., Crivellini, M. (2005). Letter to the Editor. *Gait and Posture* 22 (4), 2005, pp. 377-378.

Thorpe, D. E., Dusing, S. C., Moore, C. G. (2005). Repeatability of temporospatial gait measures in children using the GAITRite electronic walkway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 86, Issue 12, December 2005, Pages 2342-2346.

Titianova, E. B., Pitkänen, K., Pääkkönen, A., Sivenius, J., Tarkka I. M. (2003). Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2003 Oct; 82(10):778-86; quiz 787-9, 823.

Viehweger, E., Jacquemier, M., Hamel, A., Scorsone-Pagni, S., Romei, M., Galli, M., Schwartz, M. H., Launay, F., Bollini, G. (2004). Une méthode d'analyse objective de la marche : le "Normalcy Index". IIIèmes Journées du GAMEA (Groupe d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte), Toulouse, 16 janvier 2004.

Viel, E. (2000). La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. *Le Point en rééducation et en APS*, 9. Paris, Masson: x, 267.

Whittle, M. (2002). Gait analysis: an introduction. Oxford, Butterworth-Heinemann: x, 220.

Winter, T. S., Gage, J. R., Hicks, R. (1987). Gait pattern in spastic hemiplegia in children and young adults. *JBJS*: 69A (3), 437-41.

Wren, T. A., Do, K. P., Hara, R., Kay, R., Dorey, F. J., Otsuka, N. Y. (2006). Gillette Gait Index is consistent with qualitative visual assessments of gait. *Gait & Posture* 24S S7-S97.