

Ingénierie de la Rééducation  
du Handicap et de la Performance Motrice  
Masso-Kinésithérapie



Institut Universitaire Professionnalisé  
en Ingénierie de la Santé  
Faculté de Médecine 80036 AMIENS

Centre de Médecine Physique et de  
Réadaptation pour Enfants Bois-Larris



Avenue Jacqueline Mallet  
60260 LAMORLAYE



croix-rouge française

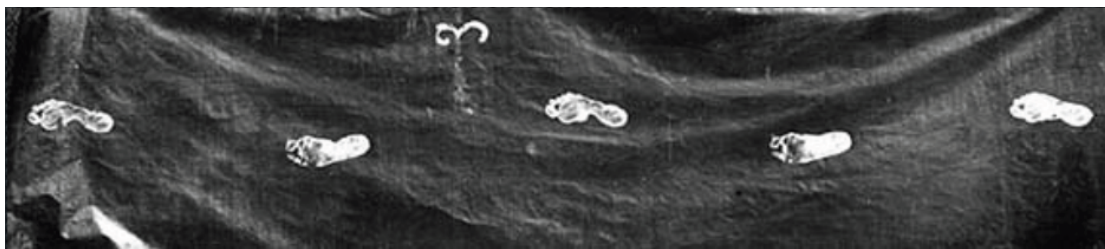
Humanisons la vie

Monsieur Cédric CARNIS  
Master 2 IRHPM MK  
Année universitaire 2010 / 2011

# Le Gait Variability Index :

## Un nouvel indice pour quantifier le risque de chute

### Application chez l'enfant souffrant de paralysie cérébrale



**Tuteur :** M. Fabrice MEGROT, Ph.D. HDR  
Responsable de l'Unité Clinique d'Analyse  
de la Marche et du Mouvement  
CMPRE Bois-Larris Lamorlaye,  
Croix-Rouge Française

**Suiveur :** M. Dominique AUDEMER  
Directeur de l'Institut de Formation  
en Masso-Kinésithérapie CHU Hôpital Sud Amiens

# Résumé

Evaluer la stabilité au cours la marche peut non seulement fournir d'importantes indications dans le suivi thérapeutique, mais aussi améliorer la détection des patients à risque de chute.

La reproductibilité des paramètres spatio-temporels d'un cycle de marche à l'autre est considérée comme le reflet de la stabilité. Le Gait Variability Index (GVI), nouvel indice récemment présenté, mesure la variabilité des paramètres spatio-temporels. La minimisation de la variabilité des paramètres spatio-temporels permet de quantifier la stabilité de la marche.

Pour apprécier la pertinence du GVI dans le suivi des enfants souffrant de paralysie cérébrale, les liens entre le GVI et les autres indices et scores mesurés ont été étudiés. Le recueil de 51 séries de données a permis de mesurer les corrélations entre le GVI calculé et l'évaluation motrice fonctionnelle globale, le Functional Ambulation Performance Score (FAPS), le Gillette Gait Index (GGI) et le Gait Deviation Index.

Les résultats obtenus montrent que le GVI ne corrèle qu'avec le GGI et le FAPS. La stabilité est en lien avec la représentation globale de la marche et son éloignement à la norme sur le plan fonctionnel.

En conclusion, le GVI apporte au rééducateur des informations supplémentaires et complémentaires aux autres indices et scores.

# Abstract

Quantifying gait stability can not only provide important information in therapeutic follow-up, but also improve the detection of patients at risk of falling.

The reproducibility of the spatial and temporal parameters of a walking gait cycle to another is seen as a reflection of stability. The Gait Variability Index (GVI), a new index, measures the variability of the spatial and temporal parameters. Minimizing the variability of spatial and temporal parameters quantifies the gait stability.

To assess the relevance of GVI in the therapeutic follow-up of children suffering from cerebral palsy, the connexion between GVI and other indices and measured scores were studied. The collection of 51 data sets was used to measure the correlation between the calculated GVI and the Gross Motor Function Measure, the Functional Ambulation Performance Score (FAPS), the Gillette Gait Index (GGI) and the Gait Deviation Index.

The results show that GVI does correlate with the GGI and FAPS. Stability is related to the overall representation of gait and its distance to the standard in functional terms.

In conclusion, the GVI brings to therapist additional and complementary information to other indices and scores.

# Sommaire

Résumé .....	2
Abstract.....	3
Sommaire .....	4
Introduction .....	7
Revue de littérature .....	10
A. <i>Les classifications de la marche</i> .....	10
1. <i>La classification pour la marche de l'enfant hémiplégiq</i> ue .....	11
2. <i>La classification pour la marche de l'enfant dip</i> légiq	13
B. <i>Les traitements, la prise en charge</i> .....	14
1. <i>La kinésithérapie</i> .....	14
2. <i>L'appareillage</i> .....	15
3. <i>Les plâtres de posture progressive</i> .....	16
4. <i>Les traitements médicamenteux</i> .....	16
5. <i>Les injections de toxine botulique de type A</i> .....	17
6. <i>La chirurgie</i> .....	18
C. <i>L'évaluation, la quantification des troubles</i> .....	20
1. <i>Les échelles</i> .....	20
a. <i>Le Gross Motor Function Classification System (GMF-CS)</i> .....	20
b. <i>Le score de marche de Gillette</i> .....	21
c. <i>La Functional Mobility Scale (FMS)</i> .....	21
2. <i>Les mesures</i> .....	21
a. <i>L'Évaluation Motrice Fonctionnelle Globale (EMFG)</i> .....	21
b. <i>L'index de dépense énergétique (IDE)</i> .....	22
c. <i>Les vitesses de marche</i> .....	23
3. <i>Les examens spécifiques</i> .....	23
a. <i>L'analyse quantifiée de la marche (AQM)</i> .....	23
b. <i>L'analyse quantifiée de la marche simplifiée (AQMS)</i> .....	26
c. <i>L'intérêt des PST</i> .....	27
4. <i>La stabilité de la marche</i> .....	27
Matériels et Méthode .....	30

A. Population Etudiée.....	30
1. Modalités de sélection .....	30
a. Critères d'inclusion.....	30
b. Critères d'exclusion.....	32
2. Création des groupes .....	33
B. Variables étudiées et modalités de calcul.....	33
1. Le score cible (D+E) de l'EMFG .....	33
2. Le GGI.....	34
3. Le GDI.....	35
4. Le FAPS.....	37
5. Le GVI.....	37
C. Recueil des données .....	40
D. Traitements statistiques .....	40
1. Test de normalité .....	41
2. Test de corrélation .....	41
Résultats.....	42
A. Résultats des tests de normalité .....	42
1. Pour les données du groupe A.....	42
a. Les données GVI.....	42
b. Les données EMFG (D+E) .....	42
c. Les données FAPS.....	43
2. Pour les données du groupe B.....	44
a. Les données GVI.....	44
b. Les données GGI .....	45
c. Les données GDI.....	46
d. Les données FAPS .....	46
B. Résultats des tests de corrélation .....	47
1. Pour les données du groupe A.....	47
2. Pour les données du groupe B.....	48
Discussion .....	49
A. Corrélation du GVI avec l'EMFG .....	49
B. Corrélation du GVI avec le GGI et le GDI. ....	50
C. Corrélation du GVI avec le FAPS .....	51
Conclusion.....	53

Bibliographie .....	55
Glossaire.....	62

*Iconographie en page de garde : Empreintes de pieds à la peinture sur soie noire.  
Photographie d'Etienne-Jules MAREY, Station de Physiologie (1893), Paris, France.*

## Introduction

La prévalence de la paralysie cérébrale (PC) chez l'enfant ne diminue pas en dépit des progrès réalisés en périnatalité et notamment des progrès dans la survie des grands prématurés (Cans, 2005). Comme l'indique l'auteur, la PC touche environ 2 enfants pour 1 000 naissances, soit chaque année 1 500 enfants atteints en plus.

La PC est la pathologie la plus largement représentée au centre de soins de suites et de réadaptation pour enfants de Bois Larris et l'établissement dispose d'organisations et de moyens cliniques, thérapeutiques et technologiques spécifiques pour l'accueil des enfants et adolescents paralysés cérébraux.

Le groupe Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE) définit précisément la PC comme un ensemble de troubles de la posture et/ou du mouvement et de la fonction motrice ; ces troubles étant permanents mais pouvant avoir une expression clinique changeante dans le temps et étant dus à un désordre, une lésion ou une anomalie non progressive d'un cerveau en développement ou immature (SCPE, 2000).

L'évolution motrice suit une courbe exponentielle, maximale les premières années, puis atteint un plateau. Le maximum des capacités motrices est atteint d'autant plus jeune que l'enfant est déficient (Rosenbaum *et al.*, 2000). Le travail de l'équipe de CanChild au Canada rapporte l'évolution motrice de plusieurs centaines d'enfants classés selon les 5 grades de sévérité de Palisano\* (Palisano *et al.*, 1997).

Selon Cans (2005), à l'âge de 5 ans, 53% des enfants marchent sans aide, 16% marchent avec aide et 31% ne marchent pas.

Beckung, Hagberg, Uldall et Cans (2008) ont présenté des pronostics de marche\* des enfants atteints de PC spastique\* en fonction du type de l'atteinte :

- 90% des enfants hémiplésiques (i. e. ayant une atteinte unilatérale) marchent sans aide, 97% marchent avec ou sans aide.
- 61% des enfants diplésiques (i. e. ayant une atteinte bilatérale prédominant aux membres inférieurs) marchent sans aide, 86% marchent avec ou sans aide.
- 12% des enfants quadriplésiques\* (i. e. ayant une atteinte bilatérale) marchent sans aide, 30% marchent avec ou sans aide.

Cependant, les potentialités de marche ne doivent pas être considérées comme définitivement acquises. Il existe un risque d'aggravation des déficiences neuro-orthopédiques dans le temps. Achache *et al.* (2010, chap. 16) en explique le processus :

La croissance osseuse s'effectue normalement mais la croissance en longueur des muscles spastiques est ralentie. De plus, l'absence de mobilisation active dans toute l'amplitude de certaines articulations aboutit à des rétractions\* musculo-tendineuses progressives. La mauvaise croissance musculaire, les rétractions musculo-tendineuses et l'asymétrie de certaines atteintes musculaires entre muscles agonistes et antagonistes peuvent entraîner des malpositions articulaires réductibles dans un premier temps puis fixées ou associées à des déformations osseuses.

Le rôle préjudiciable de la croissance est connu depuis les travaux de Duval-Beaupere, Dubousset, Queneau et Grossiord en 1970. Ainsi la croissance, en majorant les complications orthopédiques, peut conduire à une dégradation de la marche, à des chutes à répétitions et, dans certains cas, à une perte de la marche.

La kinésithérapie, les orthèses\*, les plâtres de posture progressive, les injections de toxine botulique et la chirurgie sont autant de moyens à notre disposition afin d'éviter une



dégradation orthopédique et son retentissement sur la marche (Lucet, Mégrot et Gouraud, 2010).

Ces derniers auteurs évoquent l'intérêt d'un suivi précoce et longitudinal de la marche du patient PC par l'intégration des outils d'évaluation de la marche dans la démarche thérapeutique (Lucet *et al.*, 2010). Pourtant, à ce jour, ces outils, comme l'analyse quantifiée de la marche (AQM), sont incapables de prédire la dégradation de la marche ou la perte de celle-ci. On peut imaginer le progrès si au cours de ce suivi longitudinal, l'AQM détectait la dégradation de la marche en amont et prévenait le risque de chute.

# Revue de littérature

Les enfants et les adolescents atteints de PC présentent des anomalies de la marche dépendantes des différentes formes cliniques et de l'atteinte topographique prédominante. Pour caractériser topographiquement la prédominance de l'atteinte, on parle historiquement d'hémiplégie\*, de diplégie\* ou de quadriplégie\*, même si cette approche peut manquer de reproductibilité d'un clinicien à l'autre (Colver et Sethumadhavan, 2003). Certains auteurs préconisent d'utiliser les terminologies de PC unilatérale ou bilatérale, d'autres non (SCPE, 2002 ; Shevell, 2010).

## *A. Les classifications de la marche*

Les descriptions de la marche de patients n'ont cessé d'être enrichies à mesure du développement technologique, et nous disposons aujourd'hui de classifications pour l'hémiplégie spastique et la diplégie spastique, proposées respectivement par Winters, Gage et Hicks, (1987) et Rodda, Graham, Carson, Galea et Wolfe (2004).

## 1. La classification pour la marche de l'enfant hémiplégique

La classification de Winters *et al.* (1987) pour la marche de l'enfant hémiplégique\* repose sur l'importance de l'atteinte allant de l'atteinte la moins grave à l'atteinte la plus grave. (cf Figure 1)

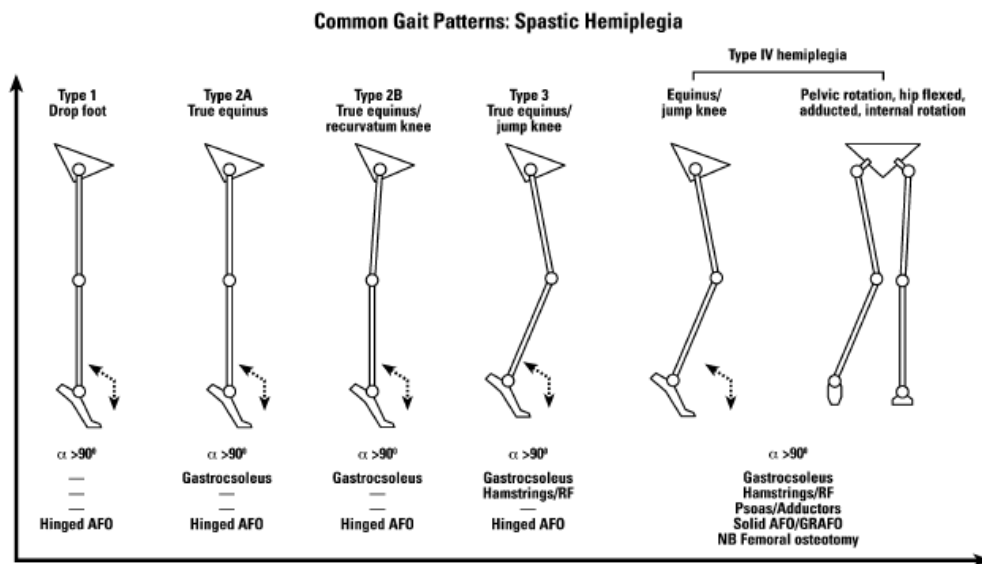


Figure 1 : Classification de la marche de l'hémiplégique

Le type 1 « Drop Foot » se caractérise par un excès de flexion plantaire\* en phase oscillante et à l'attaque\* du pas\*. La flexion dorsale\* de cheville est normale pendant la phase d'appui. Pour pallier ce défaut, l'enfant augmente le plus souvent la flexion\* du genou et de la hanche en phase oscillante\*, facilitant ainsi le passage du pas\*. L'enfant ne présente aucune rétraction. L'excès de flexion plantaire correspond soit à une insuffisance de contraction du muscle tibialis antérieur, soit, le plus souvent, à une activité anormale du triceps en phase oscillante, il est alors habituel de retrouver une spasticité\* du triceps.

Le type 2 « True Equinus » correspond encore à une atteinte très distale. Il coïncide souvent avec l'évolution naturelle du type 1. Il se caractérise par la rétraction du triceps qui se traduit au cours de la marche par un excès de flexion plantaire en phase oscillante, à l'attaque du pas et lors de la phase d'appui\*. Cette limitation de flexion dorsale en phase d'appui entraîne une tendance au renvoi du genou en arrière.

- Type 2A « True Equinus » : sans renvoi du genou en arrière en phase d'appui.
- Type 2B « True Equinus/Recurvatum Knee »: avec renvoi du genou en arrière en phase d'appui.

Le type 3 « True Equinus/Jump Knee » correspond à une atteinte plus étendue touchant la cheville et le pied, ainsi que le genou. Le plus souvent on constate une atteinte de la cheville équivalente au type 2 associée à un excès de flexion de genou à l'attaque du pas ainsi qu'une flexion limitée et retardée en phase oscillante. L'atteinte s'étend au genou, touchant préférentiellement les muscles bi-articulaires (rectus femoris, ischio-jambiers et gastrocnémiens). L'examen clinique retrouve une rétraction des gastrocnémiens et du soléaire, un Ely test positif et une diminution de l'angle poplité\* avec spasticité des muscles ischio-jambiers et rectus femoris. Lors de la phase oscillante, l'association des insuffisances de flexion dorsale et de flexion de genou rend difficile le passage du pas. En réponse, des compensations simples ou combinées se mettent en place. Ce sont le fauchage et la majoration de la flexion de hanche, de l'antéversion et de la bascule de bassin du côté homolatéral, et du côté controlatéral, la flexion plantaire en phase d'appui pour une élévation sur l'avant du pied.

Le type 4 comporte toutes les anomalies du type 3, mais l'atteinte neurologique est plus importante s'étendant jusqu'à la hanche. Les muscles psoas et adducteurs sont atteints. Le schéma de marche comporte une flexion plantaire permanente de la cheville, une diminution de la mobilité du genou avec le plus souvent une attaque en flexion, une insuffisance d'extension en milieu et fin d'appui\*, et une insuffisance de flexion en phase oscillante. Au niveau de la hanche, l'extension est souvent insuffisante en fin d'appui et il existe une adduction\* et un excès de rotation\* interne. Ces anomalies s'accompagnent habituellement d'une hyperlordose\* lombaire. L'examen clinique retrouve, outre les anomalies du type 3, une rétraction des adducteurs et du muscle gracilis, une rétraction du psoas et un excès de rotation interne de hanche correspondant à un excès d'antéversion fémorale.

## 2. La classification pour la marche de l'enfant diplégique

La classification de Rodda *et al.* (2004) pour la marche de l'enfant diplégique\* repose sur la position dans le plan sagittal de chaque articulation en fin de période d'appui. Elle comporte 5 groupes. (cf Figure 2)

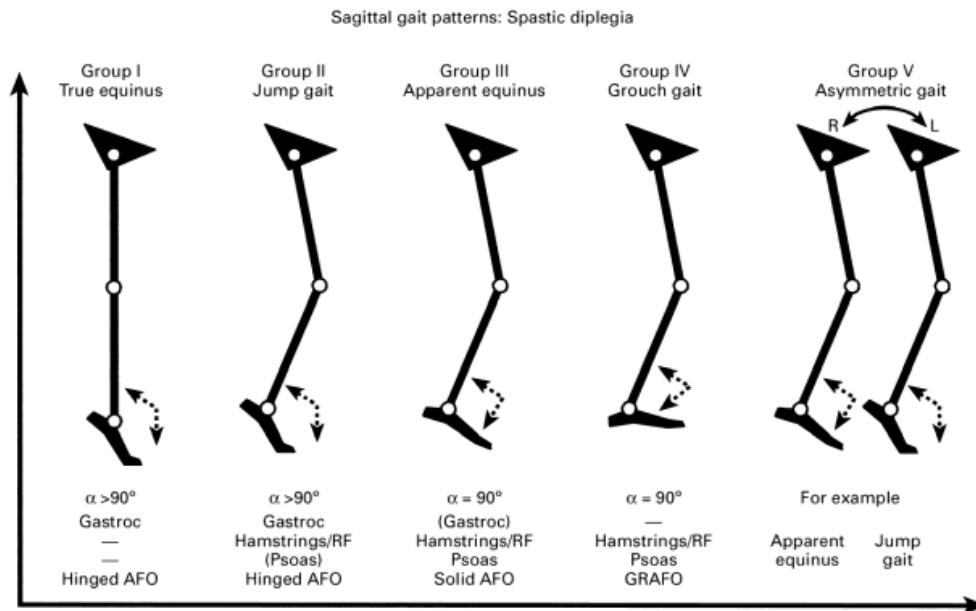


Figure 2 : Classification de la marche du diplégique

Pour le groupe 1 ou équien\* vrai (true equinus), la cheville est en flexion plantaire, le genou est en extension ou légère hyperextension, la hanche s'étend complètement et le bassin est en position normale ou légèrement antéversé.

Pour le groupe 2 ou marche genou levé (jump gait), la cheville est en flexion plantaire surtout en fin d'appui, genou et hanche sont en flexion excessive en début d'appui et n'atteignent jamais l'extension complète en fin d'appui. Le bassin est en position normale ou légèrement antéversé.

Pour le groupe 3 ou équien apparent (apparent équien), la cheville a une mobilité normale durant l'appui, mais genou et hanche sont en flexion excessive durant toute la période d'appui. Le bassin est en position normale ou légèrement antéversé.

Pour le groupe 4 ou marche accroupie (crouch gait), la cheville est en flexion dorsale excessive tout au long de la phase d'appui, genou et hanche sont en flexion excessive. Le bassin est en position normale ou légèrement rétroversé.

Pour le groupe 5 ou marche asymétrique (asymetric gait), chaque membre inférieur est classé dans un groupe différent.

On constate qu'entre le groupe 1 et le groupe 4, la flexion plantaire diminue, alors qu'il existe une aggravation des rétractions proximales.

Penneçot (2009) souligne que les groupes 1 et 2 correspondent à des enfants jeunes alors que les groupes 3 et 4 correspondent à des adolescents. Il indique qu'il s'agit là peut-être du témoin de l'évolution naturelle au cours de la croissance et rappelle qu'initialement l'enfant PC ne présente aucune anomalie orthopédique (ni rétraction, ni vice architectural) et que c'est au cours de la croissance que les anomalies secondaires s'installent progressivement.

## *B. Les traitements, la prise en charge*

Afin de prévenir ou corriger ces anomalies de la marche, les patients PC se voient proposer différents traitements au cours de leur suivi thérapeutique : la kinésithérapie, l'appareillage, les plâtres de posture progressive, les traitements médicamenteux, les injections de toxine botulique, et la chirurgie.

### *1. La kinésithérapie*

La kinésithérapie est certainement le moyen thérapeutique le plus employé dans la prise en charge (PEC) des enfants paralysés cérébraux. Elle débute très précocement, dès que le diagnostic est posé. Elle intervient aussi bien dans le suivi longitudinal du patient PC que dans les suites immédiates d'un traitement chirurgical ou d'un traitement par injections de toxine botulique.

Globalement, la kinésithérapie du patient PC a pour objectifs essentiels de favoriser les acquisitions motrices et de prévenir l'apparition des rétractions et des troubles architecturaux pour améliorer les performances fonctionnelles.

La rééducation motrice repose sur différentes méthodes. La méthode Bobath privilégie la diminution de la spasticité et l'amélioration des réactions posturales (Bobath, 1980). La méthode Le Métayer s'appuie sur la stimulation des automatismes posturaux antigraavitaires (Le Métayer, 1999).

Les techniques passives et notamment les étirements musculaires, associées au port d'orthèses nocturnes, ont pour but de maintenir les amplitudes articulaires et dans certains cas d'essayer de les augmenter. Tardieu, Lespargot, Tabary, et Bret (1988) ont montré que pour permettre une croissance musculaire satisfaisante, une période d'étirement d'au moins 6 heures par jour (i. e. 6 heures sur 24h) était nécessaire.

Verhille, Delahaye, Evain, Gouraud et Penneçot ont développé en 2001 les spécificités de la PEC en kinésithérapie après chirurgie multisite\*. Les soins de kinésithérapie respectent les délais et consignes post-opératoires et s'inscrivent dans un protocole organisé en 3 phases :

- Une première phase, de J5 à J21 où, en règle générale, l'appui n'est pas autorisé (en cas d'ostéotomie\* fémorale ou tibiale).
- Une deuxième phase, à partir de J21, où la marche reste protégée jusqu'à la livraison de l'appareillage définitif qui s'effectue entre J60 et J90.
- Une troisième phase, où la kinésithérapie a pour objectif de développer l'autonomie de l'enfant et la reprise de la marche.

## *2. L'appareillage*

L'appareillage comprend les orthèses nocturnes à visée orthopédique (i. e. orthèses de maintien, d'immobilisation, de posture) mais aussi les orthèses diurnes au but plus fonctionnel (i. e. orthèses de marche).

Les orthèses nocturnes à visée orthopédique permettent de positionner correctement les articulations pour favoriser une harmonie entre la croissance osseuse et la croissance musculo-tendineuse qui dépend en grande partie de la durée d'étirement. Elles sont indiquées en complément de la kinésithérapie, et après injections de toxine botulique ou chirurgie.

Les orthèses diurnes à visée fonctionnelle facilitent la marche ou la déambulation\* en palliant à des insuffisances inhérentes au type d'atteinte. Les orthèses de marche améliorent la marche selon 2 principes parfois associés : l'un consiste à agir sur la force de réaction au sol\*, l'autre à apporter une force additionnelle pour compenser un déficit moteur (Gouraud, Lucet et Megrot, 2009).

### *3. Les plâtres de posture progressive*

Les plâtres de posture progressive ont pour principal objectif de récupérer de la flexion dorsale de cheville chez les enfants marchants. Ils peuvent suivre les injections de toxine botulique en cas de spasticité importante pour de meilleures conditions de réalisation, une meilleure tolérance et une meilleure efficacité.

Pour Cottalorda, Gautheron, Charmet et Chavrier (1997), les plâtres de posture progressive représentent une technique fiable, facilement utilisable en ambulatoire, sans risque d'hypercorrection et donnant peu de complications, même si les résultats se détériorent à moyen terme. Ces auteurs indiquent qu'un allongement chirurgical peut être nécessaire en fin de croissance en raison de la récurrence inéluctable de l'équin chez les enfants spastiques, mais qu'il intervient alors le plus tard possible et sur un tendon «vierge».

### *4. Les traitements médicamenteux*

Les traitements médicamenteux par voie générale sont les traitements oraux de la spasticité. Les médicaments oraux anti-spastiques les plus utilisés sont les benzodiazépines avec le diazepam (Valium®) et le clonazepan (Rivotril®), le baclofen (Lioresal®), le dantrolène de



sodium (Dantrium®) et les alpha 2 adrénérgiques comme la clodinine (Catapressan®). Dans l'ensemble, les traitements oraux de la spasticité entraînent souvent, aux doses efficaces, des effets secondaires gênants qui limitent leur utilisation prolongée. Picard (2009) indique néanmoins qu'ils sont très utiles dans le traitement de la spasticité pendant les premières semaines suivant une chirurgie multisite.

## *5. Les injections de toxine botulique de type A*

La toxine botulique est une toxine sécrétée par Clostridium Botulinum. On distingue 7 types de Clostridium Botulinum qui diffèrent par les propriétés antigéniques des toxines qu'elles produisent (A-G). La toxine de type A est la plus active. En 1949, Burgen, Dickens et Zatman ont mis en évidence le rôle de blocage de la toxine au niveau de la transmission neuromusculaire. La première utilisation de la toxine pour le traitement de la spasticité chez l'enfant atteint de PC a été publiée par Koman, Mooney, Smith, Goodman et Mulvaney en 1993.

La toxine botulique inhibe la libération de l'acétylcholine\* au niveau de la plaque motrice\*. Ainsi, les récepteurs à l'acétylcholine des cellules musculaires restent vides, et les muscles n'entrent pas en contraction. La jonction neuromusculaire atteinte est inactivée de façon permanente et définitive mais une repousse axonale collatérale aboutit à la formation de nouvelles jonctions neuromusculaires en quelques semaines. Les injections de toxine botulique ont un effet paralysant, transitoire et réversible. Cet effet survient généralement au cours des 2 semaines suivant l'injection et dure de 4 à 6 mois.

L'association de kinésithérapie avec étirement du muscle injecté et sollicitation des antagonistes est un complément indispensable au traitement par toxine. Des orthèses de posture, plâtres d'étirement et orthèses de marche sont quasi systématiquement associés au traitement par toxine (Presedo et Thétio, 2009). Le bénéfice de l'association des plâtres de posture progressive et du traitement par toxine a été largement montré dans la littérature (Desloovere, 2001 ; Glanzman, Kim, Swaminathan, et Beck, 2004 ; Blackmore, Boettcher-Hunt, Jordan et Chan, 2007).

Desloovere *et al.* (2001) ont évalué les modifications cinématiques\* de la marche des patients PC après traitement par toxine et plâtres successifs des membres inférieurs sur plusieurs groupes musculaires. Ces auteurs ont observé que les modifications se produisaient au niveau de la cheville. Le traitement de la spasticité au niveau du triceps, combiné au traitement de la spasticité des ischio-jambiers, rectus femoris et adducteurs, permettait un meilleur positionnement du pied lors de l'attaque du pas, une flexion dorsale de la cheville en milieu d'appui\*, un décollement plus tardif du talon et une meilleure flexion de la cheville en phase oscillante. Les courbes de cinématique du genou et de la hanche ne montraient pas de changement significatif.

Molenaers *et al.* (2009) insistent sur l'intérêt de réaliser des injections de toxine botulique multisites pour, en un seul et même temps, rétablir un nouvel équilibre.

Tedroff, Granath, Forssberg, et Haglund-Akerlind (2009) ont montré que, dans une population d'enfants PC, le traitement par toxine était capable de diminuer la spasticité de façon significative sur tous les muscles injectés mais qu'en revanche, le gain d'amplitude était faible et de courte durée. Ils en ont conclu que les injections de toxine ne suffisaient pas à empêcher l'apparition de rétractions musculo-tendineuses et que celles-ci étaient la conséquence de la spasticité associée à d'autres phénomènes.

Molenaers, Desloovere, Fabry et De Cock montraient en 2006, que l'utilisation de la toxine botulique chez les patients PC permettait de diminuer le nombre d'indications chirurgicales pendant les 10 premières années de vie et de retarder l'âge de la chirurgie.

## 6. La chirurgie

La chirurgie proposée aux enfants et adolescents PC regroupe la neurochirurgie et la chirurgie orthopédique.

La neurochirurgie est la chirurgie visant à réduire l'importance de la spasticité, qu'elle soit locale ou générale. Il s'agit des techniques de neurotomies hyper sélectives\* qui s'adressent à une spasticité focale et des techniques de radicotomies postérieures\* et d'implantations

de pompe à baclofen\*, qui ont pour but de traiter une spasticité diffuse des membres inférieurs.

La rhizotomie\* est une technique de radicotomie postérieure qui se différencie de la drézotomie\* par la localisation de la section sur la racine nerveuse postérieure.

Une étude récente a comparé les traitements par rhizotomie et implantation d'une pompe à baclofen (Kan *et al.*, 2008). Ces deux traitements permettent une réduction significative de la spasticité et une augmentation des amplitudes des mobilités articulaires passives. Cependant, le recours à la chirurgie orthopédique était significativement plus faible après rhizotomie qu'après implantation d'une pompe à baclofen.

La chirurgie orthopédique chez l'enfant ou l'adolescent PC a pour objectif d'éviter la dégradation, d'améliorer la fonction et l'esthétique de la marche.

Les techniques proposées sont multiples. Il s'agit principalement d'ostéotomies pour corriger les vices architecturaux et rétablir des bras de levier musculaires normaux, de fasciotomies\* ou aponévrotomies\* pour allonger les muscles sans altérer leurs forces, de ténotomies\* ou myotomies\* pour supprimer l'action néfaste d'un muscle, et de transferts tendineux pour rééquilibrer une articulation.

La chirurgie orthopédique multisite, proposée depuis quelques années, repose sur l'idée de résoudre l'ensemble des complications orthopédiques secondaires en un seul temps opératoire. (DeLuca, Davis, Ounpuu, Rose et Sirkin, 1997). Elle permet de diminuer le nombre d'interventions au cours de l'enfance, de diminuer le nombre de séjours en centre de rééducation, diminuant ainsi le retentissement sur la vie familiale, scolaire et sociale de l'enfant.

Lebardier et Presedo (2009) estiment que les résultats de cette nouvelle approche sont probants et indiquent que la pratique de cette chirurgie novatrice doit se développer.

L'idée d'une correction globale de l'ensemble des déformations en un temps permet selon ces auteurs d'éviter les récurrences et de créer un nouvel équilibre pour l'enfant ou l'adolescent opéré.

## *C. L'évaluation, la quantification des troubles*

Afin d'établir la thérapeutique dont l'indication semble la plus pertinente et d'en mesurer les résultats par la suite, l'évaluation du patient pré-thérapeutique et post-thérapeutique est indispensable (Lucet, Mégrot et Gouraud, 2010).

De nombreux outils validés sont à la disposition du rééducateur et permettent d'apprécier la fonction locomotrice des patients PC.

### *1. Les échelles*

Elles offrent une représentation générale de la marche. Elles sont renseignées rapidement mais manquent de discrimination.

#### *a. Le Gross Motor Function Classification System (GMF-CS)*

Le GMF-CS ou niveaux de Palisano (Palisano et *al.*, 1997) est la classification la plus utilisée dans les communications scientifiques. Pour Morris et Bartlett (2004), elle est devenue l'outil de référence. Il n'est plus admis de parler d'une population d'enfants avec PC sans que soient détaillés les niveaux de GMF-CS dans laquelle elle se répartit.

Elle correspond à la description en 5 stades de sévérité des capacités de posture et de déplacement de l'enfant et de l'adolescent selon sa classe d'âge : de moins de 2 ans à 18 ans (Palisano, Rosenbaum, Bartlett et Livingston, 2008). La détermination d'un niveau se base sur les performances habituelles de l'enfant ou de l'adolescent. D'une façon générale, les enfants qui ont acquis toutes les fonctions décrites pour un niveau donné seront probablement classés en fin de croissance à ce niveau ou au niveau supérieur ; au contraire, les enfants qui n'ont pas toutes les fonctions décrites pour un niveau donné seront classés en fin de croissance au niveau inférieur (Palisano, Cameron, Rosenbaum, Walter et Russel,

2006). McCormick (2007) indique que le niveau GMF-CS observé à 12 ans est prédictif de la fonction motrice à l'âge adulte. (cf Annexe 1)

### ***b. Le score de marche de Gillette***

Le score de marche à 10 niveaux de Gillette est une échelle descriptive de la marche qui correspond à une partie du Gillette Functional Assessment Questionnaire (Novacheck, Stout et Tervo, 2000). Ce score comporte 10 descriptions sur les capacités habituelles de marche du sujet en intérieur et en extérieur. La classification du sujet ne prend pas en compte l'utilisation éventuelle d'aide de marche. La validation de ce score ne concerne que les niveaux de 6 à 10. (cf Annexe 2)

### ***c. La Functional Mobility Scale (FMS)***

La FMS précise les conditions de déplacement dans 3 types d'environnement : la maison (5 mètres), l'école (50 mètres) et le centre commercial (500 mètres) (Graham, Harvey, Rodda, Nattrass et Pirpiris, 2004). Pour chaque environnement les parents définissent le mode de déplacement habituel de leur enfant selon 6 possibilités. (cf Annexe 3)

## ***2. Les mesures***

Elles sont plus complexes et reflètent les capacités fonctionnelles globales des patients.

### ***a. L'Évaluation Motrice Fonctionnelle Globale (EMFG)***

L'EMFG est un outil d'observation des capacités motrices des patients PC, traduit de l'échelle canadienne Gross Motor Function Measure (GMFM) (Russel *et al.*, 2000). Viehweger (2009) affirme qu'il s'agit de la mesure des capacités motrices actuellement la plus explorée sur le plan psychométrique et aussi la plus utilisée sur le plan mondial.

Cet outil est standardisé et validé pour mesurer le changement ou les modifications globales dans la fonction motrice (Russel *et al.*, 1989).

Elle comprenait initialement 88 items (EMFG-88) répartis en 5 dimensions qui peuvent être analysées séparément : A « couché et retournements », B « position assise », C « quatre pattes et à genoux », D « station debout », E « marche, course et saut ». Chaque score est exprimé en pourcentage, le score total correspondant à la somme des scores des 5 dimensions divisée par 5. Le score cible (D+E), pour des enfants marchants, donne un pourcentage dans les rubriques où des changements sont attendus (Russel *et al.*, 2000 ; Russel, Rosenbaum, Avery et Lane, 2002). (*cf Annexe 4*)

L'utilisation de zones cibles peut augmenter la sensibilité du test à détecter des changements dans le temps dans les domaines d'intérêt spécifique. Russel *et al.* (2002) émettent cependant quelques réserves par rapport à l'usage isolé de quelques rubriques pour calculer un score cible. Lors de la validation originelle de l'EMFG-88, le score total avait une corrélation plus élevée que prévue avec les critères de référence externe alors que les corrélations avec une rubrique isolée étaient beaucoup plus variables, posant le problème de savoir si les rubriques isolées sont d'aussi bons indicateurs de changement que le score total.

L'EMFG-66 utilisant le logiciel GMFM-66 Ability Estimator permet de calculer un score, même si tous les items ne sont pas renseignés, mais ne comporte qu'une seule dimension (Russel *et al.*, 2002). Les 22 items qui n'apparaissent plus dans la version à 66 items sont tous dans les dimensions A, B, et C. L'EMFG-66 est donc moins informatif pour les enfants les plus déficients mais plus sensible au changement pour les enfants les plus performants. Le score de 100% correspond aux capacités motrices d'un enfant valide de 5 ans.

### ***b. L'index de dépense énergétique (IDE)***

L'IDE est un indice fonctionnel de marche calculé à vitesse spontanée où l'on note la distance exacte parcourue pendant 5 minutes (Rose, Gamble, Lee, J., Lee, R. et Haskell, 1991). L'IDE, exprimé en battements par mètre, correspond au rapport entre la fréquence

cardiaque moyenne de la 5<sup>ème</sup> minute et la vitesse en mètres par minute. La mesure régulière des IDE renseigne sur l'évolution naturelle de l'endurance de l'enfant dans le temps et en fonction des différentes thérapeutiques.

### *c. Les vitesses de marche*

#### *✓ La vitesse de marche maximale*

La distance parcourue pendant une minute à vitesse de marche maximale (1 minute walk test) est corrélée aux niveaux de Palisano (MacDowell, Kerr, Parkes et Cosgrove, 2005). Ces auteurs ont également montré la corrélation du 1 minute walk test avec les scores de l'EMFG-66 et 88 et les dimensions de l'EMFG-88. La meilleure corrélation a été obtenue pour la rubrique D (station debout).

#### *✓ La vitesse de marche spontanée*

La vitesse de marche spontanée est corrélée avec l'EMFG-88 (Drouin, Malouin, Richards, et Marcoux, 1996).

### *3. Les examens spécifiques*

#### *a. L'analyse quantifiée de la marche (AQM)*

L'AQM permet une acquisition informatique tridimensionnelle de la marche d'un individu couplée avec une vidéo synchrone de la marche enregistrée.

L'AQM fournit des données précises et objectives, liées aux différents systèmes utilisés. (cf Figure 3)

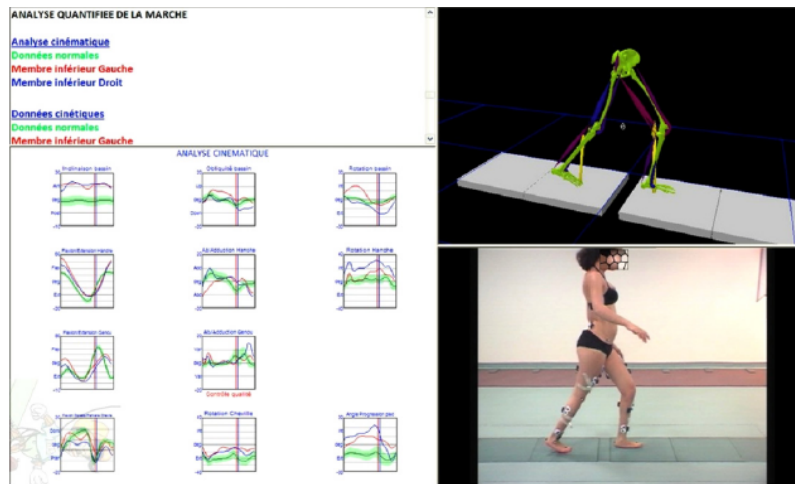


Figure 3 : Une partie des données de l'AQM

Pour l'AQM complète, ces données sont de 4 types :

- données cinématiques (capture du mouvement optoélectronique) ;

Les données cinématiques renseignent sur la forme ou la géométrie de la marche. A partir des données de position des marqueurs placés sur le patient, sont obtenus les angles articulaires du bassin, de la hanche, du genou et de la cheville, représentés sur des graphiques.

- données cinétiques\* (plateformes de force\*) ;

Les données cinétiques sont les forces de réaction du sol, les moments de force\* exercés sur chaque articulation et les puissances\* articulaires calculées à partir des forces de réaction au sol recueillies lors du passage sur les plateformes de force.

- données électromyographiques (EMG de surface) ;

Les données électromyographiques sont obtenues à partir de l'enregistrement de l'activité électrique des muscles sélectionnés par des électrodes de surface. Elles renseignent sur les phases d'activation musculaire et leur durée au cours du cycle de marche.

- données spatiotemporelles (se reporter à la partie présentant l'Analyse Quantifiée de la Marche Simplifiée)



L'AQM concourt 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, Dennis, Rethlefsen, Reynolds *et al.*, 2000a ; Kay, Dennis, Rethlefsen, Skaggs, et Tolo, 2000b). Outre le rôle d'aide à la décision, l'AQM permet l'évaluation des résultats du traitement choisi (Lucet *et al.*, 2010).

Dans le but d'aider les cliniciens dans leur pratique quotidienne, les paramètres spatiotemporels (PST) et les données cinématiques sont agrégés en scores ou indices permettant de caractériser plus simplement le degré pathologique d'une marche.

Le Gillette Gait Index (GGI) ou anciennement Normalcy Index permet de caractériser simplement la marche d'un individu dans le sens global (Schutte *et al.*, 2000 ; Theologis *et al.*, 2005). Il est calculé à partir de données spatiotemporelles et cinématiques. Le GGI peut être considéré comme une mesure de la distance entre l'ensemble des variables décrivant le modèle de marche du patient et la moyenne de ces variables chez les personnes sans anomalie de marche. Il est très utilisé pour évaluer le degré d'affection d'une pathologie spécifique, pour suivre la pathologie de la marche d'un sujet dans le temps, ou pour apprécier les résultats d'une intervention ou d'un traitement ou vérifier l'efficacité d'une orthèse.

Le Gait Deviation Index (GDI), proposé par Schwartz et Rozumalski en 2008, est théoriquement le successeur du GGI. L'idée des auteurs était de pouvoir calculer un index permettant de juger, d'un rapide coup d'œil, de la sévérité des anomalies de la marche sur le plan uniquement de la cinématique. Le GDI renseigne sur la forme de la marche.

Le Functional Ambulation Performance Score (FAPS) renseigne sur les anomalies fonctionnelles de la marche (Nelson, 1974 ; Nelson *et al.*, 2002). Il est calculé à partir des PST et ne tient absolument pas compte de la cinématique du mouvement. Il correspond à l'écart à la norme des PST enregistrés. La norme en question repose sur des données adultes et n'est pas appropriée pour des enfants trop jeunes (Gouelle, Mégrot, Presedo, Penneçot et Yelnik, 2011).

## b. L'analyse quantifiée de la marche simplifiée (AQMS)

L'AQMS permet le recueil des PST associé à des vidéos fonctionnelles de la marche. L'AQMS permet d'évaluer rapidement les enfants les plus jeunes ou les moins endurants.

Les PST sont obtenus au moyen d'une piste de marche électronique, composée de plusieurs milliers de capteurs de pression qui enregistrent les contacts au sol. Il s'agit de 11 paramètres spatiaux et 20 paramètres temporels. Ces PST incluent notamment la longueur du pas, la longueur d'enjambée\*, la base de support\*, la vitesse de marche, la vitesse normalisée selon la longueur de jambe, le rapport longueur de pas/longueur de jambe, le temps de cycle, la durée de la phase d'appui, la durée de l'appui bipodal\*.

Déterminés pour les cycles droits et gauches, les PST sont respectivement présentés en comparaison avec une base normale. Le système permet le calcul du score du profil de déambulation fonctionnelle : le FAPS. (cf Figure 4)

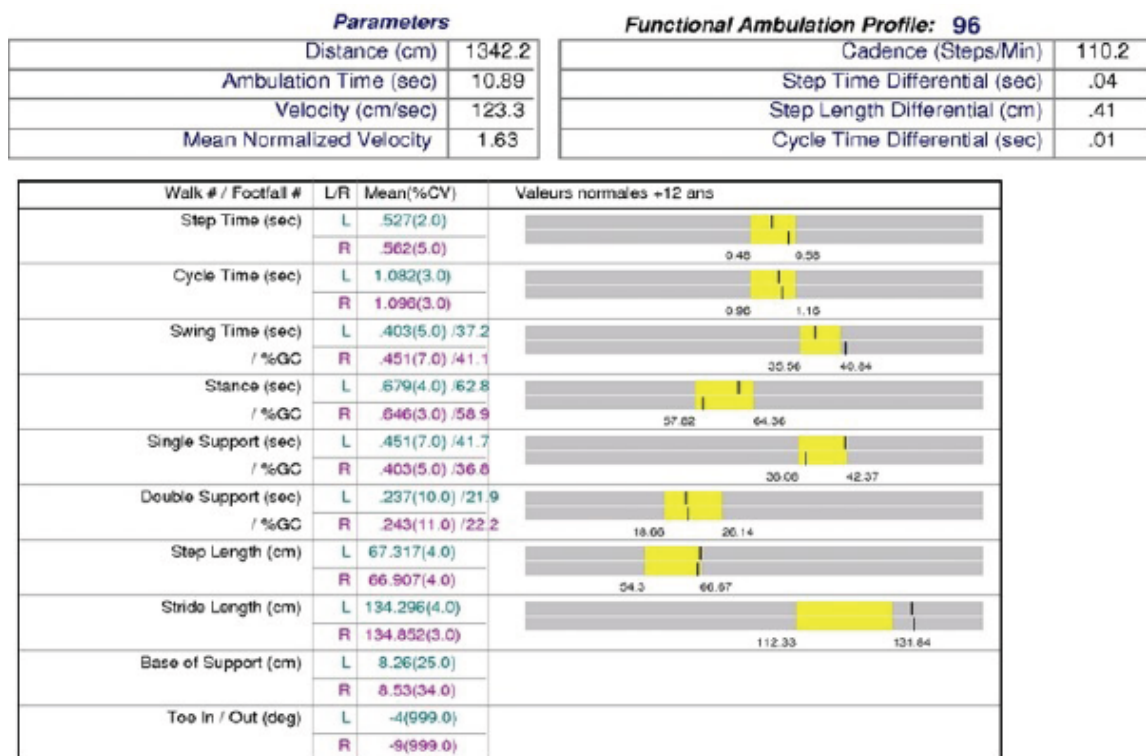


Figure 4 : Paramètres spatio-temporels

L'AQMS est très utilisée pour valider un appareillage et lors de suivi de rééducation.

### *c. L'intérêt des PST*

Qu'elle soit complète ou simplifiée, l'AQM fournit des données spatiotemporelles.

Les PST sont les paramètres de base qui permettent d'avoir une idée générale sur l'organisation fonctionnelle de la marche d'un patient.

Ces paramètres nous renseignent sur la façon dont le patient organise globalement sa marche et rendent compte du contrôle moteur mis en œuvre pour la réaliser (Lucet *et al.*, 2010). Ils donnent une indication sur la symétrie ou l'asymétrie de la marche, l'éloignement à la norme des paramètres, le positionnement des pieds lors de la marche et la variabilité de l'ensemble des PST.

L'analyse fine des PST est une démarche très utile au rééducateur (médecin, kinésithérapeute, orthoprothésiste) pour apprécier l'évolution de la marche des patients PC. Elle permet, par exemple, de mesurer le bénéfice d'une orthèse à travers la normalisation ou la symétrisation des PST. Les PST sont suffisamment discriminants pour indiquer un traitement par injections de toxine botulique et en évaluer les résultats (Lucet *et al.*, 2010).

L'analyse des PST permet d'objectiver les progrès réalisés ou de faire état d'une dégradation de la marche sur le plan fonctionnel. Les PST sont effectivement le premier lieu de dégradation de la marche et leurs caractéristiques peuvent être associées au risque de chute (Gehlsen et Whaley, 1990 ; Winter, Patla, Frank et Walt, 1990 ; Maki, 1997 ; Hausdorff, 2005).

## *4. La stabilité de la marche*

L'AQM, complète ou simplifiée, est devenue un outil indispensable dans le suivi de rééducation des patients PC marchants (Lucet *et al.*, 2010). Elle donne de nombreux renseignements au rééducateur et lui permet d'évaluer rapidement et objectivement la qualité de la marche des patients.

Cependant, aucun des indices ou scores calculés ne permet d'évaluer la stabilité au cours de la marche.

Du point de vue mécanique, la stabilité est définie comme la faculté qu'a un corps ou un système, écarté de son état d'équilibre, à revenir à cet état après perturbation. Un équilibre peut être considéré comme plus ou moins stable en fonction de l'intensité des forces, du temps, ou encore de la vitesse nécessaire au corps pour revenir au voisinage de sa position d'équilibre. Une faible amplitude des fluctuations n'est donc pas toujours une prérogative à la stabilité d'un système et les oscillations qui peuvent être observées ne sont pas nécessairement la marque d'une instabilité. Influencés par les théories dynamiques\*, des travaux ont ainsi démontré que la variabilité pouvait être fonctionnelle et nécessaire au système, lui permettant de mieux s'adapter aux perturbations, le rendant plus flexible et finalement plus stable (Hausdorff, 2005). Cependant, dans le cadre de la marche à vitesse spontanée et non obstruée, la minimisation de la variabilité peut être considérée comme le reflet de la stabilité.

Cette notion de stabilité est d'autant plus importante à apprécier chez les patients PC qu'ils présentent de nombreux troubles ayant un retentissement sur l'équilibration dynamique. Les troubles moteurs initiaux permanents ou les troubles orthopédiques secondaires éventuels peuvent compromettre l'équilibration dynamique, limiter les capacités de ces patients PC à répondre aux perturbations de manière efficace et ainsi conduire à la chute.

Evaluer la stabilité au cours la marche peut non seulement améliorer la détection des patients à risque de chute, mais aussi fournir d'importantes indications dans le suivi thérapeutique.

L'AQM permet de recourir à des données quantifiables telles que les PST. Deux approches des PST sont utilisées.

La plus classique, basée sur la comparaison des valeurs moyennes de PST entre sujets sains et patients, produit un paradoxe. Les études ont généralement identifié chez les patients un raccourcissement du pas, une diminution de la vitesse de marche, une augmentation de la dépendance au double appui, et souvent un élargissement de la base de support (Gehlsen et Whaley, 1990 ; Winter *et al.*, 1990). Ces caractéristiques ont donc été associées au risque de

chute, mais d'autre part, ont été expliquées comme l'adoption d'une marche plus sûre, moins déstabilisante (Sudarsky et Ronthal, 1992 ; Woollacott et Tang, 1997).

La seconde approche, plus récente, explore l'inconstance du modèle d'un pas ou d'une enjambée à l'autre, notamment à travers l'étude de la variabilité des PST (i. e. la fluctuation des PST). La littérature semble effectivement indiquer que le risque de chute puisse être mieux évalué par la variabilité que par les valeurs moyennes (Maki, 1997 ; Hausdorff, 2005).

Gouelle *et al.* (Soumis) viennent de proposer à la communauté scientifique et clinique, un score quantifiant la variabilité de la marche à partir de PST choisis. Reposant sur la minimisation de la variabilité de la marche pour en apprécier la stabilité, il est nommé Gait Variability Index (GVI).

L'expérimentation mise en œuvre consiste à calculer le score de variabilité de la marche (GVI) de patients PC à partir de leurs données spatiotemporelles pour ensuite le confronter aux autres scores et indices préalablement mesurés.

Le GVI appréciant la stabilité de la marche sera confronté dans un premier temps, à l'EMFG (D+E) caractérisant la motricité fonctionnelle globale à la station debout, à la marche, à la course et au saut, et au FAPS, caractérisant la marche dans son aspect fonctionnel.

Puis il sera confronté dans un second temps, au GGI caractérisant globalement la marche, et GDI, caractérisant la marche dans son aspect géométrique.

Il s'agira ainsi d'apprécier la cohérence du GVI et de mesurer les liens éventuels qu'il peut présenter aux autres scores et indices. Nous déterminerons s'il apporte des informations complémentaires et/ou supplémentaires.

L'objectif de cette étude est de savoir si ce nouveau score est pertinent pour apprécier la stabilité des patients PC au cours de la marche.

# Matériels et Méthode

## *A. Population Etudiée*

Cette étude est rétrospective et prend en considération les données recueillies auprès de 35 patients souffrant de PC.

Elle comporte deux expérimentations : l'une visant à étudier l'intensité du lien entre le GVI, l'EMFG (D+E) et le FAPS, l'autre, l'intensité du lien entre le GVI, le GGI et le GDI.

### *1. Modalités de sélection*

#### *a. Critères d'inclusion*

✓ *Diagnostic de PC*

Tous les dossiers retenus pour l'étude ont été ceux de patients hémiplegiques ou diplégiques portant le diagnostic principal de PC.

✓ *Enregistrement des PST et FAPS*

Ces dossiers devaient également fournir au moins un FAPS et un enregistrement des PST acquis à vitesse auto sélectionnée et stabilisée sur un tapis de marche électronique GAITRite® (v6.0, CIR Systems Inc.) (cf Figure 5).

Plusieurs études ont validé ce matériel pour l'évaluation des PST chez les enfants (Thorpe, Dusing et Moore, 2005 ; Dusing et Thorpe, 2007).



Figure 5 : Piste de marche électronique

Le calcul du FAPS est implémenté dans le système GAITRite® (<http://www.gaitrite.com>). Le FAPS est ainsi automatiquement calculé lors de l'enregistrement des PST sur le tapis de marche GAITRite®. (cf Annexe 5)

#### ✓ Critères spécifiques au groupe A

Les dossiers retenus pour la première expérimentation devaient présenter une EMFG réalisée par un examinateur qualifié (Russel *et al.*, 1994), un masseur-kinésithérapeute spécialisé en pédiatrie ayant suivi et validé le stage de formation EMFG.

La passation de l'EMFG a été réalisée dans le temps nécessaire (i. e. environ 45 à 60 minutes sur une ou plusieurs séances, sans dépasser l'intervalle d'une semaine) et selon les consignes générales (i. e. les consignes relatives au matériel, à l'environnement, à l'habillement et à l'examen) et spécifiques aux enfants PC (Russel *et al.*, 2002).

#### ✓ Critères spécifiques au groupe B

Quant aux dossiers retenus pour la seconde expérimentation, outre le diagnostic de PC et l'enregistrement des PST, ils devaient présenter à la fois un GGI et un GDI. Pour cela, la capture de la cinématique a été réalisée selon le protocole clinique standard de Helen Hays (Hick, Schwartz, Arnold et Delp, 2008).

## b. Critères d'exclusion

### ✓ *L'âge*

L'âge requis a été défini à 10 ans, ceci afin d'écartier les patients les plus jeunes. Les enfants, par opposition aux adolescents, présentent une variabilité normale de la marche due à l'immaturation de celle-ci (Gouelle *et al.*, 2011). En effet, il a été mis en évidence, chez des enfants présentant un développement typique et asymptomatique, une variabilité de la marche inter-sujets d'une part et intra-sujet d'autre part. La première renseigne sur les différents modèles de marche d'un enfant à l'autre, alors que la seconde renseigne sur la reproductibilité du modèle de marche d'un même enfant d'un essai (ou d'un cycle) à l'autre. Ces deux variabilités diminuent progressivement avec l'âge. Comme le soulignent Gouelle *et al.*, en 2011, le degré de maturation étant dépendant de multiple facteurs, spécifiques à chaque enfant, il est difficile de considérer un âge précis comme la limite à l'acquisition du modèle adulte.

Cependant, concernant la variabilité intra-sujet, Gouelle *et al.*, (2011) présentent un coefficient de variation du FAPS de 3,4% pour les adolescents de 10 à 11 ans alors qu'il est de 10,2% pour les enfants de 6 à 7 ans. Ces résultats sont conformes à ceux de Hausdorff, Zeman, Pen et, Goldberger qui ont montré en 1999, une variabilité intra-sujet plus grande chez les enfants de 6-7 ans que chez les adolescents de 11 à 14 ans.

C'est pourquoi nous avons sélectionné des adolescents PC et exclu les enfants n'ayant pas atteint l'âge de 10 ans au moment des évaluations.

### ✓ *Les délais entre les évaluations*

Afin de neutraliser toute évolutivité éventuelle de la fonction motrice ou locomotrice, l'éloignement entre les évaluations a été ramené à 2 jours consécutifs. Ainsi, concernant la première expérimentation, le bilan de kinésithérapie et l'AQMS (i. e. l'EMFG et le recueil des PST) devaient être effectués en deux jours. Concernant la seconde expérimentation, l'AQM est toujours effectuée en un seul temps, sur une seule demi-journée.



### ✓ *Les conditions de recueil des PST*

Les enregistrements ayant été obtenus avec aides humaine ou matérielle (i. g. aides de marche, orthèses et/ou chaussures), ont été rejetés.

Les enregistrements obtenus auprès des adolescents n'ayant pu fournir un minimum de 7 pas sur le tapis, ont également été rejetés conformément aux recommandations de l'European GAITrite® Network Group à propos de l'évaluation clinique de la variabilité cycle-à-cycle (Kressig et Beauchet, 2006).

## *2. Création des groupes*

Deux groupes de patients ont été constitués selon les modalités de sélection.

16 patients ont été sélectionnés pour le groupe A et ont permis le recueil de 27 séries de données différentes. 24 patients ont été sélectionnés pour le groupe B, dégageant 24 séries de données différentes.

Il est à noter que 5 patients du second groupe appartiennent également au premier.

## *B. Variables étudiées et modalités de calcul*

### *1. Le score cible (D+E) de l'EMFG*

L'EMFG-88 comprend 88 items groupés en 5 rubriques différentes de la motricité fonctionnelle : A « couché et retournements », B « position assise », C « quatre pattes et à genoux », D « station debout », E « marche, course et saut ».

La cotation de chaque item est basée sur une échelle à 4 niveaux utilisant le schéma suivant :

- 0 : le patient n'ébauche pas.
- 1 : le patient ébauche (moins de 10% de la tâche est accompli).
- 2 : le patient accomplit partiellement (entre 10 et 99% de la tâche est accompli).

- 3 : le patient accomplit (100% de la tâche est accompli).
- NT : non testé.

Le score cible (D+E) est un score calculé uniquement à partir des deux dernières dimensions de l'EMFG-88.

La dimension D « debout » s'étend de l'item 52 à l'item 64 et comporte donc 13 items cotés de 0 à 3. Le total de la rubrique D s'obtient sur 39.

La dimension E « marche, course, et saut » s'étend de l'item 65 à l'item 88 et comporte donc 24 items cotés de 0 à 3. Le total de la rubrique E s'obtient sur 72. (cf Annexe 4)

Pour obtenir le score cible (D+E), le total de chaque rubrique est convertit en pourcentage par rubrique et les pourcentages par rubrique sont moyennés.

Le score cible (D+E) peut ainsi varier de 0 à 100%, le 100% correspondant aux capacités motrices d'un enfant valide de 5 ans.

## 2. Le GGI

Le Normalcy Index (Schutte *et al.*, 2000), rebaptisé GGI du fait de la valeur chargée du terme « normalcy » (Theologis *et al.*, 2005), est un nombre sans dimension qui peut être considéré comme la mesure de la distance entre l'ensemble des variables décrivant le modèle de marche d'un patient et la moyenne de ces variables chez la personne sans anomalie de marche.

Seize variables discrètes sont donc déterminées principalement à partir des mesures cinématiques pour chaque cycle de marche.

Ces variables sont :

- La durée de la phase d'appui en pourcentage de la durée du cycle\* de marche\* ;
- la vitesse de marche normalisée par 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 flexion dorsale maximale dans la phase d'appui ;
- la flexion dorsale maximale dans la phase oscillante ;
- l'angle moyen de progression du pied dans le pas.

Le GGI est dépendant du laboratoire dans lequel les données sont recueillies même si toutes les études semblent converger vers une valeur de 16 pour l'index moyen. Le GGI de l'Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement (UCAMM) de Bois Larris établi sur la base d'une population de 35 sujets sains est de 15. (*cf Figure 6*)

Les scores du GGI augmentent avec le niveau de dépendance et selon la sévérité de l'atteinte des enfants PC classée selon le GMF-CS (Bothner, Fischer et Alderink, 2003).

### 3. Le GDI

Schwartz et Rozumalski (2008) ont présenté le GDI comme une mesure globale de la marche pathologique. Il s'agit d'une mesure intuitive de la distance entre la cinématique d'une marche pathologique et celle de la marche normale\*.

Le GDI a montré qu'il était valide, robuste et pratique (Horan, Blankenship et Iwinski, 2008 ; Molloy, McDowell, Kerr et Cosgrove, 2010 ; Rose, Lightbody, Ferguson, Walsh et Robb, 2010).

15 modèles de rotations articulaires indépendants ou *gait features* ont été construits à partir des données cinématiques issues d'un cycle de marche d'un grand nombre de sujet au

développement normal (Schwartz et Rozumalski, 2008). Le GDI représente ainsi la distance entre les 15 modèles de rotations articulaires d'un patient et ceux d'un groupe de contrôle.

La construction du GDI utilise une méthode analogue à celle utilisée pour la reconnaissance faciale (Schwartz et Rozumalski, 2008). De très nombreuses données cinématiques sont numérisées et les valeurs angulaires des articulations sont converties en vecteurs.

Cette collection de vecteurs, est alors soumise à une analyse en composantes principales\*. Ainsi, un petit nombre de vecteurs, qui représente un grand pourcentage de l'information contenue dans la collection originale des données cinématiques est préservé. Ces vecteurs sont ensuite combinés de manière linéaire pour créer une représentation de toute la cinématique. Une distance métrique est définie pour mesurer la similarité (proximité) d'une cinématique à l'autre.

Un Score du GDI supérieur ou égal à 100 indique que la cinématique du sujet est au moins aussi proche de la moyenne des sujets du groupe de contrôle qu'un individu choisi au hasard dans ce groupe (Schwartz et Rozumalski, 2008). Autrement dit, un score de 100 ou plus révèle une marche asymptotique sur le plan cinématique. Chaque 10 points retranchés à ce score de 100 représente une déviation standard. (cf Figure 6)


● <b>GAIT INDEX</b>	
30-Nov-09	
GILLETTE GAIT INDEX (GGI)	
Sur le cycle numéro 3	
Données normales CMPRE Bois Larris	
Membre inférieur Gauche	
Membre inférieur Droit	
<b>Gauche :</b>	293 /15
<b>Droite :</b>	146 /15
<b>Moyenne :</b>	220 /15
GAIT DEVIATION INDEX (GDI)	
Moyenne des cycles (+ ou - écart-type)	
Données normales CMPRE Bois Larris	
Membre inférieur Gauche	
Membre inférieur Droit	
<b>Gauche :</b>	52.01 ± 1.26 /100
<b>Droite :</b>	71.90 ± 3.11 /100
<b>Moyenne :</b>	61.96 ± 10.72 /100
 Aide : A propos du GGI	

Figure 6: Gait Index

## 4. Le FAPS

Le FAPS est une représentation quantitative de la marche d'une personne basée sur une sélection de données spatiotemporelles objectives obtenues à sa vitesse auto-sélectionnée (Gretz *et al.*, 1998).

Ces paramètres sont :

- la vitesse de marche normalisée par la longueur de jambe ;
- le ratio longueur de pas / longueur de jambe ;
- la durée du pas ;
- l'asymétrie droite gauche de la longueur de pas ;
- la base de support.

A partir d'un score maximal de 100, des points sont retranchés en fonction de la déviation des PST du patient par rapport aux PST d'une base normale adulte. Une marche normale est reflétée par un score compris entre 95 et 100.

Validé par une très bonne fidélité test-retest (Gretz *et al.*, 1998), le FAPS a été utilisé notamment pour évaluer la marche de sujets âgés chuteurs et non chuteurs (Nelson *et al.*, 1999), de patients affectés du syndrome de Down (Gretz *et al.*, 1998), de la maladie de Parkinson (Nelson *et al.*, 2002) ou suite à un accident vasculaire cérébral (Peurala *et al.*, 2005). Il a également été utilisé pour évaluer les progrès de patients suite à un programme de rééducation (Freedland *et al.*, 2002).

## 5. Le GVI

Le GVI est une nouvelle mesure de la stabilité au cours de la marche (Gouelle *et al.*, soumis). Il a pour objectif d'améliorer la détection des patients à risque de chute mais aussi de fournir d'importantes indications dans le suivi thérapeutique (e. g. réglage des orthèses de marche).

9 PST entrent dans la composition du GVI :

- la longueur du pas ;
- la longueur du cycle ;
- la durée du pas ;
- la durée du cycle ;
- la durée de la phase oscillante ;
- la durée de la phase d'appui ;
- la durée du simple appui ;
- la durée du double appui ;
- la vitesse.

Les PST sont déjà utilisés pour apprécier la stabilité et le risque de chute à travers l'écart-type ou le coefficient de variation. L'utilisation de ces mesures de dispersion peut néanmoins être problématique. Notamment par le fait qu'elles occultent la dynamique des fluctuations (i. e. comment les paramètres évoluent).

Afin de prendre en compte à la fois l'amplitude et la dynamique des fluctuations et pour différencier la variabilité droite et la variabilité gauche, des calculs préalables ont été nécessaires sur les PST bruts dégageant 18 nouvelles variables par membre inférieur.

Pour déterminer le poids de chaque variable, une analyse en composantes principales a permis de réduire une grande quantité d'information en un nombre plus limité de composantes que le nombre initial de variables. L'influence des variables dans la variabilité de la marche et la stabilité dynamique a été ainsi déterminée.

Le score élaboré alors correspond à la somme des produits de chaque variable par son poids.

Soit pour un individu  $\alpha$ , les 18 variables ou paramètres  $p_n$  sont multipliés par leur poids ou coordonnée factorielle  $f_n$  respective, puis la somme des produits est réalisée ainsi :

$$s^\alpha = \sum_1^{18} (p_n \cdot f_n). \quad (1)$$

Cependant, afin d'interpréter rapidement et facilement le score, des manipulations mathématiques supplémentaires ont été nécessaires. La suite du calcul du GVI permettant d'analyser la variabilité de la marche en un coup d'œil, est identique à celle du GDI (Schwartz et Rozumalski, 2008).

Soit  $s^{HP}$ , la somme moyenne dans la population saine ou normale. La distance  $d^{\alpha,HP}$  entre les paramètres du sujet  $\alpha$  et ceux de la population référence est :

$$d^{\alpha,HP} = \|s^{\alpha} - s^{HP}\|. \quad (2)$$

Un score brut est obtenu sous la forme :

$$Score_{raw}^{\alpha} = \ln ( d^{\alpha,HP} ). \quad (3)$$

Ensuite le z-score est calculé, c'est-à-dire le nombre d'écart-types (S.D.) séparant le score brut du sujet  $\alpha$  du score brut de HP :

$$zScore_{raw}^{\alpha} = \frac{Score_{raw}^{\alpha} - Mean(Score_{raw}^{HP})}{S.D.(Score_{raw}^{HP})}. \quad (4)$$

Finalement, le z-score est multiplié par 10 et soustrait de 100 :

$$Score^{\alpha} = 100 - 10 \times zScore_{raw}^{\alpha}. \quad (5)$$

Il est alors possible d'obtenir un score moyen à partir des scores droit et gauche.

Par définition le score moyen et l'écart-type de la population référence sont respectivement 100 et 10.

Un GVI supérieur à 100 indique ainsi que le sujet est au moins aussi stable qu'un sujet issu de la population saine.

Chaque 10 points retranchés correspond à une séparation d'un écart-type du score HP, indiquant que la variabilité des paramètres du sujet est plus élevée et par conséquent la stabilité dynamique moins bonne.

Les GVI des patients sélectionnés ont été obtenus par calcul à partir des PST enregistrés. Pour automatiser la procédure de calcul du GVI, une macro-instruction informatique a été utilisée. Chaque enregistrement des PST retenu a pu fournir un GVI moyen.

### *C. Recueil des données*

Les séries de données sélectionnées ont été regroupés au sein de tableaux. (*cf Annexe 6*)

### *D. Traitements statistiques*

Confronter le GVI aux autres indices et scores revenait à étudier l'intensité du lien qu'il pouvait avoir avec ces mêmes indices et scores.

En statistique, étudier l'intensité de la liaison qui peut exister entre des variables, c'est étudier la corrélation entre elles. Une mesure de la corrélation est obtenue par le calcul d'un coefficient de corrélation.

Différents tests statistiques se présentent pour mesurer à l'aide d'un coefficient la dépendance entre deux variables. Ce sont des tests paramétriques lorsque les variables étudiées suivent une distribution normale et des tests non-paramétriques dans le cas contraire.



Il était donc nécessaire pour déterminer le type de test à utiliser de vérifier préalablement la normalité des données.

## ***1. Test de normalité***

Le test de Shapiro-Wilk (Shapiro, 1965) a été appliqué afin de vérifier si les données réelles du GVI, de l'EMFG (D+E), du FAPS, du GGI et du GDI suivaient une loi normale. Il s'agit du test de normalité le plus utilisé et c'est un test puissant par rapport à de nombreux tests alternatifs (Shapiro, Wilk et Chen, 1968). *(cf Annexe 7)*

## ***2. Test de corrélation***

Le test de corrélation de Spearman (Spearman, 1910), test non paramétrique, a été appliqué afin de déterminer le coefficient de corrélation de rang de Spearman entre le GVI d'une part et l'EMFG, le FAPS, le GGI et le GDI d'autre part. *(cf Annexe 8)*

Le coefficient de corrélation de Spearman est défini comme le coefficient de corrélation de Pearson par le rang des variables (Myers et Arnold, 2003).

Le test de corrélation de Spearman reste le seul test applicable lorsque les distributions des variables sont asymétriques ou lorsque l'échantillon est trop petit. C'est un test robuste car insensible à des valeurs aberrantes.

# Résultats

## A. Résultats des tests de normalité

### 1. Pour les données du groupe A

#### a. Les données GVI

Le jeu de données GVI avec une p-value de 0,6203 n'entraîne pas le rejet de l'hypothèse nulle selon laquelle les données GVI sont issues d'une population normalement distribuée (au niveau  $\alpha = 0,05$ ).

Les données GVI sont issues d'une population normalement distribuée. (cf Figure 7)

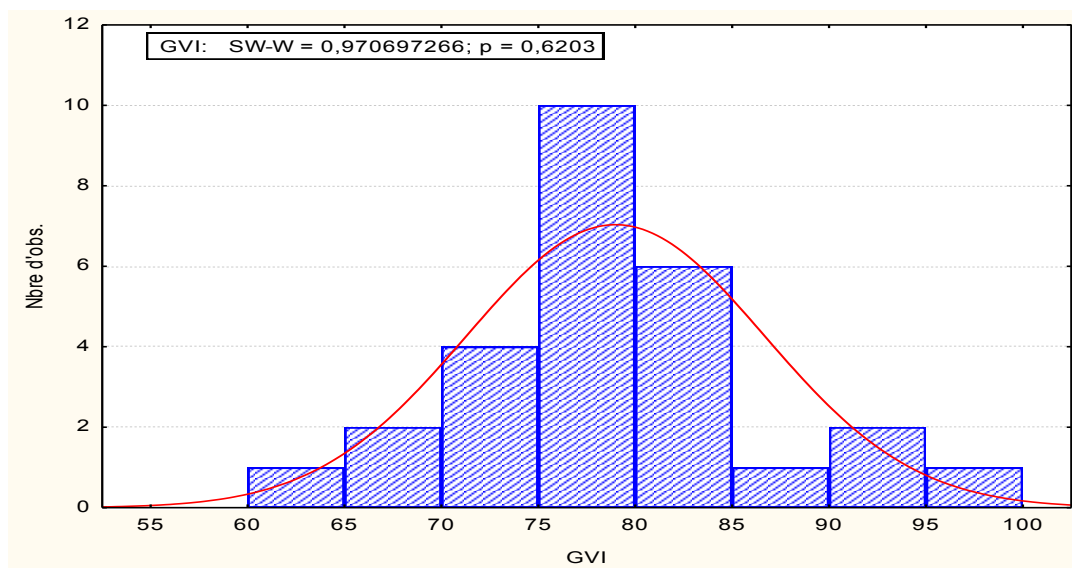


Figure 7: Distribution des données GVI dans le groupe A

#### b. Les données EMFG (D+E)

Le jeu de données EMFG (D+E) avec une p-value de 0,0032 entraîne le rejet de l'hypothèse nulle selon laquelle les données EMFG (D+E) sont issues d'une population normalement distribuée (au niveau  $\alpha = 0,05$ ).

Les données EMFG (D+E) ne sont pas issues d'une population normalement distribuée. (cf

Figure 8)

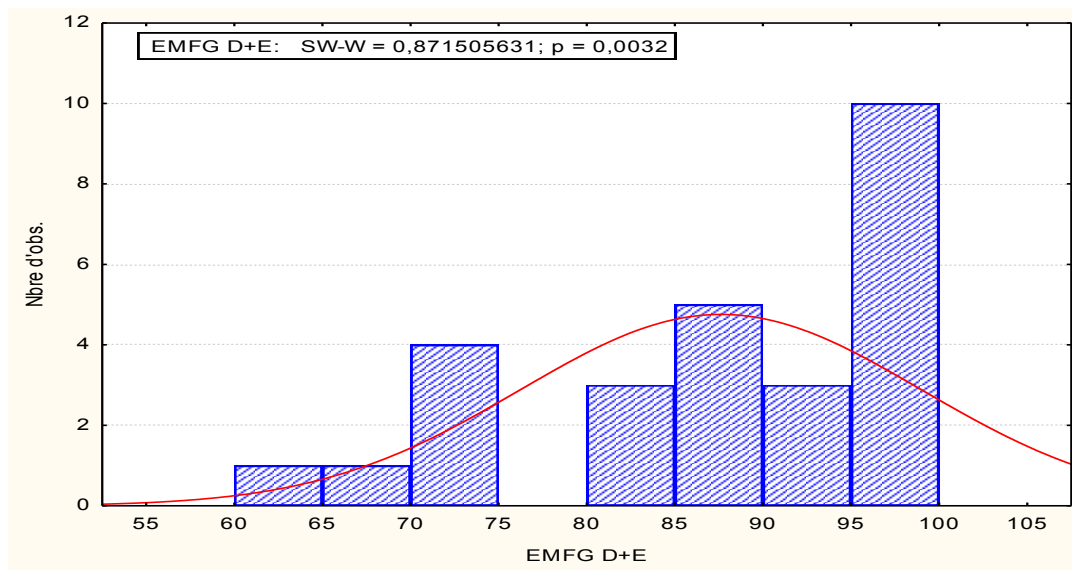


Figure 8: Distribution des données EMFG (D+E) dans le groupe A

### c. Les données FAPS

Le jeu de données du FAPS avec une p-value de 0,0303 entraîne le rejet de l'hypothèse nulle selon laquelle les données du FAPS sont issues d'une population normalement distribuée (au niveau  $\alpha = 0,05$ ).

Les données du FAPS ne sont pas issues d'une population normalement distribuée. (cf Figure 9)

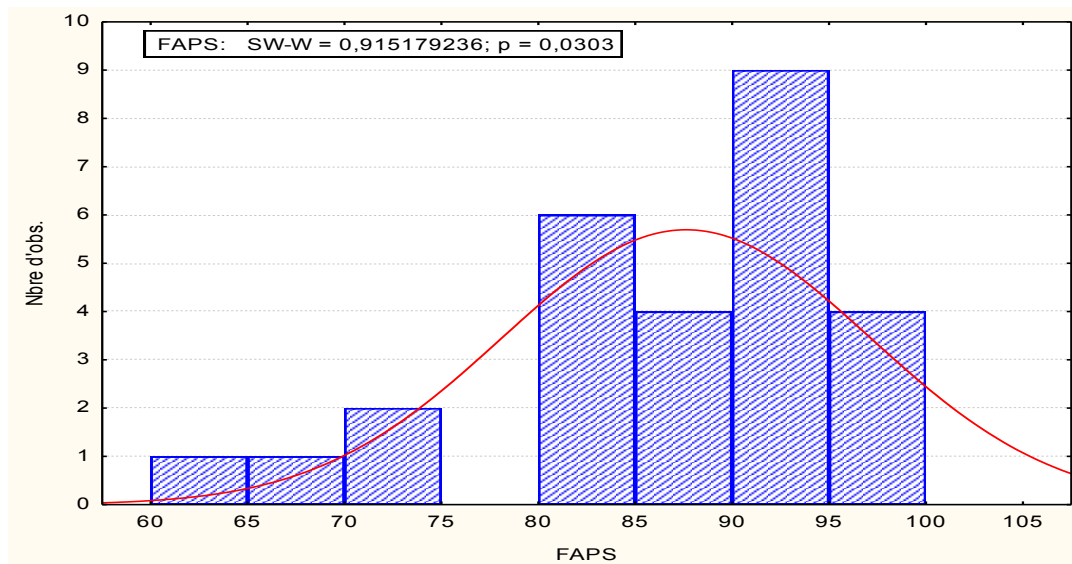


Figure 9: Distribution des données FAPS dans le groupe A

## 2. Pour les données du groupe B

### a. Les données GVI

Le jeu de données GVI avec une p-value de 0,7249 n'entraîne pas le rejet de l'hypothèse nulle selon laquelle les données GVI sont issues d'une population normalement distribuée (au niveau  $\alpha = 0,05$ ).

Les données GVI sont issues d'une population normalement distribuée. (cf Figure 10)

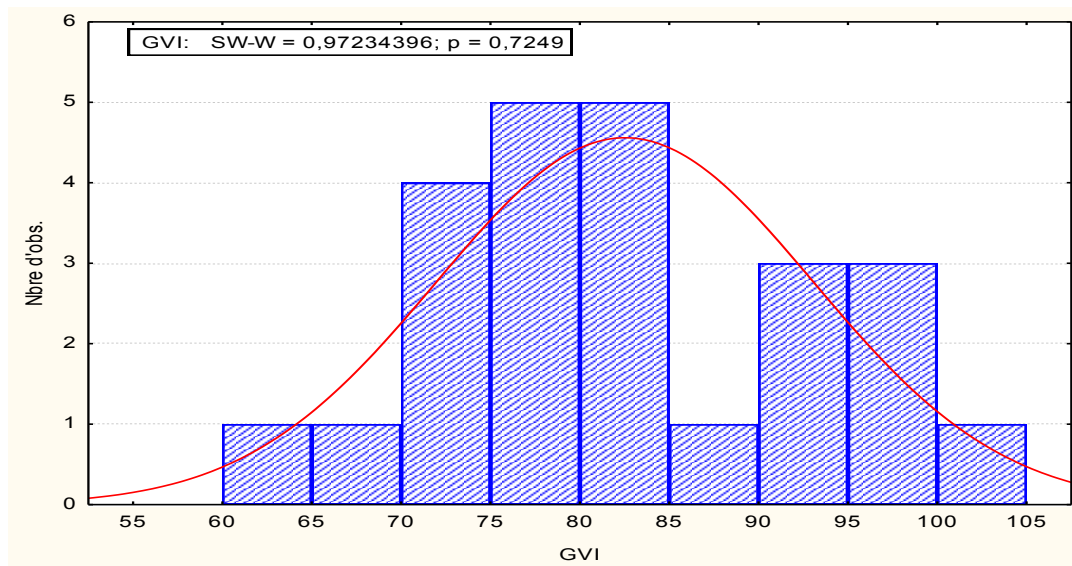


Figure 10: Distribution des données GVI dans le groupe B

## b. Les données GGI

Le jeu de données du GGI avec une p-value de 0,0005 entraîne le rejet de l'hypothèse nulle selon laquelle les données GGI sont issues d'une population normalement distribuée (au niveau  $\alpha = 0,05$ ).

Les données GGI ne sont pas issues d'une population normalement distribuée. (cf Figure 11)

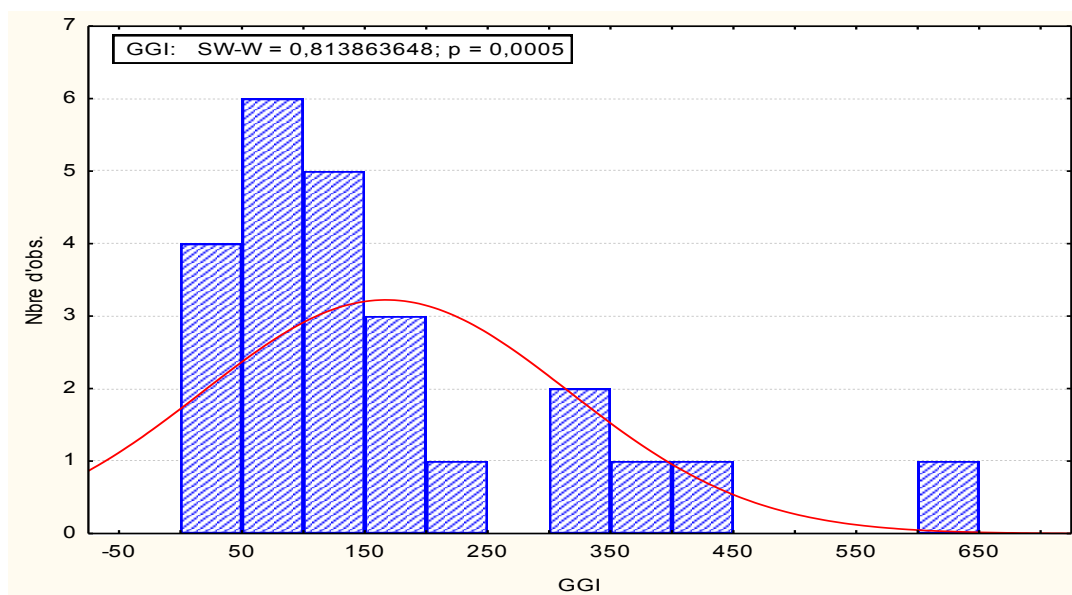


Figure 11: Distribution des données GGI dans le groupe B

### c. Les données GDI

Le jeu de données GDI avec une p-value de 0,0924 n'entraîne le rejet de l'hypothèse nulle selon laquelle les données GDI sont issues d'une population normalement distribuée (au niveau  $\alpha = 0,05$ ).

Les données GDI sont issues d'une population normalement distribuée. (cf Figure 12)

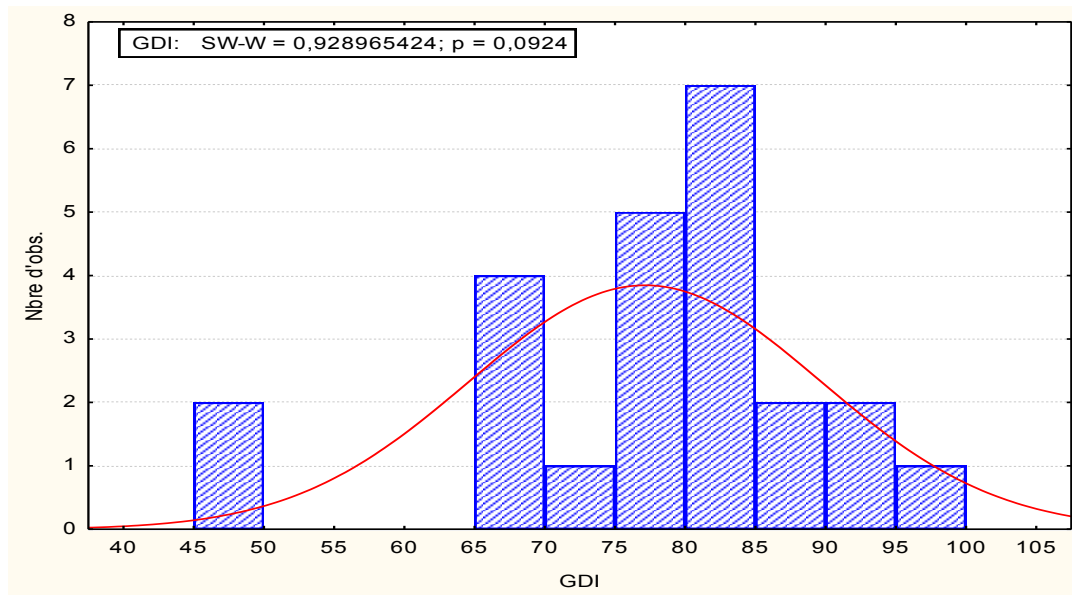


Figure 12: Distribution des données GDI dans le groupe B

### d. Les données FAPS

Le jeu de données FAPS avec une p-value de 0,0015 entraîne le rejet de l'hypothèse nulle selon laquelle les données FAPS sont issues d'une population normalement distribuée (au niveau  $\alpha = 0,05$ ).

Les données FAPS ne sont pas issues d'une population normalement distribuée. (cf Figure 13)

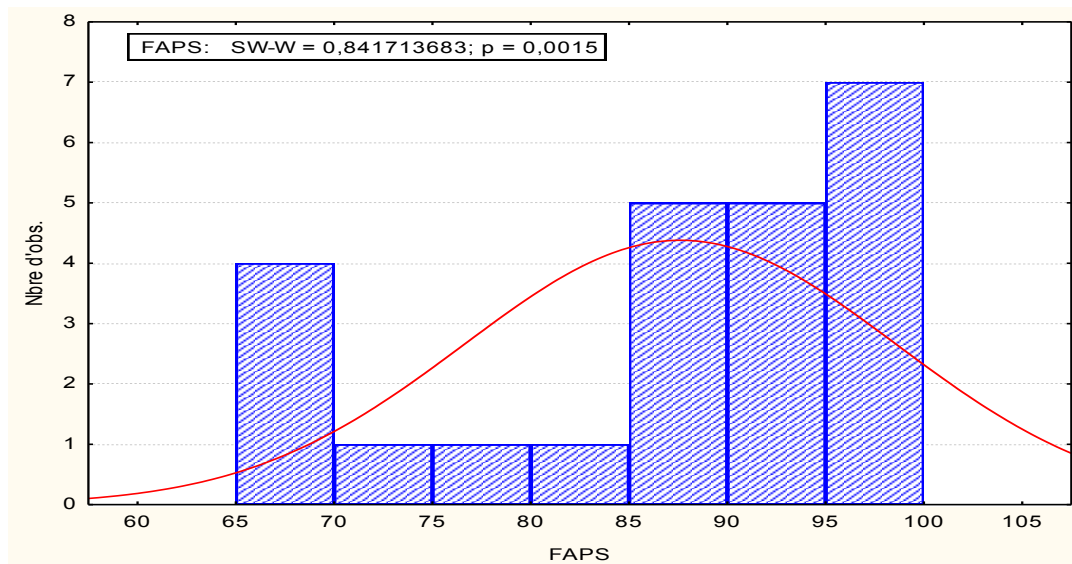


Figure 13: Distribution des données FAPS dans le groupe B

## B. Résultats des tests de corrélation

### 1. Pour les données du groupe A

IL existe une corrélation significative entre le GVI et le FAPS ( $r = 0,5$ ,  $p < ,01$  et  $p < ,05$ ). Cette corrélation est positive, le GVI et le FAPS évoluent dans le même sens. Lorsque le FAPS diminue, le GVI diminue aussi. (cf Figure 14)

En revanche, il n'existe pas de corrélation ni entre le GVI et l'EMFG (D+E), ni même entre le FAPS et l'EMFG (D+E).

n = 27	EMFG (D+E)	FAPS	GVI
EMFG (D+E)	<b>1</b>	0,0732601	0,0961538
FAPS	0,0732601	<b>1</b>	<b>0,517094*</b>
GVI	0,0961538	<b>0,517094*</b>	<b>1</b>

Figure 14: Coefficients de corrélation du rang de Spearman dans le groupe A  
(les coefficients de corrélation significatifs sont présentés en caractères gras à  $p < ,05$  et marqués \* à  $P < ,01$ )

## 2. Pour les données du groupe B

Il existe une corrélation significative entre le GVI et le GGI ( $r = -0,48$  ,  $p < 0,05$ ). Cette corrélation est négative, le GVI et le GGI n'évoluent pas dans le même sens. Lorsque le GGI augmente, le GVI diminue. Cette corrélation n'est plus significative à  $p < ,01$ . (cf Figure 15)

Il n'existe pas de corrélation entre le GVI et le GDI.

Il existe une corrélation significative entre le GVI et le FAPS ( $r = 0,54$  ,  $p < ,05$  et  $p < ,01$ ). Cette corrélation entre le GVI et le FAPS obtenue dans le groupe B confirme celle obtenue dans le groupe A.

Il existe une corrélation significative entre le FAPS et le GGI ( $r = -0,47$  ,  $p < ,01$  et  $p < ,05$ ) et entre le GGI et le GDI ( $r = -0,86$  ,  $p < ,01$  et  $p < ,05$ ) mais qu'il n'en existe pas entre le FAPS et le GDI.

n = 24	GGI	GDI	FAPS	GVI
GGI	<b>1</b>	<b>-0,8591304*</b>	<b>-0,47152174</b>	<b>-0,4773913</b>
GDI	<b>-0,85913043*</b>	<b>1</b>	0,39804348	0,40173913
FAPS	<b>-0,47152174</b>	0,39804348	<b>1</b>	<b>0,53586957*</b>
GVI	<b>-0,4773913</b>	0,40173913	<b>0,53586957*</b>	<b>1</b>

Figure 15: Coefficients de corrélation du rang de Spearman dans le groupe B  
(les coefficients de corrélation significatifs sont présentés en caractères gras à  $p < ,05$  et marqués \* à  $P < ,01$ )



# Discussion

## A. Corrélation du GVI avec l'EMFG

Au sein du groupe A, il n'a pas été retrouvé de lien entre le GVI et l'EMFG (D+E) mais il n'en a pas été retrouvé non plus entre le FAPS et l'EMFG (D+E).

Nous pensions pourtant qu'il pouvait y avoir un lien entre l'EMFG qui caractérise la motricité dans son aspect fonctionnel et les scores FAPS et GVI calculés à partir des PST qui permettent d'avoir une idée générale sur l'organisation fonctionnelle de la marche d'un patient. Drouin *et al.* (1996), en montrant une corrélation entre la vitesse de marche spontanée, PST majeur dans le calcul du FAPS et du GVI et l'EMFG-88, nous avait conforté dans cette idée.

Les résultats obtenus ne montrent pourtant aucune corrélation de l'EMFG (D+E) avec le FAPS, ni même avec le GVI.

Ceci pourrait s'expliquer par le fait que le GVI comme le FAPS, mesurant respectivement les écarts à la norme et la variabilité de la marche, correspondent à des mesures focales de la marche alors que l'EMFG (D+E) ne constitue qu'une mesure globale de la fonction motrice liée à la station debout, la marche, la course et le saut.

De plus, le score cible (D+E) habituellement utilisé pour mesurer la motricité fonctionnelle globale des patients PC marchants ne serait pas pour autant, d'après les résultats obtenus ici, représentatif de la marche et sensible à ses changements. Ceci pourrait tenir à son mode de calcul minimisant l'impact des items relatifs à la marche issus de la dimension (E) « marche, course et saut ».

L'absence de lien entre le score cible (D+E) et le FAPS ou le GVI pourrait encore s'expliquer par la fiabilité relative de l'EMFG. Le FAPS et le GVI sont en effet obtenus au moyen d'une

piste de marche électronique, composée de plusieurs milliers de capteurs de pression, qui enregistrent les contacts au sol avant d'être traités par informatique alors que l'EMFG est un outil d'observation et un test papier-crayon pouvant manquer d'objectivité et de reproductibilité. Les évaluateurs, les sujets, les conditions d'examen et la mesure elle-même, sont autant de facteurs pouvant réduire la fiabilité de l'EMFG comparativement à celle du calcul du FAPS ou du GVI.

Ainsi, la stabilité des patients PC au cours de la marche n'est pas en lien avec la quantité de motricité fonctionnelle globale dont ils disposent à la station debout, à la marche, à la course et au saut. Tout comme l'écart à la norme des PST, caractérisant la marche des patient PC dans son aspect fonctionnel, n'est pas en lien avec la quantité de motricité fonctionnelle globale dont ils disposent à la station debout, à la marche, à la course et au saut.

## **B. Corrélation du GVI avec le GGI et le GDI.**

Au sein du groupe B, une corrélation a été mise en évidence entre le GVI et GGI (à  $p < ,05$  et non à  $p < ,01$ ). Aucune corrélation n'a été retrouvée entre le GVI et le GDI. L'explication pourrait se trouver dans le mode de calcul des différents indices avec la présence ou non de PST dans ces calculs.

Le GVI, qui apprécie la stabilité au cours de la marche, n'est calculé qu'à partir de PST.

Le GGI, qui caractérise la marche dans sa globalité, est calculé à partir de 13 données cinématiques et 3 PST (vitesse, cadence, durée de la phase d'appui). Ces derniers établiraient le lien et permettraient la corrélation entre la stabilité au cours de la marche des patients PC et la représentation globale de leur marche. Il est à noter toutefois que la corrélation avec le FAPS et le GVI est significative à  $p < ,05$  et non à  $p < ,01$ . De fait, la valeur de  $r$  n'est pas très forte (- 0,47 pour la corrélation avec le FAPS et -0,48 avec le GVI). Cette corrélation modérée est probablement à mettre en relation avec le faible nombre de PST en commun au niveau des paramètres calculés.

En revanche, le GDI, qui caractérise la marche dans son aspect géométrique, n'est calculé qu'à partir de données cinématiques. Il exclut donc tout PST de son calcul. Ainsi la stabilité

au cours de la marche des patients PC ne trouverait pas de corrélation avec la forme de leur marche. Ceci rejoint les observations de Schwartz et Rozumalski en 2008 : « It is possible, however, to walk with adequate stride parameters and still have significantly atypical joint motions and orientations ». C'est d'ailleurs en référence à cela, que les auteurs du GDI, respectivement chirurgien et biomécanicien, ont proposé d'écarter le GGI dont les PST semblait diminuer sa sensibilité à mesurer les anomalies géométriques de la marche, au profit du GDI qui ne retient que les données cinématiques et renseigne uniquement sur la forme de la marche.

Nos observations cliniques et nos expériences en rééducation corroborent ce résultat, les dires de Schwartz et Rozumalski (2008), et leurs réciproques. En effet, après chirurgie multisite ou traitement par injections de toxine, il n'est pas rare d'observer une marche améliorée sur le plan de la forme mais dont l'organisation globale fonctionnelle est perturbée (i.e. sur le plan des PST et de la stabilité). Les modifications post-thérapeutiques du schéma corporel\* viennent altérer l'équilibration et la marche sur un plan fonctionnel (Pierdon, 2010).

## C. Corrélation du GVI avec le FAPS

Que se soit au sein du groupe A ou au sein du groupe B, le GVI est corrélé au FAPS. Le FAPS caractérise l'écart à la norme des valeurs moyennes des PST tandis que le GVI quantifie la variabilité de ces mêmes PST au cours de la marche. Ce résultat signifie qu'au sein de la population de PC étudiée, plus l'éloignement à la norme des valeurs moyennes des PST est marqué, plus l'ampleur et la dynamique des fluctuations des PST traduisent une marche instable.

Ce résultat n'était pas attendu. Le FAPS et le GVI constituant deux approches distinctes des PST, il nous semblait évident qu'ils puissent évoluer indépendamment. Ceci était d'autant plus inattendu que les études effectuées auprès des personnes âgées révèlent que l'éloignement à la norme de la marche et la variabilité de celle-ci peuvent évoluer indépendamment. En effet, selon les travaux de Kressig *et al.* (2004), la variabilité chez les

personnes âgées serait initialement élevée, annonçant la chute, puis fortement réduite après la (ou les) chute(s) pour fixer les stratégies d'évitement.

Apparaît-là la variabilité de régulation, physiologique, qui s'oppose à celle dite de perturbation, pathologique. Ceci peut également s'observer chez le patient PC dont l'atteinte est unilatérale lorsque le GVI moyen est décomposé en GVI gauche et GVI droit. Le GVI côté atteint reflète la variabilité de perturbation alors que celui du côté « sain » exprime la variabilité de régulation. En effet, au cours de la marche, le membre « sain » ne cesse de s'adapter aux perturbations engendrées par le membre atteint (i. e. perturbations liées aux déficiences motrices, articulaires, orthopédiques) pour conserver l'équilibre dynamique. Chaque écart du membre atteint nécessite une compensation du membre « sain » en réponse. Si bien que le membre « sain » peut varier tout autant que le membre atteint. Ces variabilités de perturbation et de régulation existent évidemment aussi chez le diplégique mais elles se superposent et il est alors impossible de les identifier.

La corrélation du FAPS avec le GVI au sein de la population de PC étudiée suggère que plus la marche se dégrade sur le plan fonctionnel, plus la variabilité est grande. Mais rien n'indique s'il s'agit plus de variabilité de perturbation ou de variabilité de régulation ou encore d'une proportion équivalente et grandissante de l'une et de l'autre.

Cette corrélation montre par ailleurs que les deux approches différentes des PST, la première, classique, basée sur les valeurs moyennes, et la seconde, récente, basée sur les fluctuations, doivent être conservées dans l'évaluation des patients PC marchants. Il semble ainsi que le FAPS et le GVI doivent être analysés conjointement même s'ils ne représentent pas un même aspect de l'équilibre dynamique et du risque de chute.

# Conclusion

Horstmann et Bleck (2008) définissent les objectifs prioritaires de la prise en charge rééducative des patients PC comme étant, par ordre d'importance, la communication, l'autonomie dans les actes de la vie quotidienne, l'autonomie de déplacement et la marche.

Tout au long du suivi thérapeutique, les enfants et leurs parents s'intéressent particulièrement au pronostic de marche, à sa qualité puis à son maintien en dépit des complications secondaires de la PC.

Etre en mesure de devancer l'aggravation de la marche, de prévenir la survenue des chutes à répétition, de prédire de la perte de la marche constitue pour le rééducateur une immense ressource thérapeutique.

A travers l'analyse quantifiée de la marche et l'étude des PST, des moyens d'évaluer le risque de chute existent. Deux approches distinctes des PST ont été présentées et des études ont montré que le risque de chute serait mieux évalué par la variabilité des PST et l'inconstance du modèle de marche que par l'éloignement à la norme des valeurs moyennes des PST.

Le GVI est un nouvel indice quantifiant la variabilité et la stabilité au cours de la marche. Son étude au sein d'une population d'adolescents PC marchants révèle que la stabilité de ces patients au cours de la marche n'est ni en lien avec la quantité de motricité fonctionnelle globale dont ils disposent, ni en lien avec la forme ou la géométrie de leur marche. La stabilité des adolescents PC au cours de la marche est en lien avec la représentation globale de leur marche et l'éloignement à la norme de leur marche sur le plan fonctionnel.

Le GVI apporte ainsi au rééducateur des informations supplémentaires à l'EMFG (D+E) et au GDI et des informations complémentaires au GGI et au FAPS.

Ce nouvel indice semble cohérent et très pertinent pour apprécier la variabilité de la marche ou la reproductibilité d'un cycle de marche à l'autre. Ceci permettra de quantifier la

représentativité d'un cycle par rapport aux autres et de relativiser les observations faites ou les calculs effectués à partir d'un cycle unique (e. g. le GGI).

Concernant la stabilité au cours de la marche, elle se déduit de la variabilité par l'ampleur et la dynamique des fluctuations des PST. Mais la variabilité peut être pathologique, dite de perturbation, ou physiologique, dite alors de régulation. Le GVI retient à la fois l'une et l'autre. En conséquence, pour apprécier au mieux la stabilité, la variabilité de perturbation devra être isolée de la variabilité de régulation. Il faudrait, dans de futurs travaux, décrypter la structure de la variabilité et s'intéresser à la dynamique des fluctuations (i. e. comment évoluent les PST au cours de la marche). En identifiant le caractère chaotique ou prédictible de la dynamique des fluctuations, on devrait pouvoir faire la part de ce qui traduit une perturbation d'une régulation.

Les valeurs moyennes des PST et leurs fluctuations ayant montré une organisation conjointe au sein de la population étudiée, l'évaluation du risque de chute devrait se faire à travers l'analyse parallèle du FAPS et du GVI.

D'une limite supérieure définie et connue, ces deux indices indiqueraient, en régressant, un risque de chute de plus en plus grand et une dégradation de la marche sur le plan fonctionnel de plus en plus avancée. Cependant, sans limite inférieure connue, il reste difficile d'annoncer les chutes à répétition, une dégradation marquée de la marche ou sa perte définitive. Une limite inférieure connue, limite en dessous de laquelle aucune marche pour un patient PC ne serait possible, permettrait d'étalonner les valeurs du FAPS et du GVI et de donner un sens prédictif à ces valeurs.

Ainsi, en perspective, il serait utile d'établir un seuil inférieur pour le FAPS et pour le GVI pour prédire de la perte de la marche des patients souffrant de PC.

# Bibliographie

Achache, V., André, E., Barré, P., Bérard, J., Bernard, J. C., Beucher, A. ... Vuillerot, C. (2010). Les informations données au cours de la consultation. Dans C. Berard (dir.), *La paralysie cérébrale. Guide de la consultation : examen neuro-orthopédique du tronc et des membres inférieurs (éd.2, chap. 16)*. (p. 227-239). Montpellier, France : Sauramps médical.

Assi, A., Ghanem, I., Laassel, E. M., Penneçot, G. F., Lavaste, L. et Skalli, W. (2006). Normalcy gait index and kinematics : Uncertainty and repeatability on healthy children database : Preliminary application on cerebral palsy group. *Gait & Posture*, 24(s2), 49-50.

Beckung, E., Hagberg, G., Uldall, P. et Cans, C. (2008). Probability of Walking in Children with Cerebral Palsy in Europe. *Pediatrics*, 21(1), 187-192.

Blackmore, A. M., Boettcher-Hunt, E., Jordan, M. et Chan, M. D. Y. (2007). A systematic review of the effects of casting on equines in children with cerebral palsy: an evidence report of the AACPD. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 49, 781-790.

Bobath, K. (1980). *A neurophysiological basis for treatment of cerebral palsy. (éd. 2)*. UK, Oxford: Mac Keith Press.

Bothner, K. E., Fischer, R. et 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*, 53-54.

Burgen, A. S. V., Dickens, F. et Zatman, L., J. (1949). The action of botulinum toxin on the neuromuscular junction. *The Journal of Physiology*. 109(1-2), 10-24.

Cans, C. (2005). Epidémiologie de la paralysie cérébrale (« Cerebral Palsy » ou CP). *Motricité Cérébrale*, 26(2), 51-58.

Colver, A. F. et Sethumadhavan, T. (2003). The term diplegia should be abandoned. *Archives of Disease in Childhood*. 88(4), 286-290.

Cottalorda, J., Gautheron, V., Charmet, E. et Chavrier Y. (1997). Allongement musculaire du triceps par plâtres successifs chez l'enfant infirme moteur cérébral. *Revue de chirurgie orthopédique et réparatrice de l'appareil moteur*, 83(4), 368-371.

Cristol, C. et Berard, C. (1998). Evaluation fonctionnelle de la marche par l'index de dépense énergétique. Valeurs de référence chez l'enfant. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 41(7), 429-433.

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*, 17(5), 608-614.

Desloovere, K., Molenaers, G., Jonkers, I., De Cat, J., De Borre, L., Nijs, J. ... De Cock, P. (2001). A randomized study of combined botulinum toxin type A and casting in the ambulant child with cerebral palsy using objective outcome measures. *European Journal of Neurology*. 8(s5), 75-87.

Drouin, L. M., Malouin, F., Richards, C. L. et Marcoux, S. (1996). Correlation between the Gross Motor Function Measure scores and gait spatiotemporal measures in children with neurological impairments. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 38(11), 1007-1019.

Dusing, S. C. et Thorpe, D. E. (2007). A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite® electronic walkway. *Gait & Posture*. 25, 135-139.

Duval-Beaupere, G., Dubousset, J., Queneau, P. et Grossiord, A. (1970). A unique theory on the course of scoliosis. *Presse Méd.*, 78, 1141-1146.

Freedland, R. L., Festa, C., Sealy, M., McBean, A., Elghazaly, P., Capan, A., ... Rothman, J. (2002). The effects of pulsed auditory stimulation on various gait measurements in persons with Parkinson's Disease. *NeuroRehabilitation*. 17, 81-87.

Gehlsen, G. M. et Whaley, M. H. (1990). Falls in the elderly: Part I, gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 71(10), 735-738.

Glanzman, A. M., Kim, H., Swaminathan, K. et Beck, T. (2004). Efficacy of botulinum toxin A, serial casting, and combined treatment for spastic equines: a retrospective analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 46, 807-811.

Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Husson, I., Yelnick, A. et Penneçot, G.-F. (Soumis). The Gait Variability Index : a new score to quantify gait stability from the spatio-temporal parameters. *Gait and Posture*.

Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Penneçot, G. F. et Yelnick A. (2011). Validity of Functional Ambulation Performance Score for the evaluation of spatiotemporal parameters of children's gait. *Journal of Motor Behavior*. 43(2), 93-98.

Gouraud, D., Lucet, A. et Megrot, F. (2009). Orthèses : appareillage de l'IMC marchant. Dans G. F. Penneçot (dir.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral (chap. 18)*. (p. 189-204). Montpellier, France : Sauramps médical.

Graham, H. K., Harvey, A., Rodda, J., Nattrass, G. R. et Pirpiris, M. (2004). The Functional Mobility Scale (FMS). *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 24(5), 514-520.



- Gretz, H. R., Doering, L. L., Quinn, J., Raftopoulos, M., Nelson, A. J. et Zwick, D. E. (1998). Functional ambulation performance testing of adults with Down syndrome. *NeuroRehabilitation*. 11, 221-225.
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2(1), 19-28.
- Hausdorff, J. M., Zeman, L., Peng, C. K. et Goldberger, A. L. (1999). Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *Journal of Applied Physiology*. 86, 1040-1047.
- Hick, J. L., Schwartz, M. H., Arnold, A. S., Delp, S., L. (2008). Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*. 41, 960-967.
- Horan, M., Blankenship, J. et Iwinski H. (2008). Recent developments in functional assessment tools for ambulatory cerebral palsy. *Current Orthopaedic Practice*. 19(6), 667-670.
- Horstmann, H. M. et Bleck, E. E. (2008). *Orthopedic management in cerebral palsy. (éd. 2)*. UK, London: Mac Keith Press.
- Kan, P., Gooch, J., Amini, A., Ploeger, D., Grams, B., Oberg, W, ... Kestle, J. (2008). Surgical treatment of spasticity in children: comparison of selective dorsal rhizotomy and intrathecal baclofen pump implantation. *Child's Nervous System*. 24(2), 239-243.
- 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*. 372, 217-222.
- 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*, 374, 259-264.
- Kerlirzin, Y., Dietrich, G., et Vieilledent, S. (2009). *Le contrôle moteur, organisation et contrôle du mouvement*. Paris, France : Presses Universitaires de France, Pratiques physiques et société.
- Koman, L. A., Mooney, J. F., Smith, B., Goodman, A. et Mulvaney, T. (1993). Management of cerebral palsy with botulinum-A toxin: preliminary investigation. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 13, 489-495.
- Kressig, R. W. et Beauchet, O. (2006). Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*. 18(2), 174-176.
- Kressig, R. W., Gregor, R. J., Oliver, A., Waddell, D., Smith, W., O'Grady, M., ... Wolf, S. L. (2004). Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty. *Gait & Posture*. 20, 30-35.
- Lance, J. W. (1980). Spasticity: disordered motor control. Dans R. G. Feldman, R. R. Young, W. P. Koella (dir.) *Symposium synopsis*. (p. 485-494). Chicago, IL : Yearbook Medical Publishers.

Le Métayer, M. (1999). Rééducation Cérébro-motrice du jeune enfant. Dans C. Fausser et C. Vinçon (dir.), *Kinésithérapie pédiatrique (éd. 2, vol. 3)*. Paris, France : Masson.

Lebardier, P. et Presedo, A. (2009). Chirurgie orthopédique. Dans G. F. Penneçot (dir.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral (chap. 20)*. (p. 219-229). Montpellier, France : Sauramps médical.

Lucet, A., Megrot, F. et Gouraud, D. (2010). Intégration des outils d'analyse de la marche dans la démarche thérapeutique lors du suivi longitudinal du patient PC. *Journal de réadaptation médicale*, 30, 115-123.

MacDowell, B., Kerr, C., Parkes, J. et Cosgrove, A. (2005). Validity of a 1 minute walk test for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 47, 744-748.

Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*. 45(11), 313-320.

Maritz, J. S. (1981). *Distribution-free statistical methods*. UK, London: Chapman & Hall.

McCormick, A., Brien, M., Plourde, J., Wood, E., Rosenbaum, P. et McLean, J. (2007). Stability of the Gross Motor Function Classification System in adults with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 49(4), 265-269.

Molenaers, G., Desloovere, K., Fabry, G. et De Cock, P. (2006) The effects of quantitative gait assessment and botulinum toxin A on musculoskeletal surgery in children with cerebral palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 88(1), 161-170.

Molenaers, G., Schörkhuber, V., Fagard, K., Van Campenhout, A., De Cat, J., Pauwels, P., ... Desloovere, K. (2009). Long-term use of botulinum toxin type A in children with cerebral palsy : treatment consistency. *European Journal of Pediatric Neurology*. 13(5), 421-429.

Molloy, M., McDowell, B. C., Kerr, C. et Cosgrove, A.P. (2010). Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait & Posture*. 31(4), 479-482.

Morris, C. et Bartlett, D. (2004). Gross Motor Function Classification System: impact et utility. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 46(1), 60-65.

Myers, J. L. et Arnold, D. W. (2003). *Research design and statistical analysis. (éd. 2, vol. 1)*. NJ, Mahwah: Laurence Erlbraum Associates Publishers.

Nelson, A. J. (1974). Functional ambulation profile. *Physical Therapy*. 54, 1059-1065.

Nelson, A. J., Certo, L. J., Lembo, L. S., Lopez, D. A., Manfredonia, E. F., Vanichpong, S. K. et 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., Roosz, G., ... Rothman, J. (2002). The validity of the GaitRite and Functional Ambulation Performance Scoring system in the analysis of Parkinson gait. *NeuroRehabilitation*. 17(3), 255-262.

Novacheck, T. F., Stout, J. L. et Tervo, R. (2000). Reliability and validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an outcome measure in children with walking disabilities. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 20(1), 75-81.

Palisano, R. J., Cameron, D., Rosenbaum, P. L., Walter, S. D., et Russel, D. (2006). Stability of the Gross Motor Classification System. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 48, 424-428.

Palisano, R., Rosenbaum, P., Bartlett, D. et Livingston, M. (2008). Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(10), 744-50.

Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russel, D., Wood, E. et Galuppi B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39,- 214-223.

Penneçot, G. F. (2009). Le diplégique spastique. Dans G. F. Penneçot (dir.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral (chap. 13)*. (p. 161-173). Montpellier, France : Sauramps médical.

Peurala, S. H., Titianova, E. B., Mateev, P., Pitkänen, K., Sivenius, J. et Tarkka, I. M. (2005). Gait characteristics after gait-oriented rehabilitation in chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*. 23, 57-65.

Picard, A. (2009). Moyens médicamenteux par voie générale. Dans G. F. Penneçot (dir.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral (chap. 16)*. (p. 181-182). Montpellier, France : Sauramps médical.

Pierdon, D. (2010). Apport d'une prise ne charge en psychomotricité en complément de la kinésithérapie chez l'enfant IMC ayant subi une intervention multifocale. *Kinésithérapie Scientifique*. 515, 5-14.

Presedo, A. et Thétio, M. (2009). Utilisation de la toxine botulique type A chez l'enfant atteint de paralysie cérébrale. Dans G. F. Penneçot (dir.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral (chap. 17)*. (p. 183-188). Montpellier, France : Sauramps médical.

Rodda, J. et Graham, H. K. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology*, 8(s5), 98-108.

Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P. et Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 86-B(2), 251-258.

Romei, M., Galli, M., Motta, F., Schwartz, M. et Crivellini, M. (2004). Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait & Posture*. 19(1), 85-90.

Rose, G. E., Lightbody, K. A., Ferguson, R. G., Walsh, J. C. et Robb, J. E. (2010). Natural history of flexed knee gait in diplegic cerebral palsy evaluated by gait analysis in children who have not had surgery. *Gait & Posture*. 31(3), 351-354.

Rose, J., Gamble, J. G., Lee, J., Lee, R. et Haskell, W., L. (1991). The energy expenditure index: a method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 11(5), 571-578.

Rosenbaum, P. L., Walter, S. W., Hanna, S. E., Palisano, R. J., Russel, D. J., Raina, P., ... Galuppi, B. E. (2002). Prognosis for Gross Motor Function in cerebral palsy: creation of motor development curves. *The Journal of the American Medical Association*, 288(11), 1357-1363.

Russel, D. J., Rosenbaum, P., Avery, L. et Lane, M. (2002). *Gross Motor Function Measure (GMFM-66 & GMFM-88) User's Manual*. UK, London: Mac Keith Press.

Russel, D. J., Avery, L., M., Rosenbaum, P. L., Raina, P. S., Walter, S. D. et Palisano, R. J. (2000). Improved scaling of the gross motor function measure for children with cerebral palsy: evidence of reliability and validity. *Physical Therapy*. 80(9), 873-885.

Russel, D. J., Rosenbaum, P. L., Lane, M., Gowland, C., Goldsmith, C. H., Boyce W. F., Plews, N., (1994). Training users in the Gross Motor Function Measure: methodological and practical issues. *Physical Therapy*. 74, 630-636.

Russel, D. J., Rosenbaum, P., Cadman, D. T., Gowland, C., Hardy, S. et Jarvis, S. (1989). The Gross Motor Function Measure: a means to evaluate the effects of physical therapy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 31(3), 341-352.

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

Schwartz, M. H. et Rozumalski, A. (2008) The Gait Deviation Index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*. 28, 351-357.

Shapiro, S. S. (1965). An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*. 52(3-4), 591-611.

Shapiro, S. S., Wilk, M. B. et Chen, H. J. (1968). A Comparative Study of Various Tests for Normality. *Journal of the American Statistical Association*. 63, 1343-1372.

Shevell, M. I. (2010). The terms diplegia and quadriplegia should not be abandoned. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 52(6), 508-509.

Spearman, C. E. (1910). Correlation calculated from faulty data. *British Journal of Psychology*. 3(3), 271-295.

Sudarsky, L. et Ronthal, M. (1992). Gait disorders in the elderly: assessing the risk for falls. Dans *Falls, balance and gait disorders in the elderly*. Paris, France: Elsevier.

Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. (2000) Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(12), 816-824.

Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. (2002). Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44(9), 633-640.

Tardieu, C., Lespargot, A., Tabary, M., Bret, D. (1988). For how long must the soleus muscle be stretched each day to prevent contracture ?. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 30(1), 3-10.

Tedroff, K., Granath, F., Forssberg, H., et Haglund-Akerlind, Y. (2009) Long-term effects of botulinum toxin A in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 51(2), 120-127.

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

Thorpe, D. E., Dusing, S. C. et Moore, C. G. (2005). Repeatability of temporospatial gait measures in children using the GAITRite® electronic Walkway. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 86(12), 2342-2346.

Verhille, N., Delahaye, C., Evain, T., Gouraud, D. et Penneçot, G., F. (2001). Principes de rééducation après interventions multifocales chez des enfants présentant des séquelles de souffrance cérébrale précoce. *Kinésithérapie Scientifique*. 414, 15-24.

Viehweger, E. (2009). Evaluation. Dans G. F. Penneçot (dir.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral (chap. 24)*. (p. 263-281). Montpellier, France : Sauramps médical.

Winter, D. A., Patla, A E., Frank, J. S. et Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*. 70(6), 340-347.

Winters, T. F., Gage, J. R., et Hicks, R. (1987). Gait pattern in spastic hemiplegia in children and young adults. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 69, 437-441.

Woollacott, M. H. et Tang, P. F. (1997). Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physical Therapy*. 77(6), 646-660.

Wren, T. A., Do, K. P., Hara, R., Kay, R., Dorey, F. J. et Otsuka, N. Y. (2006). Gillette Gait Index is consistent with qualitative visual assessments of gait. *Gait & Posture* 24, 7-97.

# Glossaire

**5 grades de sévérité de Palisano** : système de classification à 5 niveaux de la fonction motrice globale de la paralysie cérébrale ou Gross Motor Function Classification System (GMF-CS).

**Acétylcholine** : neurotransmetteur du système nerveux périphérique et de la jonction neuromusculaire reliant le motoneurone au muscle squelettique.

**Adduction** : mouvement qui rapproche un segment du plan sagittal du corps.

**Analyse en composantes principales** : méthode de la famille de l'analyse des données et plus généralement de la statistique multivariée, qui consiste à transformer des variables liées entre elles (dites "corrélées" en statistique) en nouvelles variables décorréelées les unes des autres. Ces nouvelles variables sont nommées "composantes principales", ou axes.

**Angle poplité** : angle entre le segment jambier et la projection distale du segment crural lorsque la hanche est flechie à 90°, angle qui caractérise la longueur des muscles ischio-jambiers.

**Aponévrotomie** : technique d'allongement musculaire par incision de l'aponévrose qui ne pénalise pas la force développée (aponévrotomie du soléaire selon la technique de Vulpius)

**Attaque du pas** : contact initial, début de la mise en charge (0-3% du cycle de marche).

**Bascule du bassin** : inclinaison du bassin dans le plan frontal.

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

**Cadence** : nombre de pas par minute.

**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.

**Chirurgie multisite** : elle repose sur l'idée principale de résoudre l'ensemble des problèmes orthopédiques en un seul temps opératoire. Elle permet de diminuer le nombre d'interventions au cours de l'enfance, de diminuer le nombre de séjours en centre de rééducation, diminuant ainsi le retentissement sur la vie familiale, scolaire et sociale de l'enfant. De plus le coût économique de la prise en charge s'en trouve réduit.

**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).

**Contact initial** : attaque du pas, début de la mise en charge (0-3% du cycle de marche).

**Cycle de marche** : il débute par le contact initial du pied au sol et se termine lors du nouveau contact du même pied au sol

**Déambulation** : lors de la déambulation une partie plus ou moins importante du poids du corps est transmise du bassin au sol par l'intermédiaire d'une aide technique dite de déambulation (déambulateur, trotteur ou flèche).

**Diplégie** : forme spastique bilatérale de la paralysie cérébrale affectant les 2 membres inférieurs.

**Diplégique** : patient présentant une forme spastique bilatérale de la paralysie cérébrale (cf diplégie).

**Drézotomie** : section chirurgicale d'une racine nerveuse postérieure dans la moelle.

**Durée de l'appui bipodal** : période d'appui des 2 pieds au sol au cours du cycle de marche.

**Durée du cycle** : période entre 2 contacts initiaux d'un même pied.

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

**Equin** : le pied est porté en équin lorsque la cheville est en extension ou flexion plantaire.

**Fasciotomie** : technique d'allongement musculaire par incision du fascia qui ne pénalise pas la force développée.

**Fin d'appui** : débute dès que le talon commence à se décoller et se termine au contact initial du pied controlatéral (30-50% du cycle de marche).

**Flexion dorsale** : flexion de la cheville.

**Flexion plantaire** : extension de la cheville.

**Flexion** : mouvement consistant à plier un membre par opposition à l'extension ; mouvement d'une articulation dans le plan sagittal rapprochant le segment distal du segment proximal.

**Force de réaction au sol** : force exercée par le sol sur un corps en contact avec lui.

**Hémiplégie** : forme spastique unilatérale de la paralysie cérébrale affectant le membre supérieur et le membre inférieur du même côté. Elle représente 1/3 des cas de paralysie cérébrale.

**Hémiplégique** : patient paralysé cérébral présentant une forme spastique unilatérale.

**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.

**Marche** : la marche est définie comme la possibilité d'enchaîner 10 pas sans l'aide de l'adulte, que l'enfant se soit mis debout seul ou non. Elle est qualifiée d'indépendante si l'enfant n'a pas besoin d'aide technique. La marche correspond à un appui exclusif sur les membres inférieurs avec aide éventuelle des membres supérieurs.

**Milieu d'appui** : période qui débute dès que le membre controlatéral à quitter le sol et se poursuit jusqu'au début du décollement du talon (10-30% du cycle de marche).



**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).

**Myotomie** : section ou incision chirurgicale d'un muscle.

**Neuromies périphériques hypersélectives** : section partielle des collatérales motrices du ou des muscles considérés comme trop spastiques.

**Orthèse** : appareillage qui remplace une fonction absente ou déficitaire.

**Ostéotomie** : section chirurgicale d'un os pour en modifier son axe (ostéotomie de dérotation, ostéotomie de déflexion).

**Paralysie cérébrale spastique** : forme clinique de la paralysie cérébrale caractérisée par une augmentation des contractions musculaires perturbant les postures et les mouvements. Elle s'accompagne de signes pyramidaux comme le signe de Babinski. Elle peut être unilatérale ou bilatérale et représente une grande majorité des paralysies cérébrales, environ 85%.

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

**Passage du pas** : avancée du membre inférieur sans accroche du pied au sol.

**Phase d'appui** : phase durant laquelle le membre inférieur posé au sol supporte le poids du corps.

**Phase oscillante** : phase durant laquelle le membre inférieur avance sans contact avec le sol.

**Plaque motrice** : jonction neuro-musculaire.

**Plateforme 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.

**Pompe à baclofen** : système d'administration du médicament Lioresal® directement dans le liquide céphalorachidien au moyen d'une pompe implantée sous la peau.

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

**Quadriplégie** : forme spastique bilatérale affectant les 4 membres avec une prédominance soit d'un côté, soit aux membres supérieurs, soit aux membres inférieurs, soit de façon croisée.

**Quadriplégique** : patient présentant une forme spastique bilatérale de la paralysie cérébrale.

**Radicotomies postérieures** : interruption de l'arc reflexe myotatique par interruption des afférences sensibles (rhizotomie dorsale sélective et drézotomie).

**Rétraction** : réduction passive de la longueur d'un muscle.

**Rhizotomie** : section chirurgicale d'une racine nerveuse postérieure avant son entrée dans la moelle.

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

**Schéma corporel** : représentation interne du corps, une figure spatiale et fonctionnelle que chacun utilise pour se mouvoir dans son environnement.

**Spasticité** : symptôme de syndrome pyramidal caractérisé par l'augmentation du réflexe tonique d'étirement associé à une exagération des réflexes tendineux (Lance, 1980).

**Ténotomie** : section chirurgicale d'un tendon.

**Théories dynamiques** : la théorie des systèmes dynamiques désigne couramment la branche des mathématiques qui s'efforce d'étudier les propriétés d'un système dynamique. Cette recherche active se développe à la frontière de la topologie, de l'analyse, de la géométrie, de la théorie de la mesure et des probabilités. La nature de cette étude est conditionnée par le système dynamique étudié et elle dépend des outils utilisés (analytiques, géométriques ou probabilistes).