

ECOLE DOCTORALE 456  
« Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain »

## THESE

Pour l'obtention du grade de

### DOCTEUR DE L'UNIVERSITE PARIS-SUD 11

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Présentée par :

**Arnaud GOUELLE**

**DEVELOPPEMENT D'UN SCORE DE STABILITE CHEZ LES PERSONNES  
PRESENTANT DES PATHOLOGIES D'ORIGINE NEUROLOGIQUE  
ENTRAINANT DES TROUBLES DE LA MARCHE ET/OU DE L'EQUILIBRE**

**Directeur de thèse :** *Georges-François PENNECOT, PU-PH*  
**Co-directeur de thèse :** *Alain YELNIK, PU-PH*  
**Co-directeur de thèse :** *Fabrice MEGROT, PhD*

Soutenue le 13 décembre 2011  
Devant le jury composé de :

**Fabrice MEGROT**

PhD, responsable de l'UCAMM, CMPRE Bois-Larris, Lamorlaye

**Jacques PELISSIER**

Professeur des Universités, PH, Hôpital Carémeau, Nîmes

**Georges-François PENNECOT**

Professeur des Universités, PH, Hôpital Robert Debré, Paris

**Olivier REMY-NERIS**

Professeur des Universités, PH, Hôpital Morvan, Brest

**Philippe THOUMIE**

Professeur des Universités, PH, Hôpital Rothschild, Paris

**Alain YELNIK**

Professeur des Universités, PH, Hôpital Fernand Widal, Paris

Co-directeur

Rapporteur

Directeur

Rapporteur

Examineur

Co-directeur



*A mon grand-père, Henri Schiltz (1935-2008)*

## REMERCIEMENTS

Je remercie les rapporteurs de cette thèse, les professeurs **Jacques Pélissier** et **Olivier Rémy-Néris**, qui m'ont fait un grand honneur d'accepter cette charge de travail supplémentaire. Vos recommandations auront été très formatrices et m'auront permis d'améliorer la qualité de ce document. Il m'est particulièrement agréable de compter parmi les membres du jury le président de la SOFAMEA, dont le congrès de 2008 fût l'occasion de ma première communication orale. Un grand merci également au professeur **Philippe Thoumie** d'avoir trouvé le temps pour examiner ce manuscrit et pour participer au jury de soutenance.

Je remercie très vivement les professeurs **Georges-François Penneçot** et **Alain Yelnik** qui ont accepté la direction de cette thèse, bien qu'elle fût non financée. Merci à vous de m'avoir accordé votre confiance et d'avoir partagé avec moi votre expérience dans les domaines de la clinique et de la recherche.

Mes remerciements s'adressent particulièrement à **Fabrice Mégrot** qui m'a encadré et soutenu pendant ces quatre années de thèse. Si l'on construit sa vie à partir de ce que l'on apprend et reçoit d'autrui, alors il est une pièce maîtresse dans la construction de la mienne. Je prolonge ces remerciements à l'intention de **Carole** et en profite pour envoyer de grosses bises à **Justine** et **Pauline**.

Je remercie le **Centre de Médecine Physique et de Réadaptation Bois-Larris** de m'avoir accueilli dès mon Master Recherche et de m'avoir permis de profiter de ses remarquables installations. Au-delà de l'entité, je souhaite remercier particulièrement son directeur, **David Mulard**, son médecin chef, le docteur **Donatien Gouraud**, ainsi que le docteur **Aurélie Lucet**. Merci également à **Cédric Carnis**, kinésithérapeute, d'avoir contribué par son travail à la partie consacrée à l'enfant paralysé cérébral.

Concernant les personnes rattachées à l'hôpital Robert Debré, je remercie très chaleureusement le docteur **Ana Presedo** et j'invite les lecteurs intéressés par l'analyse de la marche à participer aux staffs AQM qu'elle organise, toujours très captivants et formateurs. J'adresse mes remerciements au docteur **Isabelle Husson**, neurologue à l'origine du protocole sur l'ataxie de Friedreich. Merci au professeur **Odile Boespflug-Tanguy**, chef du service de neurologie et des maladies métaboliques, pour son expérience qu'elle sait mettre au service des patients et de ses collaborateurs. Un immense merci à **David Marteil**, kinésithérapeute, collègue et ami, pour m'avoir accompagné quasi-quotidiennement pour les analyses du mouvement et surtout pour m'avoir supporté. Qui aurait pu croire qu'un obsessionnel et son contraire se seraient si bien accordés. Evidemment, j'associe ces remerciements à nos deux autres « complices », **Christine Hamel** et **Emilie Soulier**, pour leur bonne humeur et leurs visites régulières (même si je suppose que ces visites soient liées aux bonbons et gâteaux qui se cachent parfois dans mon armoire).

Pour l'hôpital Fernand Widal, je remercie l'ensemble des **médecins** et des **kinésithérapeutes**, ainsi que les ingénieurs de recherche qui se sont succédé au cours de ma thèse, **Jean-Philippe Régnaux** et **Pierre Gillen**.

J'ai également une pensée pour mes collègues du **STAPS de Cuffies** qui m'ont accueilli à bras ouverts. J'espère que ces quatre années de cours magistraux auront amélioré mon aisance orale en vue de ma soutenance de thèse.

Je remercie évidemment **tous les enfants et toutes les personnes**, patients ou volontaires, sans qui cette thèse ne serait pas.

Je souhaite témoigner toute ma gratitude et mon amour à **mes grands-parents**.

Merci aussi à **Claudine et Dédé**. J'ai sans aucun doute les meilleurs beaux-parents du monde.

Ces remerciements ne seraient pas complets si je ne témoignais pas ici de mon amour pour la personne ayant dû faire le plus de concessions pendant ma thèse, **Sandrine**. Ces années ont été longues mais nous allons pouvoir, à présent, vivre pleinement. De gros bisous à mon amour de fille **Artémis**.

## TABLE DES MATIERES

|  |          |
|--|----------|
| <b>INTRODUCTION GENERALE</b>   | <b>5</b> |
| <b>CHAPITRE I - Revue de littérature</b>                             | <b>8</b> |
| I.1 <i>Approche structurelle de la marche</i>                        | 9        |
| I.1.1 Décomposition du cycle de marche                               | 9        |
| I.1.2 Concept de marche de référence                                 | 12       |
| I.1.3 Quantification   | 14       |
| I.2 <i>Equilibre, stabilité et variabilité</i>                       | 19       |
| I.2.1 Equilibre  | 19       |
| I.2.2 Stabilité  | 21       |
| I.2.3 Variabilité  | 24       |
| I.3 <i>Contrôle moteur : théories et implications</i>                | 26       |
| I.3.1 L'approche cognitive   | 27       |
| I.3.2 L'approche dynamique   | 32       |
| I.4 <i>Mesure de la stabilité de la marche</i>                       | 40       |
| I.4.1 Paramètres spatiotemporels                                     | 40       |
| I.4.2 Cinématique et cinétique                                       | 51       |
| I.4.3 Electromyographie  | 60       |
| I.5 <i>Modifications naturelles et pathologiques de la stabilité</i> | 64       |
| I.5.1 Ontologie de la marche   | 64       |
| I.5.2 Stabilité et vieillissement                                    | 69       |
| I.5.3 Pathologies  | 72       |

---

|   |            |
|---|------------|
| <b>CHAPITRE II - Problématique clinique</b>                                   | <b>77</b>  |
| II.1 <i>Propositions thérapeutiques</i>                                       | 78         |
| II.2 <i>Outils d'évaluation et de quantification</i>                          | 79         |
| II.2.1 Echelles et classifications  | 79         |
| II.2.2 Examens spécifiques  | 85         |
| II.3 <i>Vers un outil de quantification de l'instabilité</i>                  | 89         |
| <b>CHAPITRE III - Développement du Gait Variability Index</b>                 | <b>91</b>  |
| III.1 <i>Introduction</i>   | 91         |
| III.2 <i>Méthodologie</i>   | 93         |
| III.2.1 Sélection de paramètres   | 93         |
| III.2.2 Proposition alternative aux mesures classiques                        | 97         |
| III.2.3 Détermination du poids des paramètres                                 | 99         |
| III.2.4 Elaboration du score  | 102        |
| III.3 <i>Interprétation et résultats</i>                                      | 103        |
| III.4 <i>Discussion</i>   | 104        |
| <b>CHAPITRE IV - Mise en place de la stabilité chez l'enfant asymptotique</b> | <b>107</b> |
| IV.1 <i>Préambule : validité du FAPS chez l'enfant</i>                        | 108        |
| IV.1.1 Introduction   | 108        |
| IV.1.2 Méthode  | 110        |
| IV.1.3 Résultats  | 111        |
| IV.1.4 Discussion   | 113        |
| IV.2 <i>Evolution du GVI au cours de l'enfance</i>                            | 116        |
| IV.2.1 Introduction   | 116        |
| IV.2.2 Méthode  | 119        |
| IV.2.3 Résultats  | 122        |



---

|  |            |
|--|------------|
| IV.2.4 Discussion  | 134        |
| <b>CHAPITRE V - Application à l'enfant souffrant de paralysie cérébrale</b>          | <b>139</b> |
| V.1 Introduction   | 139        |
| V.2 Méthode  | 142        |
| V.2.1 Modalités de sélection   | 142        |
| V.2.2 Création des groupes   | 144        |
| V.2.3 Variables étudiées   | 144        |
| V.2.4 Analyse statistique  | 146        |
| V.3 Résultats  | 147        |
| V.3.1 Expérimentation A  | 147        |
| V.3.2 Expérimentation B  | 148        |
| V.4 Discussion   | 149        |
| V.4.1 Corrélation du GVI avec l'EMFG   | 149        |
| V.4.2 Corrélation du GVI avec le GGI et le GDI                                       | 149        |
| V.4.3 Corrélation du GVI avec le FAPS  | 150        |
| V.5 Conclusion   | 152        |
| <b>CHAPITRE VI - Apport du GVI dans l'évaluation de l'ataxie de Friedreich</b>       | <b>155</b> |
| VI.1 Préambule   | 155        |
| VI.2 Introduction  | 157        |
| VI.3 Méthode   | 158        |
| VI.4 Résultats   | 160        |
| VI.5 Discussion  | 163        |
| <b>CHAPITRE VII - Etude préliminaire chez la personne âgée saine ou pathologique</b> | <b>167</b> |
| VII.1 Introduction   | 168        |
| VII.2 Méthode  | 170        |

|  |  |            |
|--|--|------------|
| VII.2.1  | Participants   | 170        |
| VII.2.2  | Protocole expérimental                               | 170        |
| VII.2.3  | Analyse des données                                  | 171        |
| VII.2.4  | Statistiques   | 173        |
| VII.3  | <i>Résultats</i>                                     | 173        |
| VII.3.1  | En fonction de l'âge et de la pathologie             | 173        |
| VII.3.2  | En fonction de l'allure de marche                    | 176        |
| VII.3.3  | Comparaison jambe plégique versus jambe non plégique | 177        |
| VII.3.4  | Analyse complémentaire                               | 179        |
| VII.4  | <i>Discussion</i>                                    | 180        |
| <b>CHAPITRE VIII - Discussion générale et conclusion</b> |  | <b>184</b> |
| VIII.1   | <i>De la stabilité des personnes asymptomatiques</i> | 184        |
| VIII.2   | <i>De la nature de la variabilité</i>                | 186        |
| VIII.3   | <i>Conclusion et perspectives</i>                    | 189        |
| <b>BIBLIOGRAPHIE PERSONNELLE</b>                         |  | <b>191</b> |
| <b>BIBLIOGRAPHIE</b>                                     |  | <b>193</b> |
| <b>ANNEXES</b>   |  | <b>221</b> |

## INTRODUCTION GENERALE

La marche bipède, caractéristique de l'homme, constitue un défi particulier pour l'équilibre. La stabilité en est un élément essentiel. D'un point de vue mécanique, la stabilité est la faculté de maintenir une locomotion fonctionnelle en dépit des perturbations cinématiques et des erreurs de contrôle (England & Granata, 2007). En d'autres termes, elle est indispensable pour prévenir les pertes d'équilibre et éviter la chute.

La prévalence des chutes est augmentée dans plusieurs populations de sujets, notamment chez les personnes âgées et les patients avec des troubles d'origine neurologique. Un tiers des personnes âgées tombent chaque année (Tinetti, 2003) et ces chutes induisent souvent une hospitalisation (Alexander, Rivara, & Wolf, 1992). Une étude sur les patients admis en neurologie a révélé que 34% des patients avaient chuté au moins une fois dans l'année et qu'un trouble de la marche expliquait 55% des chutes (Stolze et al., 2004). De manière générale, si les causes des chutes sont multifactorielles, il est un fait qu'une forte proportion de celles-ci arrive alors que la personne est en train de marcher (Winter, Patla, Frank, & Walt, 1990 ; Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003c ; Scott, Votova, Scanlan, & Close, 2007). Outre l'impact humain et psychologique, la chute représente donc un véritable enjeu économique dans une société à la part grandissante de personnes âgées. Plusieurs auteurs ont mis en évidence un lien entre certaines caractéristiques de la marche et un risque de chute accru (Maki, 1997 ; Hausdorff et al., 2001a) mais il n'existe à ce jour aucun outil utilisable en routine clinique pour évaluer l'instabilité. Or, disposer d'un tel outil permettrait non

seulement d'identifier un sujet à risque de chute mais serait aussi très utile dans le suivi thérapeutique et la rééducation des patients.

La pathologie n'est malheureusement pas l'apanage des adultes et des personnes âgées. De nombreux enfants présentent des troubles qui affectent leur équilibre dynamique. Cependant, le contrôle moteur et la stabilité ne sont pas des caractères innés. Parvenir à un contrôle mature optimal nécessite une maturation des structures physiologiques et de longues années d'expérience. La période des premiers pas est empreinte d'une forte instabilité (Thelen, 1986 ; Okamoto & Okamoto, 2007), cela même en dehors de toute pathologie. Chez les enfants, le problème des chutes est fortement lié aux étapes développementales (Flavin, Dostaler, Simpson, Brison, & Pickett, 2006). Ainsi, lorsque le clinicien est confronté à une population pédiatrique, il lui est nécessaire de pouvoir différencier l'instabilité développementale de l'instabilité pathologique.

L'objectif de ce travail de thèse est le développement d'un score évaluant la stabilité au cours de la marche. La revue de littérature (**chapitre I**) sera l'occasion de dresser un état des connaissances dans les différents champs abordés. Après un bref rappel sur la **structure de la marche**, nous aborderons les notions qui seront le cœur du mémoire : **équilibre, stabilité et variabilité**. La suite sera consacrée aux **théories du contrôle moteur** et mettra en lumière la dépendance conceptuelle de ces notions, ce qui aura des conséquences sur la manière d'appréhender et de **mesurer la stabilité** de la marche. Pour terminer, nous traiterons des **modifications naturelles et pathologiques** de la stabilité. Le **chapitre II** exposera les **problématiques et les besoins cliniques** justifiant le développement d'un outil de quantification de la stabilité. Dans le **chapitre III**, nous proposerons un **nouvel index** et préciserons la méthodologie et les calculs utilisés dans sa conception. Les chapitres suivants concerneront l'application de ce nouvel index à des sujets asymptomatiques et pathologiques.

Nous essaierons alors d'identifier des spécificités dans le contrôle de l'équilibre dynamique selon la nature des troubles présentés. La progression de notre propos respectera la chronologie de la vie. Ainsi le **chapitre IV** s'intéressera à la **mise en place de la stabilité chez l'enfant**, des premiers pas à l'adolescence, puis dans le **chapitre V**, nous évaluerons l'applicabilité de l'index à **l'enfant paralysé cérébral**. Chez de jeunes adultes atteints d'**ataxie de Friedreich (chapitre VI)**, une pathologie neurodégénérative rare, l'index sera confronté aux tests cliniques utilisés de façon standard. Nous évoquerons finalement (**chapitre VII**) l'influence de la **sénescence** sur la stabilité et présenterons les premiers résultats d'une étude chez la **personne âgée cérébrolésée**. Le **chapitre VIII** permettra de faire la **synthèse** des résultats et fera l'objet d'une **discussion générale**.

## CHAPITRE I - Revue de littérature

*« Human walking is a unique activity during which the body, step by step, teeters on the brink of catastrophe... only the rhythmic forward movement of first one leg and then the other keeps man from falling on his face. »*

Napier (1967)

La marche humaine est constituée de quatre éléments principaux : l'initiation et la finalisation des mouvements ; la génération continue de mouvement pour progresser vers une destination ; la préservation de la stabilité pendant la progression ; l'adaptabilité aux exigences de l'environnement (Woollacott & Tang, 1997). Le maintien de la stabilité est un défi important pour le système de contrôle postural : (1) deux tiers de la masse du corps se situent dans sa partie supérieure (tête-bras-tronc) ; (2) la majeure partie du temps, le corps n'est supporté que par un seul membre et la projection du centre de masse sort de la base de support. De ce point de vue, la marche présente fondamentalement un fort potentiel de chute. Il est ainsi nécessaire de connaître les caractéristiques détaillées et les modalités de contrôle pour être en mesure d'en apprécier les dysfonctionnements.

## 1 - Approche structurelle de la marche

« *Normal human walking [...] can be defined as 'a method of locomotion involving the use of the two legs, alternately, to provide both support and propulsion, [and with] at least one foot being in contact with the ground at all times'.* »

Inman, Ralston, & Todd (1981)

### 1.1 - Décomposition du cycle de marche

Le but de la marche est de faire progresser le corps entier vers l'avant, tout en maintenant l'équilibre en condition dynamique, par la répétition dans le temps et l'espace de mouvements coordonnés des segments corporels. Sa structure n'est pas figée : elle peut différer d'un individu à l'autre et même varier chez une personne selon les conditions. Néanmoins, en absence de pathologie, la marche lancée est périodique et symétrique, ce qui permet de la décrire au travers de l'unité fondamentale qui se répète, le cycle de marche. Pour chaque membre, un cycle de marche est défini comme la durée qui va de la survenue d'un évènement particulier – par convention le contact initial du pied droit avec le sol – jusqu'à l'apparition suivante du même évènement sur le même membre. Bien que le cycle de marche ait sa propre durée et que cette durée puisse être un paramètre important en soi, le cycle de marche est habituellement normalisé de sorte que le contact initial du pied représente 0% (début du cycle) et le contact suivant du même pied représente 100 % (fin du cycle). Ce procédé de normalisation rend plus facile la comparaison entre individus et, chez un même individu, entre les cycles des deux membres. La description détaillée des évènements et des phases qui ont lieu au sein d'un cycle de marche dépend de la façon d'aborder la marche. L'approche la plus simple subdivise le cycle en fonction des périodes de contact des pieds avec le sol, distinguant deux phases, la phase d'appui et la phase oscillante, qui alternent pour chaque membre pendant la marche (Figure I.1). Ceci implique d'ajouter un évènement

supplémentaire au cycle de marche, le moment où la pointe du pied quitte le sol. Un cycle de marche est ainsi composé d'une phase d'appui (environ 60% du cycle) suivie d'une phase oscillante (environ 40% du cycle) pour chacun des membres inférieurs droit et gauche.

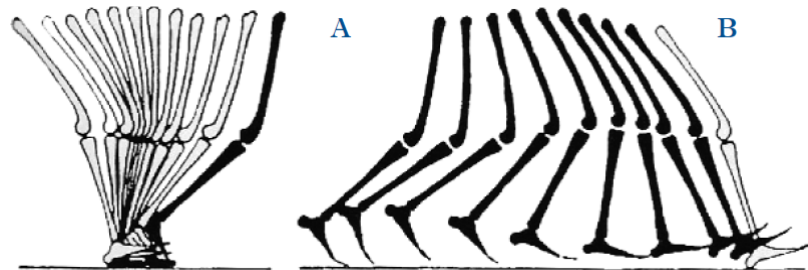


Figure I.1. *Positions du membre inférieur pendant la phase d'appui (A) et la phase oscillante (B) (in Drillis, 1958).*

L'observation conjointe des caractéristiques spatiales et temporelles des deux membres inférieurs permet d'introduire des phases complémentaires. Lorsque les deux membres sont en phase d'appui, on parle d'appui bipodal ou de double appui (2 fois 10%) ; lorsqu'un seul est en phase d'appui, on parle d'appui unipodal ou de simple appui (40%), le second étant alors en phase oscillante (Figure I.2).

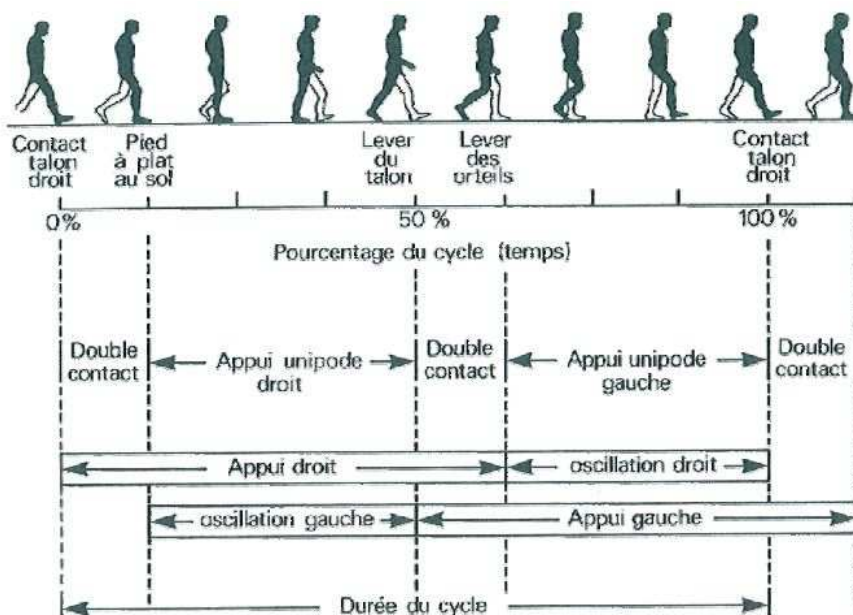


Figure I.2. *Les différentes phases du cycle de marche (in Viel, 2000).*



L'approche la plus précise repose sur l'interprétation fonctionnelle des événements et identifie huit phases (Figure I.3) qui rendent compte de trois tâches liées à la marche. On distingue alors (Perry & Burnfield, 2010) :

- **La tâche de mise en charge (0 à 12%).**

Il s'agit d'un défi important car, pendant cette période de double appui initial, tout le poids du corps va passer sur un seul membre. Elle comporte deux phases, le contact initial (0 à 2%) et la réponse à l'appui (2 à 12%). Au cours de cette période, il est nécessaire d'absorber le choc, de stabiliser le membre qui prend l'appui et de préserver la progression.

- **La tâche de simple appui (12 à 50%).**

Durant cette période, le membre inférieur en appui doit supporter le poids du corps et assurer la stabilité pendant que le membre controlatéral progresse. Elle est subdivisée en deux phases : la phase de milieu d'appui (12 à 31%) qui commence quand le pied controlatéral quitte le sol et se poursuit jusqu'au début du décollement du talon (elle permet au corps d'avancer au-dessus du pied en appui) ; la phase de fin d'appui (31 à 50%) qui débute dès que le talon commence à décoller du sol et se termine au contact initial du pied controlatéral.

- **La tâche de progression de la jambe libre (50 à 100%).**

Durant cette période, le membre inférieur avance sans contact avec le sol pour compléter le cycle. Elle est décomposée en quatre phases : la phase pré-oscillante (50 à 62%) qui correspond au second double appui ; le début de phase oscillante (62 à 75%) ; le milieu de phase oscillante (75 à 87%) qui se termine lorsque le tibia est

vertical ; la fin de phase oscillante (87 à 100%) qui se termine à la reprise de contact avec le sol.

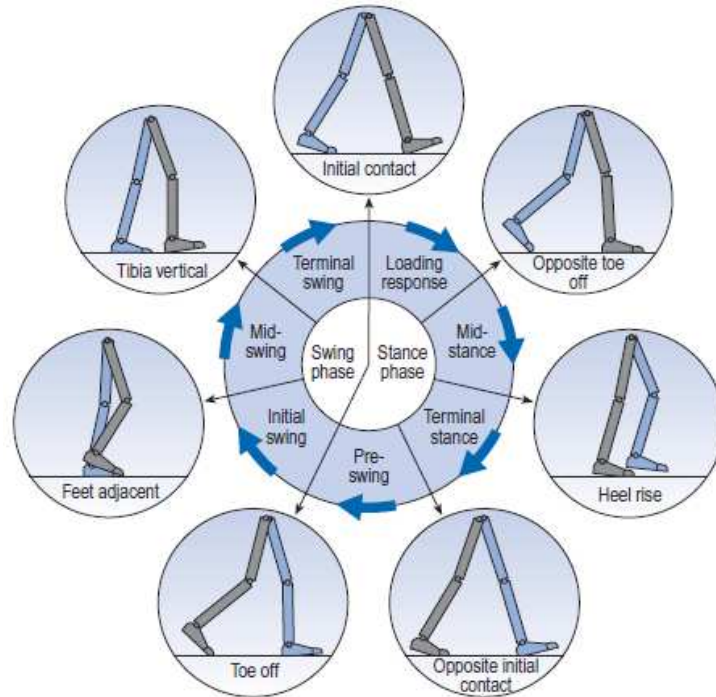


Figure I.3. Représentation du cycle de marche en huit phases (in Whittle, 2007).

La décomposition du cycle de marche en plusieurs phases permet d'étudier avec précision les différentes propriétés du mouvement et d'en caractériser les changements dans le temps ou lors de phénomènes pathologiques. Pour ce faire, il est indispensable de connaître les caractéristiques d'un mouvement normal.

## 1.2 - Concept de marche de référence

La marche de référence est constituée par la marche de l'adulte sain à vitesse préférentielle et en régime stable (Figure I.4), c'est-à-dire en ne prenant en considération ni la phase d'accélération (*Development phase*) ni la phase de décélération (*Decay phase*).

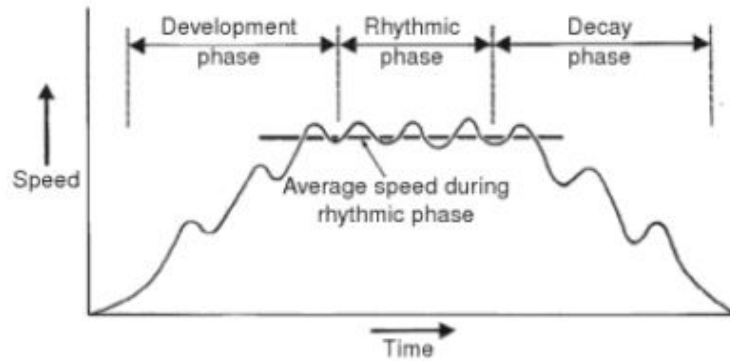


Figure I.4. *Notion de marche en régime stable (in Inman et al., 1981).*

Symétrique et reproductible, cette marche est la plus optimale aussi bien au niveau biomécanique qu'énergétique. Cependant, le mouvement dit « normal » ne constitue qu'un standard théorique, un repère abstrait, tout autant influencé par des contraintes naturelles, par des normes culturelles (Ebersbach, Sojer, Müller, Heijmenberg, & Poewe, 2000 ; Al-Obaidi, Wall, Al-Yaqoub, & Al-Ghanim, 2003) ou par les conditions d'enregistrement. Des vitesses de marche plus rapides sont par exemple obtenues sur des pistes de marches plus longues (Murray, Kory, Clarkson, & Sepic, 1966) et les études en extérieur donnent invariablement des vitesses et des longueurs de cycle plus grandes qu'en intérieur (Finley & Cody 1970 ; Waters, Lumsford, Perry, & Byrd, 1988). De même, lors de la marche sur un tapis roulant, la longueur de cycle est réduite et la cadence augmentée pour une même vitesse comparativement à une marche au sol (White, Yack, Tucker, & Lin, 1998 ; Alton, Braldehy, Caplan, & Morrissey, 1998). Ainsi, une gamme de valeurs représentatives d'une population d'adultes sains est généralement préférée à de simples valeurs moyennes.

De manière plus pragmatique, Gage (1991) a défini cinq critères qui caractérisent une marche normale : la stabilité lors de la phase d'appui, un passage du pas qui se fait avec aisance, un positionnement correct du pied à la fin de la phase oscillante, une longueur de pas adéquate et la conservation de l'énergie (efficacité). Quand une marche ne répond pas à ces critères, alors on peut la qualifier de pathologique.

### 1.3 - Quantification

Les outils modernes d'enregistrement et d'analyse du mouvement permettent d'étudier différents types de paramètres dont les valeurs normatives sont largement documentées dans la littérature. Le choix de l'un ou l'autre dépend essentiellement de la composante de la marche que l'on souhaite investiguer, même si ce n'est souvent qu'ensemble qu'ils prennent tout leur sens.

Les paramètres spatiotemporels représentent les caractéristiques du déplacement des pieds selon l'axe longitudinal de progression au cours de la marche :

- La durée du cycle et la durée du pas (du contact initial d'un pied au contact initial du pied controlatéral).
- La durée absolue (s) et relative (% du cycle) de chaque phase particulière (phase d'appui, phase oscillante, phases de simple appui et de double appui).
- La longueur de cycle, aussi appelée longueur d'enjambée, et la longueur de pas.
- La largeur de pas, ou base de support, correspondant à l'écartement des talons pendant la marche. Elle est habituellement comprise entre 8 et 12 cm chez l'adulte et augmente chez la personne âgée.
- L'angle de progression du pas. Au moment du contact du talon avec le sol, la majorité des marcheurs présentent le pied en rotation externe. Il s'agit d'une caractéristique très individuelle, avec des variations observées entre 0° et 20° (Viel, 2000).
- La cadence, nombre de cycles ou de pas réalisés pendant un temps donné (généralement en pas/min). Elle peut différer selon les habitudes et l'intention : un sujet qui marche en flânant fait 60 à 66 pas/min alors qu'une personne qui se rend au travail en fait le double. Une allure de 90 à 110 pas/min peut être considérée comme une gamme de référence. Il est également à noter une différence entre hommes et

femmes, la cadence féminine étant légèrement supérieure à celle des hommes (117 pas/min versus 111 pas/min).

- La vitesse de marche (m/s). Elle est le produit de la longueur de pas et de la cadence. Théoriquement, la marche spontanée d'un sujet correspond à la vitesse qui a le meilleur rendement énergétique. On constate en fait qu'il existe chez le sujet sain, non pas une vitesse de confort mais une zone de vitesse de confort, déterminée à plus ou moins 1 km/h, dans laquelle il n'y a pas de différence significative du coût énergétique (Didier, Guilloux, Rouhier-Marcer, Casillas, & Gras, 1995). On peut convenir d'une gamme de vitesse comprise entre 1,30 m/s et 1,60 m/s chez l'adulte.

Il est important de noter que certains de ces paramètres sont dépendants de la longueur des membres inférieurs (longueur de pas, cadence, vitesse) ou de la largeur du bassin (base de support) et nécessitent donc une normalisation (Hof, 1996).

L'analyse cinématique s'attache aux trajectoires, vitesses et accélérations de points particuliers (e.g. point anatomique) ou le plus souvent de segments corporels. La marche a d'abord été décrite d'un point de vue général par l'observation des déports latéraux et verticaux du centre de masse global du corps (Figure I.5).

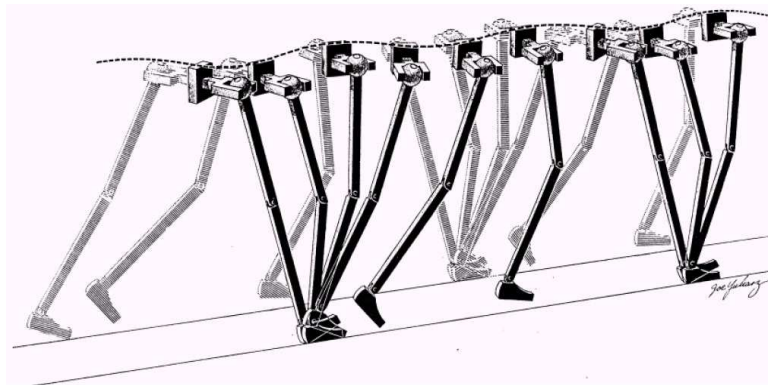


Figure I.5. *Mouvement du centre de gravité lors la marche humaine (in Inman et al., 1981).*

En clinique, l'intérêt se porte surtout sur les mouvements des hanches, des genoux et des chevilles, qui constituent pour Whittle (1986) et Winter (1990), les variables fondamentales de l'analyse de la marche, ainsi que sur la cinématique du bassin. Pour chaque articulation, il est possible de suivre l'évolution temporelle des angles dans les trois plans de l'espace et d'identifier ainsi d'éventuelles anomalies (Figure I.6). Par exemple, chez un patient sain (corridor gris), dans le plan sagittal, la cheville est en position neutre à l'attaque du pas et se dirige vers la flexion plantaire. Puis, elle progresse rapidement vers la flexion dorsale jusqu'à 50% du cycle. Il existe ensuite un rapide mouvement vers la flexion plantaire correspondant à la phase pré-oscillante. Durant la phase oscillante, la cheville revient progressivement vers sa position initiale. Dans le cas d'un sujet présentant une marche en équin, les courbes cinématiques des chevilles droite et gauche (courbes verte et rouge respectivement) indiquent clairement la persistance d'une flexion plantaire tout au long du cycle.

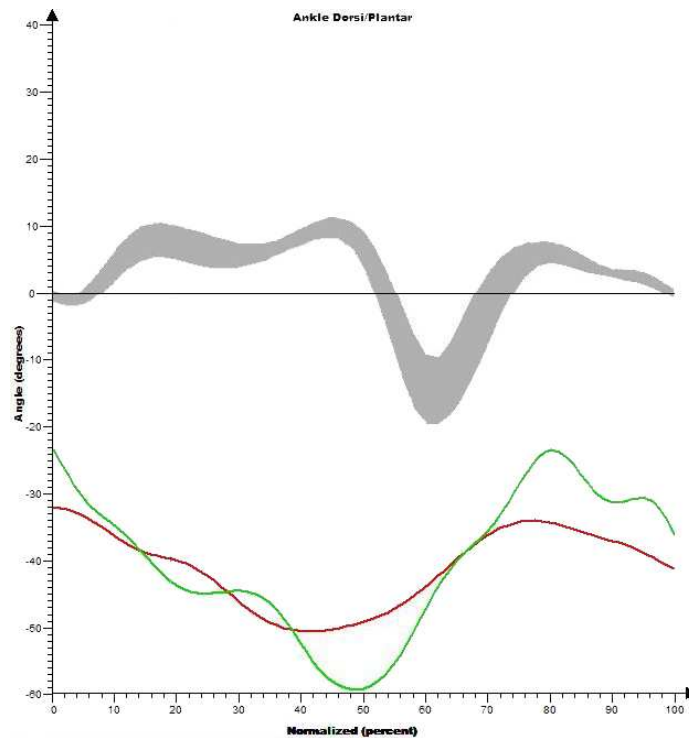


Figure I.6. Courbe cinématique de flexion dorsale / flexion plantaire de la cheville dans le plan sagittal pour une marche en équin. En gris, le corridor de normalité ; en vert, la jambe droite ; en rouge, la jambe gauche (d'après Whittle, 2007, données sur CD-ROM).

La cinétique étudie les forces responsables du mouvement. Les forces de réaction au sol sont les données cinétiques de base. Décomposées en trois composantes (verticale, antéro-postérieure, latérale), elles sont généralement normalisées par rapport à la masse du sujet. Une description détaillée en est faite par Winter (1990). Les pressions plantaires renseignent sur la répartition des forces au niveau de l'appui et éclairent sur les rôles successifs du pied pendant la phase d'appui (Giacomozzi, Macellari, Leardini, & Benedetti, 2000) : amortissement, équilibre et propulsion. Il en va de même pour le centre de pression, barycentre des forces de réaction verticales, dont le trajet rend compte des altérations biomécaniques de la marche. Un autre aspect de la dynamique concerne les moments articulaires et les puissances articulaires qui peuvent être estimés par une approche par dynamique inverse (Davis, 1997) à partir des forces de réaction, des données cinématiques et des propriétés anthropométriques. Les moments indiquent la tendance à la rotation produite par l'ensemble des forces au niveau de l'articulation et les puissances renseignent sur la quantité d'énergie mécanique mobilisée par le patient (en absorption et en génération).

Les données électromyographiques (EMG) reflètent l'activité électrique du muscle considéré. Elles sont d'une grande utilité en complément de la dynamique car elles permettent de savoir si un groupe musculaire est actif ou non et d'identifier quel muscle est actif dans ce groupe (Sutherland, 2001). Une fois encore, la connaissance des patterns de contraction chez les sujets sains est primordiale pour identifier une activité musculaire anormale. De plus, bien que l'intensité du signal EMG ne soit pas proportionnelle à la force du muscle, il donne une idée du niveau de contraction de celui-ci (Kleissen, Buurke, Harlaar, & Zilvold, 1998).

Nous l'avons vu dans ce chapitre, une pléiade de paramètres est à la disposition de l'investigateur qui souhaite analyser la marche d'un sujet. Selon la problématique, il pourra

s'orienter préférentiellement vers l'un ou l'autre. Dans l'optique de ce travail de thèse, il va être nécessaire de déterminer si certains paramètres sont représentatifs de la gestion de l'équilibre dynamique et à même de révéler des problèmes de stabilité, notions qui devront préalablement être définies.



## 2 - Equilibre, stabilité et variabilité

« Un problème [l'équilibre] qui fait intervenir continuellement l'énergie, la physique, la mécanique semble exiger de celui qui l'aborde une culture paramédicale des sciences correspondantes. Il faut donc s'excuser de n'avoir pas su appliquer à l'étude de la machine animale les principes les plus essentiels de ces sciences ; peut-être resteraient-elles trop souvent impuissantes devant l'activité de cette machine très supérieure à beaucoup d'égards aux mécanismes les plus perfectionnés, par ses procédés d'adaptation aux circonstances les plus imprévues, procédés qu'il serait difficile d'exprimer en formules ou en équations ! [Toutefois, elle reste soumise] aux lois immuables de la physique et de la chimie. »

André-Thoma (1940)

### 2.1 - Equilibre, de *aequus* « égal » et *libra* « balance, poids »

L'étymologie latine du mot *équilibre* renvoie inéluctablement l'image d'une balance ordinaire, immobile, dont les deux plateaux contiennent des masses identiques. Il en est de même pour la définition standard de ce concept qui découle des lois de la physique. Un équilibre est atteint lorsque la somme des forces et la somme des moments qui s'exercent sur un système sont nulles. En d'autres termes, le système ne subit aucune accélération. L'application stricto sensu de cette définition exclut donc totalement l'existence d'équilibre dans le maintien postural ou le mouvement. Même en position orthostatique, le corps n'est jamais parfaitement immobile (Vierordt, 1860). Un prérequis à cela serait une distance invariablement nulle entre le centre de pression et la projection au sol du centre de masse. En réalité, le corps est en mouvement constant et oscille autour d'une position d'équilibre. L'orientation des segments les uns par rapport aux autres permet de faire face aux contraintes physiques, assurant le maintien de l'équilibre. Ainsi, si nous définissons l'attitude immobile comme une condition d'équilibre statique, la projection au sol du centre de masse doit être située et maintenue à l'intérieur de la base de support (appelée également polygone de sustentation) délimitée par les appuis au sol. Lorsque le corps ou l'un des segments est mis en

mouvement, l'équilibre est qualifié de dynamique. Dans ces conditions, la position du centre de masse varie davantage, en et hors de la base de support, et la condition de circonscription du centre de masse devient insuffisante. La vitesse horizontale du centre de masse entre alors en compte (Pai & Patton, 1997 ; Iqbal & Pai, 2000). L'équilibre dynamique peut être compromis même si le centre de masse se trouve au sein de la base de support, dans le cas où la vitesse du centre de masse est dirigée vers l'extérieur. Au contraire, l'équilibre peut être atteint malgré un centre de masse situé en dehors de la base de support si la vitesse du centre de masse est dirigée vers l'intérieur. Il est possible également de citer l'équilibre quasi-dynamique (Crémieux, Mesure, & Amblard, 1994), mis en jeu par exemple lorsque le sujet doit maintenir une posture érigée stable sur une plateforme oscillante. Celui-ci diffère de l'équilibre dynamique car on n'observe pas de déplacement des pieds par rapport à la surface d'appui ; mais la surface d'appui étant mobile, il est également impossible de parler d'équilibre statique.

L'un des problèmes fondamentaux de la marche consiste à créer des forces propulsives dans un environnement gravitaire (Winter, 1991). Brenière, Do, & Bouisset (1987) ont montré que ces forces sont générées en partie par la création et la modulation d'une distance entre le centre de pression et la projection du centre de masse au sol. Cette situation conduit à une situation de déséquilibre, puisque le centre de pression et la projection du centre de masse ne se trouvent quasiment jamais sur la même verticale (Figure I.7).

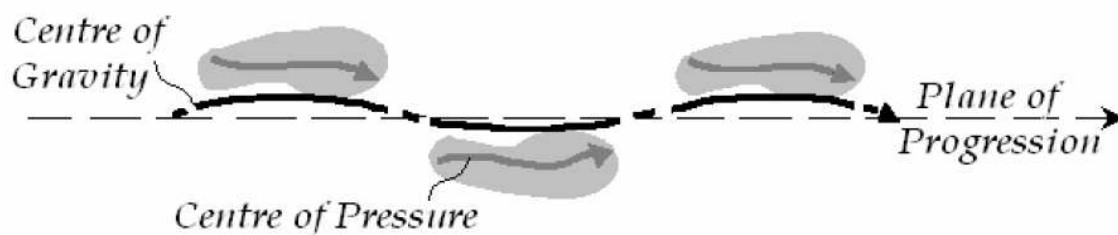


Figure I.7. Trajet de la projection du centre de masse et du centre de pression au cours de la marche. Les parties pointillées de la trajectoire du centre de masse indiquent les périodes durant lesquelles celui-ci est brièvement hors de la base de support (in Kirtley, 2006).

La distance qui sépare ces deux points varie au cours du cycle de marche. Pendant la phase de simple appui, la projection du centre de masse en dehors de la base d'appui engendre un déséquilibre maximal de l'ensemble du corps. Un individu qui marche normalement est donc continuellement en état de déséquilibre antéropostérieur et périodiquement en état de déséquilibre latéral. La seule façon d'empêcher la chute est de positionner le pied libre en avant du centre de masse.

Au travers de l'exemple de la locomotion, il devient évident que la qualité de l'équilibre peut varier selon la difficulté à le conserver ou à le retrouver après une perturbation, il s'agit de la notion de stabilité, utile notamment pour étudier l'influence des mouvements sur l'équilibre.

## 2.2 - Stabilité, de *stō* « immobile, solide, inébranlable » et *bilis* « bon à »

Une fois encore, l'étymologie du mot explique les problèmes de compréhension qui peuvent entourer le concept de stabilité. En effet, la signification latine première est quasiment synonyme d'immobilité et le terme stabilité est ainsi couramment utilisé pour souligner le caractère durable et invariant. D'un point de vue mécanique, la stabilité est la faculté qu'a un corps écarté de son état d'équilibre, que celui soit statique ou dynamique, à revenir à cet état. Un équilibre peut de ce fait être considéré comme plus ou moins stable ou instable. Un corps est stable lorsque celui-ci, initialement en équilibre ou en état stationnaire, retourne à cet état après une perturbation. En posture statique debout, la stabilité est fonction de l'intensité des forces nécessaires (ou du temps ou encore de la vitesse) au corps pour revenir au voisinage de sa position d'équilibre lorsqu'il en est écarté. Nous pouvons déjà en déduire que le caractère immobile n'est pas une prérogative à la stabilité d'un système et que les oscillations plus ou moins importantes du corps qui peuvent être observées ne sont pas nécessairement la marque d'une instabilité. La stabilité dynamique est quant à elle le processus qui permet l'équilibre dynamique à chaque instant, ce qui signifie que l'équilibre

statique sera restauré à la fin de mouvements isolés, ou que les conditions d'équilibre seront atteintes pendant la prochaine phase d'appui pour les mouvements périodiques tels que la marche. Autrement dit, la stabilité dynamique permet à une tâche motrice d'être réalisée de manière efficiente du début à la fin du mouvement. Elle est intimement liée au contrôle postural. Tucker, Ramirez, Krebs, & Riley (1998) la définissent comme la « capacité à contrôler la position du corps entier et les moments pendant la marche ou d'autres activités dans lesquelles le centre de gravité peut être déplacé hors de la base de support ».

Le vocabulaire anglophone permet de mieux prendre en compte l'ambivalence sémantique car il fait la distinction entre « *steadiness* » ou « *stationarity* » (d'assise ferme, difficilement déséquilibré) et « *stability* » (propriété de développer des forces et moments qui rétablissent un équilibre perturbé). Cette terminologie est notamment utilisée dans le champ de la posturologie. Les anciennes études (Topper, Maki, & Holliday, 1993 ; Maki, Holliday, & Topper, 1994) ont principalement portées sur l'aspect « *steadiness* » mais les études récentes (Owings, Pavol, Foley, & Grabiner, 2000) s'orientent vers une exploration de la capacité à réagir aux déséquilibres, l'aspect « *stability* ». La question qui vient alors à l'esprit est de savoir si le premier aspect est lié au second. Owings et al. (2000) se sont intéressés à la problématique et ont évalué conjointement, chez des adultes âgés, la stationnarité (traduction de « *steadiness / stationarity* »), la stabilité (traduction de « *stability* ») (Figure I.8) et les capacités à ne pas chuter après une perturbation. Il a d'abord été demandé aux sujets de maintenir, pendant vingt secondes, une posture de confort sur une plateforme de force. La stationnarité posturale a alors été évaluée par la distance des excursions antéropostérieures (A) et médiolatérales du centre de pression et par la vitesse moyenne de celui-ci. La stabilité posturale a ensuite été testée via la distance maximale à laquelle le sujet pouvait maintenir trois secondes son centre de pression sans faire de pas de rattrapage (B) et via les excursions du centre de pression au cours d'une tâche de balancement rythmique du corps (C).

Finally, the subjects were exposed to three types of perturbations in order to evaluate their ability to recover their equilibrium: from an unstable position (1), after acceleration of the support surface (2), after a stumble (3). If the results indicate that it seems difficult to predict in a systematic way the ability to recover equilibrium from static measurements, it is important to note the weak relationship existing between stationarity and stability. In fact, this suggests that they represent a different problem for postural control and therefore provide non-redundant but complementary data.

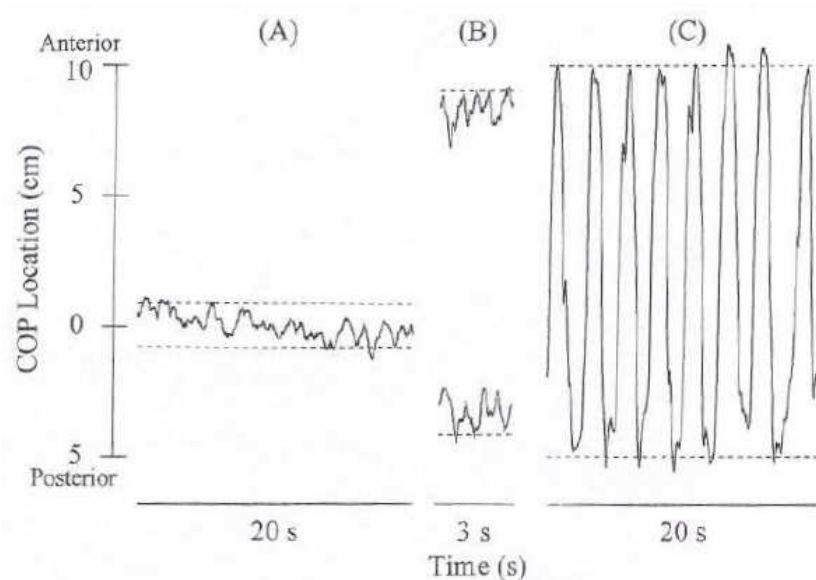


Figure I.8. *Représentation de la position du centre de pression pour (A) la stationnarité, (B) les limites de stabilité, (C) la tâche de balancement (in Owings et al., 2000).*

Can we apply the distinction stationarity / stability to the dynamic equilibrium of walking? If, to our knowledge, the two aspects do not appear explicitly in these terms in the literature, the differentiation is nevertheless well present. Just as in the field of posturology, recent studies focus more and more on stability in the sense of recovery after perturbation, whereas studies of the pre-twentieth century were more interested in stability in the sense of stationarity. This is particularly prominent in the study of spatiotemporal parameters (Chapter I.4).

### 2.3 - Variabilité

Même dans des conditions standardisées, la reproductibilité parfaite d'un mouvement, d'une trajectoire, d'une intensité musculaire n'est pas possible à cause des variations physiologiques des systèmes neuromusculaire et squelettique (Hatze, 1986). Une certaine variabilité est ainsi présente naturellement dans tout mouvement humain. La marche ne fait pas exception et elle ne se reproduit pas exactement de la même façon d'un cycle à l'autre. Les corrections à apporter pour conserver l'équilibre changent donc aussi. Pourtant, la variabilité peut tour à tour être perçue comme négative ou positive pour la performance motrice. L'approche traditionnelle des systèmes biologiques, basée sur le principe d'homéostasie, soutient qu'un système biologique s'autorégule pour réduire la variabilité et pour maintenir ses sorties constantes après une quelconque perturbation. La variabilité est alors assimilée à du bruit, aléatoire et inutile, qui doit être contrôlé et dont l'augmentation reflète l'incapacité du système biologique à effectuer cette régulation efficacement. Par exemple, une forte variabilité des réponses motrices observée chez des populations malades est interprétée comme le produit négatif de leur pathologie et la conséquence d'une diminution de la stabilité du système (Newell & Corcos, 1993). Influencés par la perspective des systèmes dynamiques, des travaux récents ont proposé une lecture différente. La variabilité est fonctionnelle, nécessaire au système. Elle lui permet de mieux s'adapter à toute perturbation, le rendant plus flexible et finalement plus stable. Le rythme cardiaque sain était originalement pensé tel un métronome, plutôt régulier et périodique. Il a cependant émergé d'études plus tardives que le rythme cardiaque normal fluctue, à différentes échelles temporelles, de manière complexe d'un battement à l'autre, même en condition de repos (Glass, 1987 ; Goldberger, 1991). Plus encore, des auteurs ont démontré l'utilité diagnostique et pronostique de la réduction de la variabilité du rythme cardiaque dans de nombreuses pathologies cardiaques telles que l'infarctus myocardique aigu (Malik, Farrell, Cripps, &

Camm, 1989) ou l'insuffisance cardiaque congestive (Saul et al., 1988 ; Casolo, Balli, Taddei, Amuhasi, & Gori, 1989). La variabilité du rythme cardiaque est un bon présage vital. En ce qui concerne le mouvement, une variabilité fonctionnelle permet au système d'explorer de nouvelles solutions et de rendre disponible et stable une coordination non spontanément adoptée. Par exemple, lorsque nous marchons, la rotation du tronc par rapport au bassin évolue en fonction de la vitesse de déplacement : une transition d'une relation angulaire en phase (environ 20°) vers une relation en antiphase (environ 130°) est observée (Van Emmerik & Wagenaar, 1996). Ce patron de coordination en antiphase (rotation inverse du tronc par rapport au bassin) est essentiel pour maintenir la stabilité de la marche à hautes vitesses de déplacement. En revanche, pour des patients parkinsoniens, ce rôle fonctionnel du tronc est affecté par une forte rigidité axiale, associée à une plus faible variabilité des patrons de coordination (Wagenaar & Van Emmerik, 1996). La variabilité peut ainsi être propice et/ou nécessaire, en certaines occasions, à l'acquisition et à l'émergence de solutions stables et efficaces (Newell & Slifkin, 1998).

Equilibre, stabilité et variabilité sont intrinsèquement liés. Quelque soit le sens qui leur est attribué, ils sous-entendent une adaptation constante du système étudié, dans notre cas le corps humain. Alors, par quel processus complexe le sujet s'adapte-t-il à son environnement ou aux contraintes de la tâche à réaliser ? Les théories du contrôle moteur se proposent d'y répondre.

### **3 - Contrôle moteur : théories et implications**

*« When I voluntarily start to walk, my intention is not of alternately moving my legs in a certain manner; my will is directed toward reaching a certain place. I am unable to describe what movements my arms or legs are going to make; but I am able to state what result I design to accomplish. »*

Woodworth (1906)

Le terme « contrôle moteur » désigne l'ensemble des opérations effectuées par les structures nerveuses impliquées dans la préparation et l'exécution de mouvements coordonnés. Il peut s'agir de mouvements réflexes, d'activités automatiques, ou encore d'actes moteurs volontaires. Dans des conditions naturelles, ces trois types de mouvements sont souvent intriqués, comme par exemple dans le maintien de l'équilibre. L'exécution d'un mouvement volontaire est souvent associée à un ajustement postural d'ordre réflexe. La tâche de base du système de contrôle moteur est de gérer les relations entre les données sensorielles et motrices. Il doit transformer les données sensorielles (qui se modifient au cours de l'action) en données motrices adaptées favorisant une action appropriée, la coordination et le réglage des différents mouvements sélectionnés.

Historiquement, différentes théories se sont succédé pour tenter d'expliquer le contrôle du mouvement, les unes reprenant les bases de la précédente pour la compléter et dépasser les critiques formulées à son encontre, les autres proposant un point de vue totalement nouveau. Deux grands courants majeurs apportent un éclairage alternatif : l'approche cognitive qui postule la planification du mouvement et la nécessité d'un traitement computationnel ; l'approche dynamique qui considère davantage les comportements moteurs comme des phénomènes auto-organisés.



### 3.1 - L'approche cognitiviste

Pour les théories cognitivistes, le mouvement est sous la dépendance d'une instance hiérarchiquement supérieure, en l'occurrence le système nerveux central (SNC), qui identifie et se représente les différentes informations contenues dans l'environnement, avant de prescrire et d'envoyer un plan d'action au système moteur afin de produire un mouvement (d'où le nom de « théories prescriptives » retrouvé très souvent dans la littérature pour désigner les théories centralistes du contrôle moteur). La marche est abordée par une approche descendante, de la commande dans le SNC à la génération de forces de réaction au sol, des signaux issus du cerveau aux muscles qui actionnent le squelette. Cette planification de commandes efférentes précédant le début du mouvement serait permise par l'existence de programmes moteurs (*théorie des schémas*, Schmidt (1975)), ensembles de commandes motrices pré-structurées et exécutées sans que l'individu ne fasse référence aux sources d'afférences disponibles (Keele, 1968). La locomotion serait ainsi déclenchée par une commande provenant du tronc cérébral et agissant sur un réseau d'interneurones, situé dans la moelle épinière au niveau lombaire, qui fonctionnerait ensuite comme un générateur de rythme capable de produire et d'organiser de manière autonome un cycle de marche, en le répétant à intervalle régulier. La notion de générateur central de patrons moteurs (*Central Pattern Generator*, Brown (1911)) a été proposée pour définir cette structure en réseau regroupant plusieurs neurones agonistes et antagonistes. Mis en évidence chez plusieurs espèces animales, dont le chat (Hiebert, Gorassini, Jiang, Prochazka, & Pearson, 1994), seuls des arguments indirects laissent supposer son existence chez l'homme. Les mouvements de marche réflexe primitive observés chez les nouveau-nés seraient par exemple la manifestation de réseaux locomoteurs spinaux innés qui évolueraient ensuite vers une forme plus mature lors de l'acquisition de la marche volontaire (Pearson & Gordon, 1999). Dans ce mode de contrôle, dit proactif (ou en boucle ouverte ou en « *feed-forward* »), toute l'information utile à

la réalisation globale du mouvement est fournie aux effecteurs via le programme moteur, aucun signal de retour n'est nécessaire. Dans le cas idéal, ce type de contrôle peut donner une performance parfaite avec une erreur nulle entre la référence et la variable contrôlée. Cependant, cela requiert à la fois une importante précision et l'absence de perturbations inattendues. Or, aucun système biologique ne peut être à la fois d'une précision parfaite et libre de perturbations externes, une correction d'erreur doit intervenir. Un contrôle rétroactif (ou en boucle fermée ou en « *feedback* ») est assuré au travers de boucles de régulation, d'origine proprioceptive, vestibulaire et visuelle, pour adapter les différents paramètres de marche aux contraintes du milieu extérieur. L'avantage majeur d'un tel contrôle est la robustesse de la stratégie qui dirige de manière constante le système de façon à supprimer l'erreur signalée par les réafférences. Cependant, le recours aux feedbacks sensoriels implique un délai de correction qui peut s'avérer trop long pour permettre un contrôle moteur rapide et efficace. Le contrôle de la marche correspondrait en fait au couplage des deux modes de contrôle proactif et rétroactif. Le premier (proactif) interviendrait, avant que le corps ne soit soumis au moindre déséquilibre, en activant des muscles ou la création de moments de torsion articulaire de manière à réduire les menaces à l'équilibre durant la marche. Il agirait aussi au travers d'une détection très précoce des moindres potentialités de perturbation de l'équilibre par l'environnement du sujet, comme par exemple lors de la marche sur la glace qui entraîne une modification importante du schéma moteur (Woollacott & Tang, 1997). Ensuite, si les perturbations de l'équilibre n'ont pu être anticipées par le système proactif, le mécanisme de contrôle rétroactif serait sollicité, réagissant aux déséquilibres par des réponses posturales appropriées. L'organisation d'un contrôle moteur central suppose aussi l'existence d'une représentation interne, égocentrée (prise par rapport au sujet) et allocentrée (par rapport à l'environnement), qui favorise la paramétrisation du mouvement à effectuer. A la fois inné et acquis par apprentissage, ce schéma corporel postural (Gurfinkel, Levik, Popov, Smetanin, &

Shlikov, 1988) serait axé autour de trois éléments : une représentation de la géométrie du corps, dépendante essentiellement des informations issues des afférences proprioceptives musculaires ; la représentation des forces d'appui au sol, au travers des afférences cutanées et proprioceptives de la voûte plantaire ; l'orientation du corps par rapport à la verticale, issue d'informations multi-sensorielles, avec une importance particulière de la vision via le positionnement de la tête. Il est clair que la construction d'une image cohérente du corps passe par une multimodalité sensorielle (Figure I.9), qui constitue pour Berthoz (1997) un véritable sixième sens, le sens du mouvement.

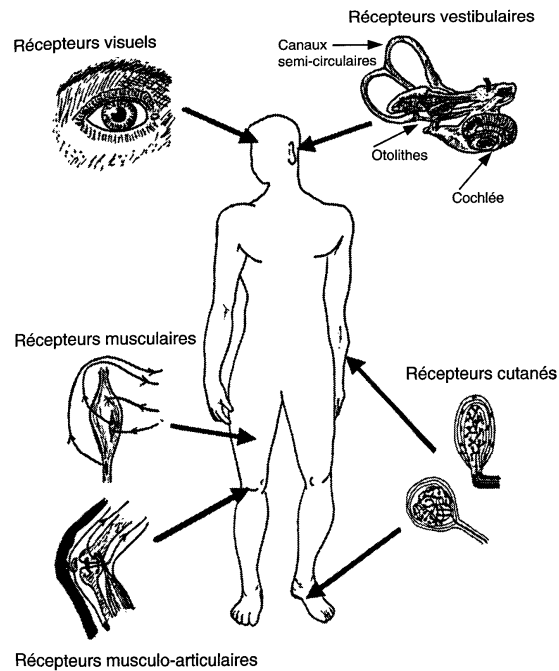


Figure I.9. *Multimodalité sensorielle* (in Berthoz, 2006).

La question qui reste finalement en suspens est celle de la nature de ce qui est réellement contrôlé, permettant la détection des erreurs et, par conséquent, la régulation de la posture et le contrôle de l'équilibre autour d'une valeur stable. A ce sujet, deux hypothèses contradictoires sont émises : soit c'est la géométrie du sujet qui est régulée (Lacquaniti, 1992), de ce fait la position du centre de masse par rapport au sol ne serait déterminée que

secondairement du fait de la configuration des segments corporels (approche neurophysiologique) ; soit c'est la position du centre de masse par rapport au sol qui est directement régulée, le centre de masse étant alors considéré comme une variable macroscopique résumant le système (approche biomécanique). Dans le premier cas, il semble difficile de concevoir que le système nerveux central puisse contrôler chaque unité motrice impliquée dans une action. Le SNC n'est probablement pas capable de contrôler tous les degrés de liberté qui caractérisent l'organisation anatomique et dynamique du corps. Face à cette complexité, plusieurs auteurs ont suggéré que des stratégies de simplification du contrôle moteur pouvaient mettre en jeu une organisation synergique ou le regroupement de plusieurs paramètres contrôlés pour réduire le nombre de degrés de liberté. Dans cette hypothèse, lors de la réalisation d'un mouvement, la commande motrice peut être redéfinie par la mise en place de mécanismes de simplification, visant à réduire la complexité de l'action par la réduction du nombre de facteurs à contrôler (Bernstein, 1967). Dans le second cas, si la variable régulée est le centre de masse, certains auteurs formulent l'hypothèse que le SNC pourrait estimer les positions successives (ainsi que les dérivées vitesse et accélération) du centre de masse en se basant sur la représentation interne du système musculo-squelettique et sur les différentes informations sensorielles (Gurfinkel, 1973), élaborant ainsi une représentation de la dynamique du centre de masse. Cependant les données relatives au centre de masse seul pourraient être insuffisantes au cours de la marche, les limites de stabilité étant dépendantes de la vitesse du centre de masse ainsi que des déplacements relatifs de celui-ci par rapport à la base de support. Le SCN a donc également besoin de connaître et de contrôler l'état (position et vitesse) de la base de support.

Pour résumer, l'approche cognitive considère la marche comme un processus automatique et inconscient, sur lequel les centres supérieurs peuvent intervenir à tout moment lorsqu'il y a

un problème de choix ou de stratégie locomotrice. Si des perturbations inattendues surviennent, elles sont détectées par les afférences sensorielles et signalées au système nerveux central qui met en place les corrections appropriées. Quelles sont les conséquences de cette vision du contrôle moteur sur la perception de la stabilité du comportement locomoteur et de la variabilité associée ? L'approche computationnelle du contrôle moteur a été en partie influencée par la cybernétique (Wiener, 1948), science du contrôle des systèmes, vivants ou non, dont l'objet est l'optimisation du fonctionnement d'un système. Cette optimisation passe notamment par les notions d'invariance, de variable contrôlée et de rétroaction. Dans ce cadre théorique, les mesures observées en sortie d'un système sont la somme du signal plus du bruit. Ainsi, sous réserve que le système perceptivo-moteur ne soit pas affecté (i.e. en absence de pathologie des systèmes nerveux, proprioceptifs ou musculo-squelettiques), l'invariance du mouvement est interprétée comme l'ordre naturel du système biologique. La variabilité (de la cinématique, cinétique, du pattern électromyographique, etc.) est due à l'impossibilité physiologique d'obtenir deux fois exactement le même mouvement. Elle n'a d'autre sens qu'une perturbation aléatoire autour d'une hypothétique « valeur vraie », représentée habituellement par la moyenne arithmétique. Cela implique que les imprécisions de placement du pied, les variations de durée d'appui et les désordres dans l'exécution du geste peuvent être utilisés comme la base d'une analyse des perturbations. Bien évidemment, le passage d'une stratégie de marche à une autre (e.g. changements de rythme, de la nature de la surface d'appui) va entraîner des modifications ponctuelles du pattern mais, une fois la nouvelle stratégie adoptée, la variabilité du comportement moteur devrait à nouveau tendre vers un minimum. Chez les sujets pathologiques, l'intégrité d'une ou de plusieurs composantes du système de contrôle est compromise. La variabilité va correspondre non seulement au bruit mais aussi aux erreurs de contrôle et être le signe d'une stabilité dynamique dégradée. D'autre part, si le sujet veut modifier son comportement moteur (e.g. apprentissage) ou doit le

modifier à cause de contraintes supplémentaires (e.g. pathologie), il devient nécessaire de ré-optimiser les étapes de traitement et de contrôle du mouvement. Le SNC va alors devoir intégrer de nouvelles représentations, voire un nouveau programme moteur. Dans cette perspective, il est peu probable que le nouveau schéma moteur mis en place permette d'assurer efficacement la stabilité du mouvement, du moins avant un certain temps de reprogrammation motrice.

Des critiques ont été formulées à l'encontre des théories cognitivistes. Même sous une forme généralisée, les programmes moteurs impliquent d'une part l'existence d'une représentation explicite de chaque mouvement au niveau du SNC, d'autre part la connaissance exhaustive de toutes les combinaisons articulaires, musculaires, possibles à utiliser dans telle ou telle situation. Ceci représente une quantité d'information extrêmement importante et pose donc la question des capacités de stockage des centres supérieurs. Dans cette perspective, le cerveau est perçu comme un « super ordinateur » : il doit anticiper la trajectoire à venir et produire les contractions musculaires appropriées pour que le pied touche le sol au bon endroit au bon moment. Cela a conduit des chercheurs à proposer de nouvelles théories pour expliquer la mise en place et le contrôle du mouvement, notamment au travers de l'approche dynamique.

### 3.2 - L'approche dynamique

Comment des systèmes complexes comme le corps humain peuvent-ils avoir des comportements stables et organisés face à des contraintes variées et variables qui s'exercent sur eux, sans qu'il n'y ait de mécanisme de régulation ? Telle est la question à laquelle tente de répondre l'approche issue des théories des systèmes dynamiques. Ces théories s'intéressent à l'évolution temporelle des systèmes (d'où le terme dynamique) et cherchent à formuler des

lois mathématiques qui, au travers d'une ou de plusieurs variables essentielles, spécifient le comportement du système. Historiquement, les premières questions relevant des systèmes dynamiques concernaient la mécanique (céleste en particulier), puis les principes ont été appliqués dans de multiples champs (physique, chimie, biologie, économie, etc.), dont celui du contrôle du mouvement.

L'approche dynamique postule que le comportement d'un système complexe émerge d'un réseau de contraintes, liées soit à la tâche, soit à l'organisme, soit à l'environnement (Newell, 1986 ; Kelso, 1995 ; Ruthen, 1993). Autrement dit, nos gestes sont contraints par divers facteurs, internes et externes, qui limitent les degrés de libertés du système, c'est-à-dire nos possibilités d'action. Dans ce cas, un contrôle cognitif centralisé et exhaustif de la motricité est inutile, le comportement observé résultant plutôt de capacités d'auto-organisation. Pour les théories de l'auto-organisation (Babloyantz, 1986 ; Haken, 1983, 1984 ; Prigogine & Stengers, 1979), l'organisation d'un système à l'échelle macroscopique est le résultat des interactions de ses composantes, les unes avec les autres, au plan microscopique. Un exemple simple pour illustrer ces phénomènes d'auto-organisation et d'émergence nous est rappelé par Delignières (2004), celui des insectes sociaux, et notamment de la construction du nid chez les termites (Deneubourg, 1977 ; Kugler & Turvey, 1987 ; Lintern & Kugler, 1994). Une lecture cognitiviste du processus de construction d'une termitière supposerait nécessairement l'existence d'une intelligence extérieure à la cohorte des ouvrières, une « super-termite architecte », capable de concevoir à l'avance les plans de l'ouvrage (le programme) et d'en communiquer la logique à ses congénères. En fait, la termitière émerge spontanément de l'interaction des comportements individuels de chaque termite. La règle de base est que chaque termite tend à déposer de la matière (boue, excréments) aux endroits où d'autres termites l'on fait précédemment. Chaque dépôt s'accompagne de la diffusion de phéromones

qui accroissent la probabilité pour qu'un nouveau dépôt se fasse à peu près au même endroit. A partir de dépôts aléatoires, ces règles débouchent inexorablement sur la construction de piliers, puis d'arches, puis de plafonds, et ainsi de suite. Ce qu'il faut retenir de cet exemple, c'est qu'un produit hautement organisé peut émerger spontanément de l'interaction des éléments constituant le système, c'est-à-dire sans planification préalable. Ce produit et son évolution dans le temps résultent des contraintes pesant sur le système.

Pour faire le parallèle avec la locomotion, le schéma de marche émergerait spontanément en fonction des contraintes s'exerçant sur l'individu, à la fois ses propres contraintes physiologiques (représentées par les degrés de liberté articulaires, musculo-squelettiques, neurologiques, etc.), les contraintes du milieu dans lequel il évolue (pente, foule, vent, etc.) et les contraintes de la tâche (marcher vite car nous sommes en retard). Il est évident qu'un rôle important est donné à l'information contenue dans l'environnement, véritable force capable de déterminer le comportement et, plus particulièrement, de réaliser le couplage entre l'individu et son environnement.

L'idée d'un couplage entre perception et action a été introduite par Gibson (1950, 1966). L'information est directement disponible dans l'environnement et offre une collection de possibilités d'action. Chaque individu explore celui-ci et s'adapte en fonction de ses caractéristiques morpho-énergétiques. Ce ne sont pas les propriétés physiques des objets ou des lieux qui importent, mais les actions que ces propriétés permettent : il s'agit de la notion d'affordance (Gibson, 1966). Warren et Shaw (1984) ont montré que le comportement adopté pour monter un escalier (i.e. bipédie, quadrupédie) est lié au degré de cohérence entre le grimpeur et l'escalier, pouvant être ramené à une seule variable, le rapport  $\Pi$  entre la hauteur des marches et la longueur des jambes. L'auto-organisation confère ainsi une réelle adaptabilité, dans le sens où le système va adopter, sans que cela ne soit prescrit par un quelconque contrôleur central, le comportement qui sera le moins coûteux et/ou le plus



efficace face à l'ensemble des contraintes (Waldrop, 1992). Cela signifie aussi que, bien qu'une grande diversité d'organisations soit possible pour réaliser un même mouvement, le système va tendre spontanément vers un certain type de comportement, que l'on peut qualifier de naturel, spontané ou préférentiel. Ces coordinations préférentielles sont appelées des attracteurs.

De manière générale, un attracteur a été défini avec humour par Stewart (1992) comme « n'importe quoi du moment que tout y converge et s'y dépose ». Le pendule qui s'immobilise progressivement rejoint son état attracteur, de même que le liquide chaud dont la température rejoint doucement celle de son environnement rejoint son état attracteur (Prigogine & Stengers, 1979). Dans le domaine de la motricité, l'état attracteur représente la traduction visible du choix préférentiel par le sujet de coordinations émergentes, spontanées parmi les multiples possibles, mettant en jeu un minimum énergétique. La principale caractéristique de l'attracteur est la stabilité du comportement correspondant, c'est-à-dire que d'un essai à l'autre, ou d'un cycle à l'autre dans le cas d'une tâche cyclique comme la marche, le comportement tend à reproduire ses caractéristiques essentielles. De même, il existe des états « anti-naturels » répulseurs dans lequel le système ne peut se maintenir, à moins qu'il n'y soit contraint par une force externe.

Cette notion d'attracteur / répulseur peut être illustrée métaphoriquement en mettant en jeu des collines (lieux d'états transitoires du système – répulseurs ou repellants) et des vallées (attracteurs) et en traduisant la dynamique du système par le comportement d'une bille (Figure I.10). Dès lors, il est simple de concevoir que la position de la bille au fond de la vallée sera l'expression d'un état stable, et ce d'autant plus que le sommet est haut (ou la vallée profonde) et que la pente depuis ce sommet est marquée. L'état attracteur signe donc pour un système une forte stabilité.

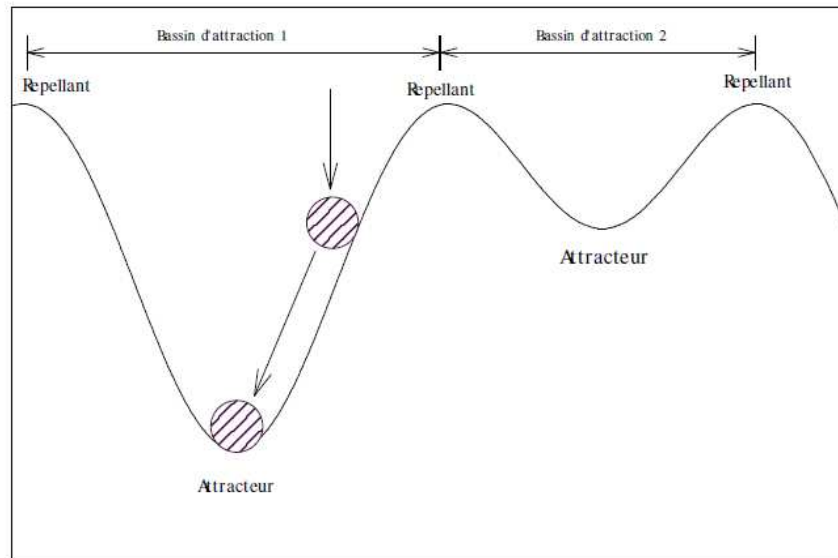


Figure I.10. *Représentation schématique d'un paysage d'attracteurs. Les attracteurs correspondent aux coordinations préférées du système, et les repellants aux coordinations les plus instables. Le trajet de la bille représente l'évolution de la coordination, à partir d'un quelconque état initial. (in Delignières, 2004).*

Pour bien comprendre, passons de la théorie à l'application concrète de ces notions. Lors de la réalisation de mouvements simultanés d'abduction-adduction des deux index (Kelso, Holt, Rubin, & Kugler, 1981), bien que les possibilités de coordination des mouvements des doigts soient très nombreuses, deux organisations émergent spontanément (i.e. deux attracteurs) à faible fréquence d'oscillation : la coordination en phase (les deux doigts sont en abduction ou en adduction au même moment – décalage de phase  $\varphi = 0^\circ$ ) et la coordination en antiphase (un doigt est en adduction quand le second est en abduction – décalage de phase  $\varphi = 180^\circ$ ). Il est tout à fait possible de réaliser une coordination différente, par exemple un décalage de phase de  $90^\circ$  entre les deux index, mais dans ce cas la variabilité du décalage de phase sera plus grande d'un cycle à l'autre. Le sujet devra faire un effort pour maintenir ce décalage, et le système tendra au bout d'un certain temps à se « réfugier » (on parle de relaxation) dans l'un des deux attracteurs du système, en phase ou en antiphase. A travers cet exemple apparaît aussi le fait qu'une unique variable (en l'occurrence le décalage de phase  $\varphi$ ) suffit à la fois

pour résumer le comportement du système et pour en suivre l'évolution dans le temps. Ce paramètre, qui a été nommé variable collective (Gelfand & Testlin, 1962) ou paramètre d'ordre (Haken, 1983), caractérise de manière empirique les relations entre les composantes du système : c'est un indicateur macroscopique de leur état d'organisation. D'autre part, l'expérience de coordination bimanuelle réalisée par Kelso et al. (1981) a mis en évidence que l'augmentation de la fréquence d'oscillation entraînait, pour une fréquence critique de 2,25 Hz, un changement abrupt du mode en antiphase vers le mode en phase. Cette transition comportementale se manifeste au niveau de la variable collective par un passage abrupt d'une phase relative de  $180^\circ$  à une phase relative de  $0^\circ$ . La fréquence d'oscillation joue ici le rôle de paramètre de contrôle, c'est-à-dire la variable indépendante au système dont le changement quantitatif va entraîner un changement qualitatif du paramètre d'ordre et donc une transition de phase. Le paysage des attracteurs est modifié par l'accroissement du paramètre de contrôle : un bassin d'attraction est « comblé » et laisse place à une zone repellante (Haken, Kelso, & Bunz, 1985). Une approche similaire a été appliquée à la locomotion pour étudier la transition d'un patron locomoteur à un autre chez l'animal (e.g. le pas, le trot ou le galop chez le cheval – Lagarde, Peham, Licka & Kelso, 2005) et chez l'homme (transition marche-course – Diedrich & Warren, 1995). Lorsqu'une personne se déplace sur un tapis roulant à  $5 \text{ km.h}^{-1}$ , celle-ci se met spontanément à marcher. Si la vitesse augmente, un passage de la marche à la course intervient brusquement aux environs de  $7,5 \text{ km.h}^{-1}$ . La vitesse de déplacement constitue le paramètre de contrôle qui entraîne le paysage de l'attracteur « marche » (basse vitesse) à l'attracteur « course » (haute vitesse). La transition implique une compétition entre les deux attracteurs, se traduisant pas une instabilité de l'un ou l'autre pattern (le sujet peut rebasculer très rapidement d'un état à un autre) et par une augmentation de la variabilité du paramètre d'ordre aux alentours de la bifurcation. Cependant il est intéressant de constater que le passage abrupt de la marche à la course et celui de la course à la marche ne surviennent

pas à la même valeur de la vitesse de locomotion (Durand, Goudal, Mercier, Le Gallais, & Micallef, 1994), la transition marche-course se réalisant à  $7,88 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  et la transition inverse à  $7,13 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ . Ce phénomène, l'hystérésis, illustre la propension du système à rester le plus longtemps possible dans le patron comportemental déjà établi, retardant par là même spontanément la transition vers un état plus stable (Nicolis & Prigogine, 1977). L'intervalle compris entre les deux seuils critiques est appelé plage d'hystérésis au cours duquel les deux attracteurs coexistent (Figure I.11).

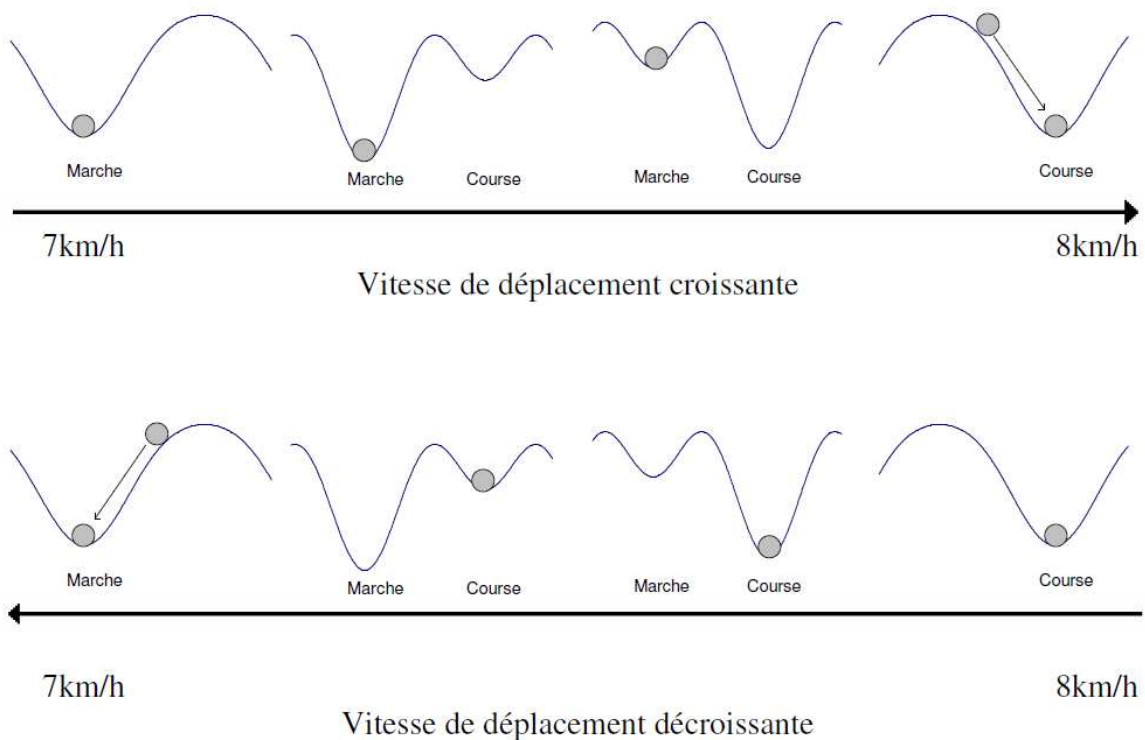


Figure I.11. *Illustration du phénomène d'hystérésis dans les transitions entre la marche et la course. En haut, dans le cas d'une vitesse croissante, en bas dans le cas d'une vitesse décroissante (in Delignières, 2004).*

Contrairement aux présupposés classiques, la présence de bruit est essentielle dans la dynamique du système. La variabilité n'est ni aléatoire ni sans signification mais elle possède une structure qui atteste de son importance dans les processus de contrôle et de régulation du

mouvement. Il ne s'agit pas uniquement de bruit inutile et néfaste mais de bruit qui participe à une fonction adaptative, le changement de patron, et fournit une source potentielle d'information pour explorer les différents états disponibles. De plus, les fluctuations permettent de connaître le degré de stabilité du système, i.e. sa capacité à conserver un patron de coordination préférentiel en dépit des perturbations. Moins le seuil critique de fluctuations sera important, moins la coordination sera stable. Cela explique notamment l'impossibilité de se maintenir sur un état répulseur : bien qu'état d'équilibre possible en théorie, la stabilité dans cet état est nulle car la moindre perturbation va entraîner un changement de phase du système. Cela signifie également qu'une coordination peut être très stable malgré un niveau très élevé de fluctuations.

Pour résumer, l'approche dynamique considère la marche comme un processus émergent, issu d'une auto-organisation du système, qui vise à répondre au mieux aux contraintes et qui peut donc évoluer si celles-ci sont modifiées. Le rôle majeur attribué aux contraintes, qui sont liées à la tâche, au milieu, et au sujet lui-même, va impliquer que chaque individu doive, en théorie, composer avec ses contraintes particulières, et notamment en présence de pathologie. Les attracteurs, c'est-à-dire les coordinations spontanées, ne seront alors pas toujours de même nature. Présenter un patron comportemental différent du patron « normal » ne devrait ainsi pas être systématiquement perçu comme un problème. Comme nous l'avons vu, plusieurs coordinations stables peuvent apparaître pour réaliser un même mouvement et une même coordination peut tour à tour être stable ou instable. Les fluctuations vont permettre d'évaluer le niveau de stabilité de la coordination motrice, mais leur étude passe par l'identification des sources de variabilité, déterministes et stochastiques, car être variable ne signifie pas nécessairement être instable. Cette étude nécessite des méthodes d'analyse qui seront exposées dans le chapitre suivant consacré à la mesure de la stabilité de la marche.

## 4 - Mesure de la stabilité de la marche

*« When you can measure what you are speaking about, and express it in numbers, you know something about it; but when you cannot measure it, when you cannot express it in numbers, your knowledge is of a meagre and unsatisfactory kind. »*

Thomson (1883)

Evaluer l'instabilité au cours de la marche est de première importance car cela donne une idée des capacités de récupération et de conservation de l'équilibre du sujet après une perturbation externe ou interne. Si classiquement, l'indicateur le plus fiable serait l'historique des chutes, il n'est pas toujours évident de connaître les conditions de survenue des chutes et de les quantifier précisément et cela ne permet pas de distinguer l'instabilité d'individus ne chutant pas encore. Ainsi des propositions ont peu à peu été faites par des auteurs pour essayer d'évaluer de manière objective l'instabilité de la marche. Les voies d'exploration possibles sont nombreuses et mettent en jeu des méthodes mathématiques des plus simples aux plus complexes. Dans tous les cas, leur choix est fondamentalement lié à la manière de concevoir le contrôle moteur, même si la réalité clinique limite parfois l'utilisation de certaines d'entre elles. La revue des différentes méthodes de mesure de la stabilité sera conduite au travers de ce chapitre en fonction de la nature des paramètres pris en compte.

### 4.1 - Paramètres spatiotemporels

Les paramètres spatiotemporels (PST) sont des mesures fonctionnelles importantes, pour ainsi dire les signes vitaux de la marche. Assez simples à obtenir, ils sont les paramètres quantifiables les plus utilisés pour évaluer la marche de manière globale, et aussi pour estimer la stabilité et le risque de chute, mais la littérature fait apparaître une dichotomie dans la façon d'aborder la stabilité au travers des PST.

#### 4.1.1 - Différenciation entre stationnarité et stabilité

Une première approche se fonde sur l'hypothèse selon laquelle les troubles de l'équilibre de patients instables sont reflétés par les modifications visibles au niveau de leur pattern de marche spontané et donc des valeurs moyennes de leurs PST. Par exemple, les études comparatives entre de jeunes adultes asymptomatiques et des sujets instables ou réputés moins stables (pathologiques, chuteurs, personnes âgées) ont généralement identifié un raccourcissement du pas, une diminution de la vitesse de marche et une augmentation de la dépendance au double appui, souvent un élargissement de la base de support (Murray, Kory, & Clarkson, 1969 ; Cunningham, Rechnitzer, Pearce, & Donner, 1982 ; Gehlsen & Whaley, 1990 ; Winter et al., 1990). Cependant, l'interprétation qui en a été faite a produit un paradoxe. D'une part, il a été démontré, dans des études prospectives, que présenter un pattern de marche spontané ayant de telles caractéristiques était un facteur de risque de chute. D'autre part, ces changements ont été expliqués comme l'adoption d'une marche plus sûre, moins déstabilisante (Sudarsky & Ronthal, 1992 ; Woollacott & Tang, 1997), où la préservation de l'équilibre prime sur la vitesse de progression. La question qui se pose alors est de savoir comment interpréter la stabilité d'une personne qui marche lentement, avec de petits pas et une durée de double appui prolongée ? Il serait possible de suggérer que cette personne a une stabilité médiocre car ses capacités de contrôle de l'équilibre ne lui permettent pas de marcher plus vite sans risquer de chuter, ou au contraire, qu'elle est stable car cette marche minimise les demandes de contrôle postural.

Pour passer outre cet ouborisme, inspirons-nous de la distinction sémantique, adoptée par les posturologues dans l'étude de l'équilibre statique, entre stationnarité (« *steadiness* ») et stabilité (« *stability* ») (Owings et al., 2000). La stationnarité statique s'intéresse aux critères qui font qu'une posture est plus ou moins difficile à déséquilibrer qu'une autre. Elargir sa base de support par exemple augmente la surface au sein de laquelle le centre de masse peut

évoluer sans compromettre l'équilibre. Un parallèle peut être trouvé dans la marche en considérant que les modifications générales des PST correspondent à la stationnarité, dans le sens où celles-ci tendent à minimiser les déséquilibres, à en faciliter le contrôle et signent ainsi souvent une stratégie d'évitement de la chute. Quant à la stabilité, il s'agit de la stabilité au sens mécanique, c'est-à-dire la faculté qu'a un corps écarté de son état d'équilibre à revenir à cet état.

A la lumière de ces notions, réexaminons le paradoxe précédent. Si les chuteurs chutent en marchant, c'est que leurs capacités de détection ou de contrôle sont affectées : la stabilité est diminuée, ils sont instables. Comment réduire l'instabilité ? En dehors de toute intervention thérapeutique visant à restaurer, du moins à améliorer les capacités physiologiques, la seule issue est d'agir sur les causes externes. De ce fait, ces personnes cherchent, consciemment ou non, à minimiser les perturbations qu'ils n'arrivent pas à gérer et modifient leur marche en conséquence. Leur stabilité peut ainsi s'en trouver améliorée mais, en contrepartie, l'instabilité sous-jacente, plus ou moins résolue par le changement de pattern, est visible au travers des valeurs moyennes des PST.

Il apparaît nettement que la stationnarité et la stabilité doivent toutes deux être évaluées car elles ne représentent pas un même aspect de l'équilibre dynamique. Or, l'analyse des PST sous forme de valeurs moyennes permet essentiellement d'évaluer la stationnarité. De plus, différentes études montrent que la stabilité serait davantage liée au risque de chute que la stationnarité. Par exemple, chez des personnes âgées n'ayant jamais chuté mais qui le craignent, les changements cités précédemment comme des facteurs de risque, c'est-à-dire longueur de pas réduite, diminution de la vitesse de marche et temps de double appui prolongé, seraient des adaptations liées à la peur de tomber et non au risque de chute (Maki, 1997). Une approche différente des PST a alors été envisagée.



#### 4.1.2 - Etude de la variabilité via l'ampleur des fluctuations

Les auteurs se sont tournés vers l'étude de la variabilité, et effectivement, la littérature semble indiquer que l'instabilité au cours de la marche et le risque de chute puisse être mieux évalués par la variabilité des PST que par leurs valeurs moyennes. Quantifier l'ampleur des variations des PST au cours de la marche – ce que Hausdorff et al. (2001) nomment « *fluctuation magnitude* » – est l'approche la plus simple et peut être réalisée à l'aide de mesures de dispersion, telles que l'écart-type ou le coefficient de variation. La variabilité de la durée du pas (ou de l'enjambée, équivalent à cycle de marche) a souvent été étudiée car elle reflète le rythme de la marche (Hausdorff et al., 2001a), mais tous les autres PST standards ont également été utilisés au moins une fois dans la littérature (Maki, 1997 ; Hausdorff et al., 2001a ; Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003b ; Plotnik, Giladi, Balash, Peretz, & Hausdorff, 2005 ; Brach, Studenski, Perera, VanSwearingen, & Newman, 2007 ; Hollman, Kovash, Kubik, & Linbo, 2007 ; Balasubramanian, Neptune, & Kautz, 2009). Chez des sujets adultes sains, les fluctuations sont relativement faibles et le coefficient de variation de nombreux PST est seulement de l'ordre de quelques pourcents (Gabell & Nayak, 1984 ; Hausdorff, Edelberg, Mitchell, Goldberger, & Wei, 1997a), alors qu'elles sont significativement augmentées chez les sujets pathologiques et chuteurs, et dans des conditions de marche modifiée (e.g. sol irrégulier, yeux fermés) ou de double tâche. Seule la variabilité de la largeur du pas présente à un niveau élevé chez les adultes sains (environ 25%, Niechwiej-Szwedo et al., 2007) semble répondre différemment à l'instabilité. Celle-ci a tour à tour été retrouvée soit augmentée soit réduite par rapport à cette référence, et son association avec le risque de chute est inconstante dans la littérature. Par exemple, Maki (1997) a identifié, chez des personnes âgées rapportant des chutes, une variabilité réduite (écart-type) conjointement à une largeur de pas augmentée. Dans une autre étude (Brach, Berlin, VanSwearingen, Newman, & Studenski, 2005), une variabilité extrême (i.e. soit trop grande ou trop faible) a été associée avec l'historique des

chutes, mais uniquement chez les personnes âgées marchant à une vitesse normale ou proche de la normale ( $>1 \text{ m.s}^{-1}$ ). Selon l'hypothèse de Gabell et Nayak (1984), cette particularité pourrait s'expliquer par le fait que, contrairement à la variabilité des autres paramètres qui reflèterait le contrôle rythmique de la marche, la largeur du pas serait davantage associée au contrôle de l'équilibre. Les individus incapables de modifier leur largeur de pas (i.e. faible variabilité) éprouveraient davantage de difficultés à s'adapter pour maintenir l'équilibre, alors qu'une variabilité excessive (souvent associée à un croisement des pieds) pourrait indiquer un manque de compensation face à l'instabilité. Si la plupart des auteurs utilisent l'écart-type pour quantifier la variabilité de la largeur de pas, il faut cependant être prudent dans la lecture des résultats quand le coefficient de variation lui est préféré. En effet, celui-ci a l'inconvénient mathématique de tendre vers l'infini lorsque la moyenne du paramètre est proche de 0. En d'autres termes, avec une variance de même écart-type, le coefficient de variation sera plus grand si la base de support est faible et plus petit si la base de support est large. Il est également prudent de prendre en considération les relations complexes entre mesures de variabilité et vitesse de marche (et, par conséquent, cadence et longueur de pas), car cet aspect porte encore à controverse. Quand certains auteurs n'ont identifié aucune relation (Owings & Grabiner, 2004a ; Frenkel-Toledo et al., 2005), d'autres ont rapporté soit une relation linéaire (Maruyama & Nagasaki, 1992 ; Belli, Lacour, Komi, Candau, & Denis, 1995 ; Heiderscheid, 2000) soit une relation non-linéaire (Jordan, Challis, & Newell, 2007 ; Beauchet et al., 2009). L'hypothèse la plus vraisemblable semble être celle d'une relation quadratique (en forme de U), la variabilité étant minimale autour de la vitesse préférentielle et de la cadence habituelle du sujet (Yamasaki, Sasaki, & Torii, 1991 ; Danion, Varraine, Bonnard, & Pailhous, 2003 ; Hausdorff, 2004), où le coût énergétique de la marche est minimal (Holt, Hamill, & Andres, 1991 ; Holt, Jeng, & Hamill, 1995). Dans de nombreux cas, cependant, il est possible de démontrer que les mesures de variabilité sont régulées indépendamment de la valeur moyenne

du paramètre (Hausdorff, 2004). Par exemple, Kesler et al. (2005) ont montré que des sujets contrôles sains et des patients avec une marche précautionneuse réduisaient leur vitesse et leur longueur de pas quand ils devaient marcher en condition d'éclairage réduit. Alors que la variabilité augmentait chez les patients (coefficient de variation de la durée du cycle et de la durée de la phase oscillante), aucun changement significatif n'apparaissait chez les sujets contrôles, même s'ils marchaient significativement plus lentement dans l'obscurité. De même, Frenkel-Toledo et al. (2005) ont trouvé une variabilité de la durée de la phase oscillante augmentée chez des Parkinsoniens par rapport à un groupe contrôle mais indépendante des modifications de vitesse lors de la marche à différentes vitesses. Dans une autre étude (Grabiner, Biswas, & Grabiner, 2001), chez des sujets sains et des personnes âgées ayant marché à trois vitesses différentes, la variabilité de la longueur d'enjambée et celle de la durée d'enjambée n'étaient pas sensibles à la vitesse (combinaison de la longueur d'enjambée et de la cadence). Hausdorff (2004) émet l'hypothèse que, si la longueur de pas et la cadence (et donc la vitesse) jouent certainement un rôle dans la détermination de la variabilité, l'âge et la pathologie exercent un rôle prévalant sur celle-ci. L'étude de la variabilité des PST au travers des mesures quantitatives de leurs fluctuations apporte ainsi de précieuses indications quant à la stabilité, mais elle ignore la nature dynamique de la marche, comme si chaque cycle était indépendant des cycles qui l'ont précédé et sans influence sur ceux qui le suivront.

#### 4.1.3 - Etude de la variabilité via la dynamique des fluctuations

Sous l'influence des théories dynamiques, qui suggèrent la variabilité comme une signature du fonctionnement des systèmes (Slifkin & Newell, 1998), des chercheurs ont tenté d'aller au-delà de la mesure quantitative et globale de la variabilité, pour appréhender ce que Hausdorff et al. (2001a) nomment la dynamique des fluctuations (« *fluctuation dynamics* »). Cette approche fait appel à des méthodes d'analyse diverses, généralement fondées sur des

concepts non-linéaires, pour identifier les sources déterministes et stochastiques qui contribuent à la variabilité du système. Plus simplement, derrière des variations qui peuvent sembler aléatoires et imprévisibles, peut se dissimuler une structure, plus ou moins complexe, qui définit le système et démontre sa capacité de réponse et d'adaptation aux perturbations ou stimuli. Cette structure peut être révélée par une analyse fractale. Une des caractéristiques d'une structure fractale, l'auto-similarité, définit le fait qu'un objet peut être décomposé en sous-unités, puis en sous-sous-unités, qui ressemblent à la structure de l'objet global et qui possèdent les mêmes propriétés statistiques que celui-ci (comme les branches des arbres, le profil des côtes, les surfaces des montagnes, les embranchements des veines et des artères, ou les voies aériennes pulmonaires (Figure I.12 – *Spatial Self-Similarity*)).

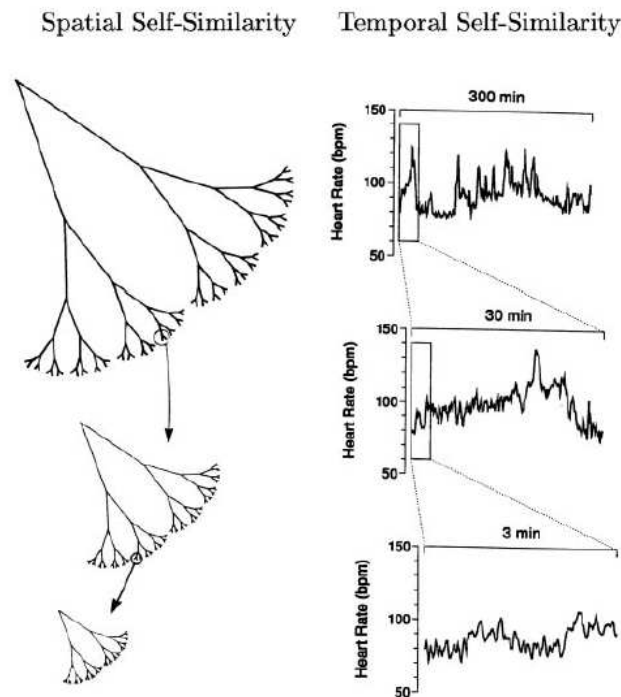


Figure I.12. Représentation schématique d'une structure auto-similaire et de fluctuations auto-similaires. La fractale spatiale (à droite) a des embranchements auto-similaires, de telle manière que la structure de plus petite échelle ressemble à la structure d'échelle supérieure. Un processus fractal temporel (à gauche), comme la régulation du rythme cardiaque, peut générer des fluctuations qui sont statistiquement auto-similaires à différentes échelles temporelles (in Goldberger et al., 2002).

Ce concept de fractale peut être étendu aux séries temporelles générées par certains systèmes physiologiques (Figure I.12 – *Temporal Self-Similarity*), comme par exemple la régulation du rythme cardiaque, dont une représentation de la nature fractale est fournie par l'analyse en ondelettes (Figure I.13). Avec le vieillissement et la maladie, les structures anatomiques et les signaux physiologiques fractales peuvent montrer une dégradation de leur complexité structurale (Goldberger et al., 2002). C'est la perte de complexité et l'apparition d'un comportement de type périodique qui signent alors une anomalie dans le comportement du système.

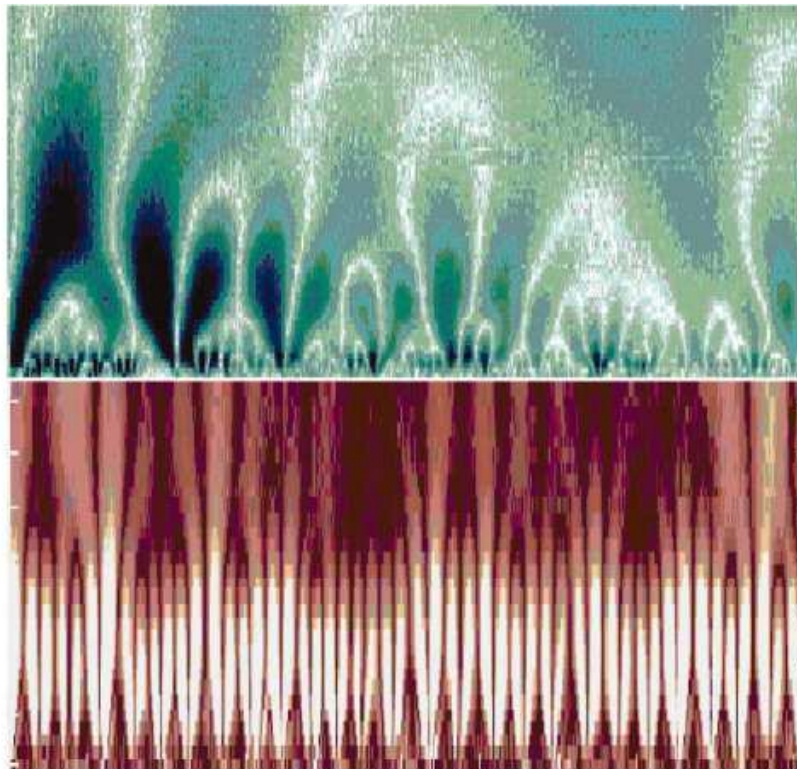


Figure I.13. *Décomposition du rythme cardiaque par ondelettes. En haut, les fluctuations du rythme d'un sujet sain révèlent une structure fractale. En bas, la même analyse chez un patient avec une apnée obstructive du sommeil montre la perte de complexité (in Goldberger et al., 2002).*

Hausdorff, Peng, Ladin, Wei, et Goldberger (1995) sont les premiers à avoir recherché une telle organisation dans la marche humaine, en analysant les fluctuations de la durée du cycle chez de jeunes adultes sains, au cours d'une marche de 9 minutes. A priori, trois hypothèses

pourraient expliquer les variations observées (Hausdorff et al., 2005 ; Malatesta & Caillaud, 2004 ; Hausdorff, 2007). La plus simple serait que les fluctuations soient représentées par un bruit non corrélé (bruit blanc) caractéristique d'un processus régulier : les durées oscillent autour d'une valeur moyenne de manière complètement aléatoire (stabilité du pattern de marche, vision cognitiviste). La deuxième possibilité serait que ces fluctuations soient caractérisées par une corrélation à court terme (« *memory effect* ») : la valeur de la durée du cycle au temps  $t$  est uniquement influencée par les durées les plus récentes qui la précèdent ; par contre à long terme, les fluctuations sont aléatoires. Une troisième possibilité, moins intuitive, serait que les fluctuations présentent une corrélation fractale à long terme : la durée du cycle à chaque instant  $t$  dépend des durées proches et éloignées qui la précèdent ; cette dépendance diminuerait selon une loi de puissance. Pour tester ces hypothèses, une analyse des fluctuations redressées (DFA, « *detrended fluctuation analysis* » en anglais) a été utilisée. Ce procédé est un peu compliqué mais, de manière basique (pour davantage de détails du calcul de l'algorithme, voir Hausdorff et al., 1995 ; 1996), il implique une division de la série de données (durée du cycle en fonction du temps) en « fenêtres » de longueur identique,  $n$ , puis l'étude des dépendances temporelles dans les séries de mesures successives. Dans chaque « fenêtre », la tendance des données est représentée par une droite de régression, aboutissant à une quantité appelée  $F(n)$ . Généralement, la représentation graphique de la relation entre  $\log F(n)$  et  $\log n$  donne une droite. La pente de cette droite correspond au paramètre d'auto-similarité  $\alpha$  (Goldberger et al., 2002) qui prend la valeur  $\alpha = 0,5$  lorsque les variations sont aléatoires et une valeur entre 0,5 et 1,0 en présence de corrélations persistantes à long terme. Les résultats de l'étude de Hausdorff et al. (1995) ont montré que la durée du cycle variait entre 1,1 et 1,4 secondes et était donc assez régulière (coefficient de variation de 4% environ). Toutefois, les fluctuations varient irrégulièrement au cours du temps, laissant présager une structure temporelle complexe de type fractal. En effet, dans ce groupe de dix adultes sains,

l'analyse DFA ( $\alpha = 0,83$ ) montre qu'à l'intérieur des séries temporelles de la durée du cycle, il existe une corrélation à long terme qui confirme l'organisation fractale de la marche. Ainsi les fluctuations de la durée d'un cycle sont apparemment liées aux variations de la durée des centaines de cycles qui l'ont précédé. Quand les données sont mélangées aléatoirement, le paramètre  $\alpha$  se rapproche de la valeur 0,5 qui est caractéristique d'un processus complètement non corrélé, alors qu'évidemment la moyenne et l'écart-type sont identiques à la série originale. Cela indique que le caractère fractal de la marche chez le sujet sain est bien lié à l'ordre séquentiel des durées du cycle au sein de la série temporelle. La robustesse de ces premiers résultats a été vérifiée dans une autre expérimentation dans laquelle des sujets âgés de 18 à 29 ans ont marché pendant une heure à trois rythmes différents : préférentiel, lent et rapide (Hausdorff et al., 1996). Une corrélation à long terme a été retrouvée chez tous les participants et à tous les rythmes de marche. Des études postérieures ont également identifié ce caractère fractal des fluctuations chez des sujets sains marchant ou courant sur un tapis roulant (Frenkel-Toledo et al., 2005 ; Jordan, Challis, & Newell, 2006 ; Jordan et al., 2007), mais pas au cours de la marche cadencée par un métronome (Hausdorff, 2007). En outre, de nombreuses études ont démontré une altération de la nature fractale en présence de pathologies ou au cours du vieillissement normal. Cette propriété de la marche semble être un marqueur robuste d'une fonction saine et mature du système nerveux central, sensible aux altérations liées à l'âge et à certains troubles du SNC (Hausdorff, 2007) et a donc une valeur pratique pour l'évaluation clinique.

Deux méthodes complémentaires permettent d'étudier la dynamique des fluctuations (Hausdorff et al., 2000, 2001a). La première analyse l'auto-corrélation des séries de durée du cycle et fournit, comme l'analyse DFA, une mesure de « l'effet mémoire » du système. La seconde fait appel à un index normalisé de non-stationnarité. Le terme de stationnarité prend

ici le sens d'invariance des propriétés statistiques d'une série au cours du temps et la non-stationnarité le sens contraire. La série de données originale est divisée en sous-séries de taille identique dans chacune desquelles sont calculés une moyenne locale et un écart-type local. L'index de non-stationnarité correspond à l'écart-type des moyennes locales et renseigne ainsi sur la dispersion des moyennes locales : une valeur élevée indique une plus grande gamme de moyennes locales. L'écart-type des écarts-types locaux définit l'inconsistance de la variance : une valeur élevée indique que les écarts-types locaux varient au cours du temps. En comparaison à des sujets sains, l'index de non-stationnarité est diminué chez des personnes en phase avancée de chorée de Huntington et l'inconsistance de la variance est augmentée (Hausdorff et al., 2000). Très peu d'études sur la marche ont à ce jour utilisé ces paramètres, notamment car, comme les autres techniques d'analyses fractales, leur calcul nécessite des séries de données longues, difficiles à obtenir chez la plupart des patients. De plus, s'ils s'attachent tous à évaluer la dynamique du rythme de la marche, ils semblent rendre compte d'aspects différents et, de ce fait, les modifications observées ne sont pas forcément consistantes au travers des diverses pathologies (Tableau I.1).

Tableau I.1. *Analyse de la durée du cycle chez des patients atteints de troubles neurologiques en phase avancée en comparaison aux résultats de sujets sains (d'après Hausdorff et al., 2000).*

|   | Sclérose latérale amyotrophique | Chorée de Huntington | Maladie de Parkinson |
|---|---------------------------------|----------------------|----------------------|
| ↓ Vitesse moyenne                             | *                               | *                    | *                    |
| ↑ Durée du cycle                              | * †                             | *                    |                      |
| ↑ Variabilité du cycle (CV)                   | *                               | * †                  | *                    |
| ↓ Index fractal $\alpha$                      |                                 | * †                  | *                    |
| ↓ Temps de décroissance de l'auto-corrélation |                                 | * †                  |                      |
| ↑ Index de non-stationnarité                  | †                               |                      |                      |
| ↓ Index de non-stationnarité                  |                                 | * †                  |                      |

↓ Baisse ; † Augmentation ; \* Mesures significativement différentes ( $p < 0,05$ ) des valeurs contrôles ; † Paramètre apparemment distinctif de l'une des pathologies considérées ( $p < 0,05$ ) ; CV Coefficient de variation.



A ce sujet, et à la vue des résultats du tableau I.1, il est intéressant de remarquer que seules deux paramètres sont significativement différents entre sujets contrôles et patients dans l'ensemble des troubles neurologiques testés : la vitesse qui est diminuée en présence de pathologie et le coefficient de variabilité de la durée du cycle qui est lui augmenté.

Les paramètres spatiotemporels sont très riches en information. Nous avons identifié trois façons d'appréhender la stabilité de la marche : par les valeurs moyennes, par la grandeur des fluctuations et par la dynamique des fluctuations. Si la variabilité des paramètres semble plus parlante que les simples valeurs moyennes (qui restent tout de même de précieux indicateurs de la stationnarité), l'analyse des fluctuations en des termes de grandeur ou de dynamique mène à l'étude de deux aspects apparemment distincts et dont la signification clinique peut différer. Cela soulève un questionnement quant à la nature multimodale de la variabilité et donc au choix du meilleur indicateur d'instabilité.

## 4.2 - Cinématique et cinétique

La cinématique étudie le mouvement d'un point ou d'un segment en faisant abstraction des causes (i.e. forces et moments), au travers des trajectoires, des vitesses et des accélérations. Généralement, les systèmes d'enregistrement fournissent un seul type de données puis les paramètres manquants sont calculés par dérivation ou intégration. La cinétique étudie les forces responsables du mouvement. Nous traiterons conjointement cinématique et cinétique : concernant la stabilité, un paramètre cinétique est essentiellement utilisé, le centre de pression, car son interaction avec le centre de masse est importante pour le contrôle de l'équilibre.

#### 4.2.1 - Position et vitesse du centre de masse

Historiquement, le centre de masse (CdM) du corps a été le plus étudié dans le but de mieux comprendre comment l'équilibre est contrôlé au cours du mouvement. Nous l'avons vu, équilibre et contrôle du CdM sont interdépendants. Pendant la marche, la stabilité dynamique nécessite de contrôler la position du CdM et les moments associés alors que le CdM sort périodiquement de la base de support (Winter, 1990). Pai & Patton (1997) ont mis en évidence que la vitesse du CdM doit également être considérée. Ainsi, l'hypothèse a été faite que l'examen des déplacements horizontaux et verticaux et des vitesses du CdM pourrait fournir d'importantes informations au regard de la stabilité dynamique chez les personnes présentant des troubles de l'équilibre au cours de la marche. De nombreuses études ont utilisé le CdM du corps seul ou relativement au centre de pression comme un indicateur de la stabilité dynamique, démontrant chez les sujets sains des mouvements étroitement contrôlés du CdM (Jian, Winter, Ishac, & Gilchrist, 1993 ; MacKinnon & Winter, 1993 ; Prince, Winter, Stergiou, & Walt, 1994 ; Winter, 1995 ; Kaya, Krebs, & Riley, 1998 ; Krebs, Jette, & Assmann, 1998 ; Tucker et al., 1998 ; Chou, Kaufman, Brey, & Draganich, 2001 ; Sliwinski, Sisto, Batavia, Chen, & Forrest, 2004). L'application aux populations pathologiques reste cependant relativement limitée car le calcul du CdM requiert la reconstruction d'un modèle biomécanique tridimensionnel après une capture du mouvement. Dans une étude comparative entre des sujets sains et des personnes présentant une hypofonction vestibulaire bilatérale, Tucker et al. (1998) ont observé une diminution des vitesses horizontales et des excursions verticales chez les patients (minima et maxima de ces valeurs), en combinaison de durées de cycle et de double appui accrues. Ils en concluent que les patients ont adopté une vitesse de marche plus lente pour limiter les besoins de contrôle du CdM et accroître ainsi leur stabilité. Sur la base des observations de Pai & Patton (1997) et d'un simple modèle en pendule inversé (Geurtsen, Altena, Massen, & Verduin, 1975 ; Winter, 1995), Hof, Gazendam, & Sinke

(2005) ont proposé une extension de la condition de stabilité statique (i.e. le CdM se projette dans la base de support) à la stabilité dynamique, en définissant un centre de masse extrapolé (« *extrapolated centre of mass* »). Cette quantité vectorielle est définie comme la position du CdM (projection verticale) plus sa vitesse multipliée par un facteur  $\sqrt{l/g}$ , où  $l$  est la longueur de jambe et  $g$  l'accélération de la gravité. Les positions relatives du centre de masse extrapolé et du centre de pression (CdP) pourraient prédire l'équilibre. Le modèle a été testé chez un sujet sain marchant sur un tapis roulant en calculant le CdM, le centre de masse extrapolé et le CdP (Figure I.14).

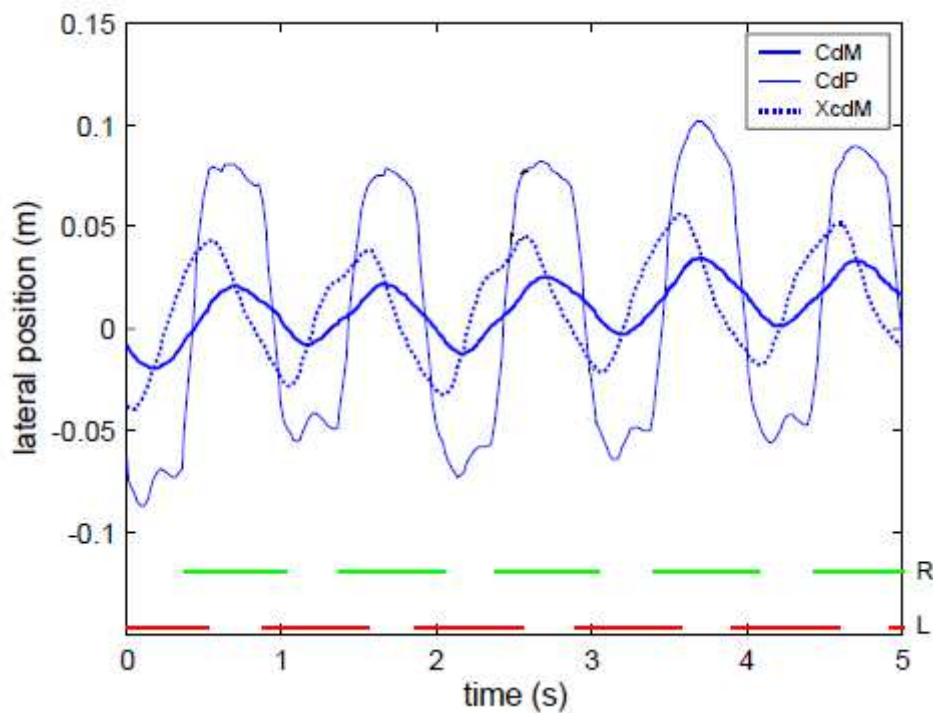


Figure I.14. Position latérale du centre de pression (CdP), du centre de masse (CdM) et du centre de masse extrapolé (XcdM) au cours de la marche sur tapis roulant (in Hof et al., 2005).

Alors que le CdM s'éloigne de 5 cm du centre de pression, suggérant que l'équilibre est très stable, le centre de masse extrapolé et le CdP restent quant à eux très proches, autour de 2,5 cm au moment du contact du pied. Pour Hof et al. (2005), cela suggère que l'équilibre est plus difficile à réaliser qu'il n'y paraît lorsque l'on considère le CdM. Une simple règle serait nécessaire pour une marche stable (Hof, 2008) : pendant le placement du pied, le CdP devrait

être placé en arrière du centre de masse extrapolé et vers l'extérieur au moment du contact du pied. En pratique, cela signifie qu'une perturbation induisant une modification  $\Delta v$  de la vitesse du CdM pourrait être compensé par un changement de la position du pied (CdP) égal à  $\Delta v / \sqrt{l/g}$  dans la même direction. A notre connaissance, cette approche tient principalement de la recherche fondamentale et n'a pas été testée chez le sujet pathologique ou dans des conditions déstabilisantes.

Des auteurs ont considéré qu'il serait cliniquement avantageux si l'analyse du CdM pouvait être réalisée plus simplement, en réduisant les contraintes protocolaires et en analysant, par exemple, le centre de masse d'un segment corporel plutôt que celui du corps entier. L'ensemble tête-bras-tronc, constituant deux tiers du poids du corps, a ainsi parfois été préféré (Winter et al., 1990). Des études ont aussi suggéré que les mouvements de tête pouvaient donner une référence valide pour l'équilibre dynamique (Berthoz & Pozzo, 1988 ; Pozzo, Berthoz, & Lefort, 1990 ; Mouchnino, Aurenty, Massion, & Pedotti, 1990 ; Alexander, Shepard, Gu, & Schultz, 1992 ; Pozzo, Levik, & Berthoz, 1995 ; Wu, 1998). Toutefois, il est probable que le CdM global distingue mieux l'instabilité (Hahn, & Chou, 2003).

#### 4.2.2 - Signaux accélérométriques

Des systèmes accéléromètres ont également été utilisés (pour une revue, voir Kavanagh & Menz, 2008). Comme leur nom l'indique, ils enregistrent des données brutes d'accélération. D'un point de vue clinique, ils ont à la fois l'intérêt de présenter un coût inférieur à un système optoélectronique et de permettre un enregistrement de la marche de manière relativement peu restrictive (distance, condition hors laboratoire). Là aussi, le placement de l'accéléromètre et les méthodes de fixation diffèrent selon les choix de l'expérimentateur, mais les accélérations au niveau de la vertèbre lombaire L3 ou de la tête

sont souvent analysées. La vertèbre L3 est choisie car le CdM se situe à peu près à ce niveau en situation de repos. Concernant la tête, étant le siège des appareils visuel et vestibulaire, son contrôle est considéré comme un objectif majeur du système de contrôle postural. Les caractéristiques de base du signal accélérométrique peuvent être analysées via ses valeurs minimales et maximales, son amplitude et, plus généralement, par la moyenne quadratique (RMS, *root mean square* en anglais), qui est la racine carrée de la moyenne du carré des valeurs instantanées d'accélération. Si une augmentation de RMS est souvent observée dans le cas de la marche pathologique, chez des sujets âgés à fort potentiel de chute ou dans des conditions déstabilisantes (Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003a, 2003b ; Lamothe, Ainsworth, Polomski, & Houdijk, 2010), une diminution des accélérations est parfois constatée, notamment chez les sujets âgés sains (Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003c). Combinée à une réduction de la vitesse de marche et de la longueur de pas, elle pourrait être une compensation face à la dégénération des systèmes physiologiques tels que ceux associés à la vision, à la sensibilité ou à la baisse de force musculaire (Menz et al., 2003c), en vue de réduire les pics d'accélération.

La variabilité du signal est un point important d'analyse. Elle peut être considérée par une approche équivalente à la variabilité des paramètres spatiotemporels, au travers de la grandeur des fluctuations (« *fluctuation magnitude* ») et de la dynamique des fluctuations (« *fluctuation dynamics* »). Une mesure de la reproductibilité des patterns d'accélération d'un pas à l'autre est donnée par la moyenne des écarts-types des valeurs instantanées, valeur qui peut être accrue en cas d'instabilité (Menz et al., 2003b, 2003c). La dynamique des accélérations peut quant à elle être évaluée soit par une analyse harmonique du signal (Menz et al., 2003a, 2003b, 2003c), soit par une analyse non linéaire (analyse des fluctuations redressées, entropie, exposant maximal de Lyapunov) (Lamothe et al., 2010).

Les techniques d'analyse non linéaire mettent à jour des informations « cachées » dans la structure temporelle des fluctuations en identifiant la présence de chaos. Certains systèmes sont régis par des lois mathématiques bien identifiées qui permettent de prévoir exactement l'évolution de ces systèmes dans le temps : ils sont dits déterministes. C'est par exemple le cas d'une fonction périodique (Figure I.15, A). A l'opposé, des systèmes aléatoires (ou stochastiques) évoluent complètement au hasard sans qu'aucune équation ne les régisse et sans qu'aucune prévision exacte ne soit possible dans le temps (Figure I.15, C). Les systèmes chaotiques (Figure I.15, B), quant à eux, se caractérisent par un comportement apparemment aléatoire mais qui, en fait, est déterministe (Prigogine & Stengers, 1979 ; Ekeland, 1984 ; Gordon, 1992 ; Stewart, 1992 ; Thiétart & Forgues, 1995). Dans un système chaotique, la trajectoire converge vers une région particulière de l'espace appelée attracteur étrange (Ruelle & Takens, 1971). L'attracteur caractérise en permanence l'évolution du système chaotique, sans pour autant être d'aucun secours pour la prédire (Tarnowski, 1993). En effet, l'étude des attracteurs étranges aboutit à la conclusion qu'un système peut être régi par des équations déterministes relativement simples et évoluer de manière telle qu'il ne puisse en pratique être distingué d'un système aléatoire et imprévisible (Prigogine & Stengers, 1988). Concrètement, si l'on mesure l'état d'un système chaotique à un instant donné, on sait que plus tard, au fil de la trajectoire, il va se retrouver quelque part sur cet attracteur ; mais, on ne peut pas prédire où exactement. La caractéristique majeure d'un tel système est la grande sensibilité aux conditions initiales : d'infimes différences dans les conditions initiales engendrent à long terme des systèmes totalement différents (principe rendu célèbre par la métaphore de l'effet papillon illustrant le fait qu'un simple battement des ailes d'un papillon au Brésil pourrait déclencher une tornade au Texas). Pour faire simple, si la marche humaine présente une structure chaotique, une perturbation minime dans un cycle de marche (e.g. erreur de

contrôle) pourrait modifier l'état du système à plus ou moins long terme (induire une chute par exemple).

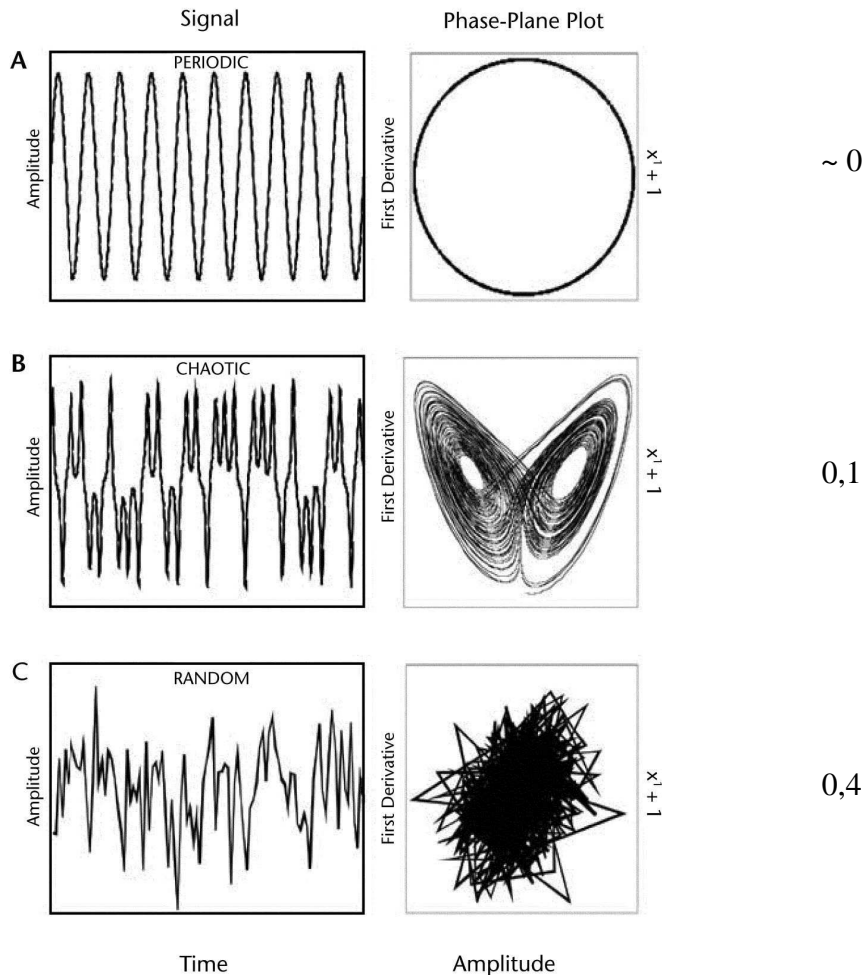


Figure I.15. *Séries temporelles et espaces des phases associés : (A) une fonction périodique ; (B) un système chaotique, l'attracteur de Lorenz ; (C) une série aléatoire (d'après Harbourne & Stergiou, 2009).*

Dingwell et Cusumano (2000) nomment « stabilité locale » cette sensibilité aux conditions initiales d'un système chaotique. Ils la distinguent de la « stabilité globale », capacité à s'accommoder aux perturbations ponctuelles (e.g. glissade, trébuchement). Les exposants de Lyapunov (LyE) permettent de quantifier la stabilité locale en mesurant le taux de divergence ou de convergence de trajectoires voisines de l'espace des phases (caractérisation graphique de l'attracteur) (Figure I.16). Dans un système stable, les trajectoires voisines convergent avec

le temps, alors que dans un système instable, des trajectoires initialement proches divergent avec le temps (Dingwell & Cusumano, 2000 ; Rosenstein, Collins, & De Luca, 1993). Quand LyE est négatif, toute perturbation est amortie de manière exponentielle et les trajectoires restent proches. Au contraire, pour des LyE plus grands les trajectoires divergent avec le temps produisant de l'instabilité.

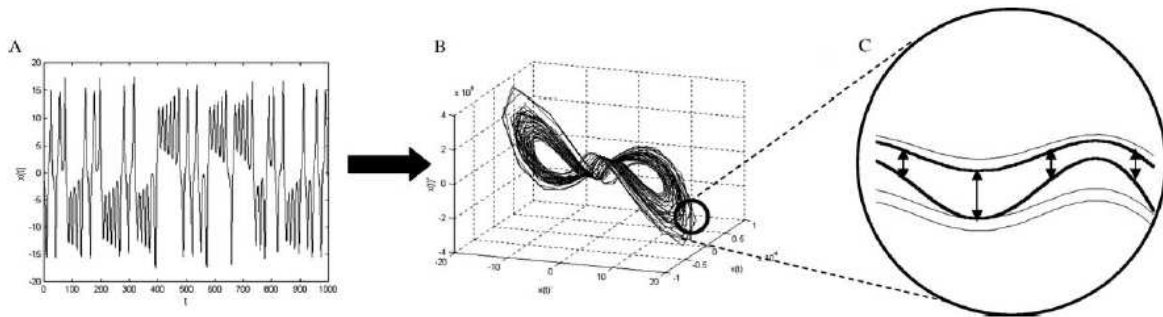


Figure I.16. Représentation graphique de l'espace des phases et du calcul des exposants de Lyapunov : (A) Série temporelle d'un système chaotique (attracteur de Lorenz) ; (B) Un espace des phases est créé (Abarbanel, 1996) ; (C) Aperçu de la divergence de trajectoires voisines (in Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman, & Heidel, 2003).

Lamoth et al. (2010) ont comparé les accélérations du tronc de patients amputés transfémoraux et de sujets contrôles sains sous quatre conditions de marche : en laboratoire, en laboratoire avec une tâche de comptage, en extérieur sur terrain régulier, en extérieur sur terrain irrégulier. Dans toutes les conditions, pour les accélérations médiolatérales et antéropostérieures, les valeurs moyennes des LyE étaient significativement plus grandes chez les amputés, indiquant une baisse de stabilité locale.

#### 4.2.3 - Angles segmentaires

En fait, le calcul des exposants de Lyapunov a surtout été appliqué aux données cinématiques angulaires, c'est-à-dire aux mouvements relatifs des segments corporels. Habituellement, la dynamique de ces données est caractérisée par un espace de phases



représentant la vitesse angulaire en fonction de l'angle de l'articulation (Figure I.17) (Buzzi et al., 2003 ; Buzzi & Ulrich, 2004 ; England & Granata, 2007). Que cela soit chez l'enfant, l'adulte ou la personne âgée, ces études ont toutes identifié des LyE plus grands chez les sujets pathologiques. Dans une des premières études de ce genre, Dingwell, Cusumano, Sternad, & Cavanagh (2000) ont trouvé une plus grande stabilité locale (LyE plus bas) chez des personnes avec une neuropathie diabétique que chez les sujets contrôles. Ils ont alors fait l'hypothèse que ces résultats pouvaient résulter de la diminution de vitesse de marche visant à compenser la perte de sensibilité due à la neuropathie.

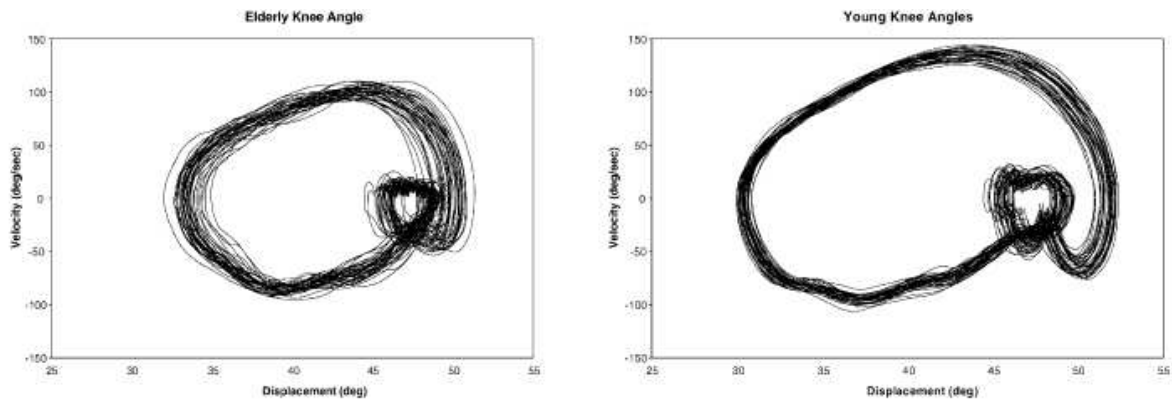


Figure I.17. Portraits de phase de l'angle du genou chez un sujet âgé (à droite) et un jeune adulte (à gauche) (in Buzzi et al., 2003).

Des multiplieurs de Floquet ont également été utilisés pour quantifier la stabilité locale chez des sujets sains et des patients avec un syndrome post-polio (Hurmuzlu & Basdogan, 1994 ; Hurmuzlu, Basdogan, & Stoianovici, 1996). Mais, cette théorie suppose que le mouvement soit exactement périodique, ce qui n'est pas tout à fait valide pour la marche humaine (Hausdorff et al., 1995 ; Dingwell & Cusumano, 2000). L'exposant de Lyapunov est ainsi souvent préféré.

Une fois de plus, la limite de ces analyses se situe dans le besoin de travailler sur de longues séries de données. Le minimum que nous ayons retrouvé dans la littérature est une série de

trente cycles successifs, mais cela semble déjà très peu pour ce type d'analyse. De même, pour obtenir ces données en condition de laboratoire, les auteurs doivent souvent enregistrer une marche sur tapis roulant. Or, la marche sur tapis roulant est différente de la marche sur le sol et peut conduire à des résultats erronés, du moins à une mauvaise interprétation (Dingwell, Cusumano, Cavanagh, & Sternad, 2001).

### 4.3 - Electromyographie

Les enfants qui commencent à marcher présentent plusieurs caractéristiques qui diffèrent de la marche adulte avec, par exemple, de fortes co-contractions ou d'autres formes d'hyperactivité musculaire (Okamoto & Kumamoto, 1972 ; Okamoto & Okamoto, 1994). Okamoto et ses collaborateurs ont donc utilisé l'électromyographie (EMG) pour analyser les changements développementaux de la marche chez l'enfant, des premiers pas jusque l'âge de 3 ans. A partir de leurs constatations, ils ont proposé un « index d'instabilité de la marche » (index au sens de liste ordonnée) ensuite appliqué à la personne âgée.

D'après les travaux de McGraw (1940), Burnett & Johnson (1971) et Okamoto & Goto (1985), le développement de la marche indépendante montre une progression régulière. Trois stades peuvent être différenciés avant l'acquisition d'un pattern similaire à l'adulte :

- (1) **Marche très instable (Figure I.18).** Caractérisée par une large base de support, des bras en position haute et en abduction, coudes fléchis (*high guard position*), elle correspond au premier mois de marche indépendante de l'enfant.
- (2) **Marche instable.** Entre le premier et la fin du troisième mois, la base de support se réduit légèrement et la position des bras est moins marquée (*medium guard position*).

**(3) Marche légèrement instable.** La base de support et la position du corps (*low guard position*) évoluent jusqu'à atteindre un pattern de marche proche de celui de l'adulte à 3 ans.



Figure I.18. *Marche très instable caractéristique des premiers pas d'un enfant (in Okamoto & Okamoto, 2007).*

Des activités EMG particulières sont présentes durant les premiers mois de marche puis disparaissent progressivement (Okamoto, Okamoto, Andrew, & Ogawa, 1998b). Ainsi, des patterns EMG « excessifs » peuvent être associés à chaque stade de développement en lien avec l'instabilité de la marche (Figure I.19).

**(1) Marche très instable.** Au cours du premier mois, le vaste médial est actif dans la seconde moitié de la phase oscillante ; en phase d'appui, le tibial antérieur et le droit fémoral sont actifs en phase d'appui, et l'activité du vaste médial est continue. Ces caractéristiques ne sont habituellement plus observées dans les stades suivants et servent ainsi de marqueurs d'une marche très instable.

(2) **Marche instable.** Le gastrocnémien latéral est actif pendant la seconde moitié de la phase oscillante. Cette activité n'est généralement observée que pendant les trois premiers mois après le début de la marche.

(3) **Marche légèrement instable.** Le gastrocnémien latéral est actif en début de phase d'appui ; le biceps fémoral et le grand glutéal sont eux continuellement actifs du contact initial du pied à la propulsion.

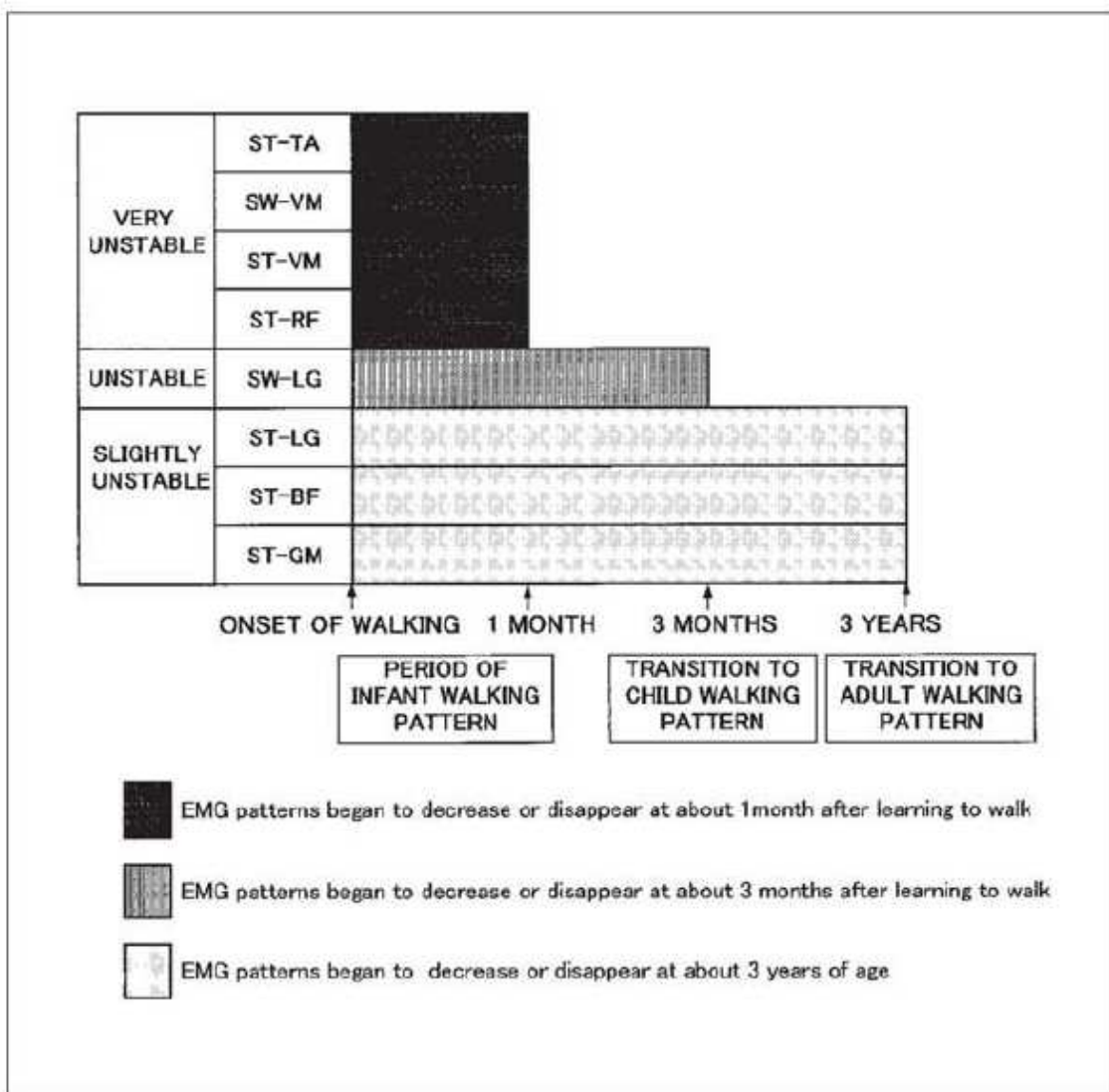


Figure I.19. Diagramme schématisé de l'activité EMG comme indication de la marche instable. ST : phase d'appui ; SW : phase oscillante ; TA : tibia antérieur ; VM : vaste médial ; RF : droit fémoral ; LG : gastrocnémien latéral ; BF : biceps fémoral ; GM : grand glutéal (in Okamoto & Okamoto, 2007).

Cet index EMG d'instabilité de la marche a été appliqué à la restauration de la marche après un accident vasculaire cérébral (AVC) chez un sujet hémiplegique âgé de 85 ans (Okamoto, Okamoto, & Ogawa, 1998a). L'activité EMG à un mois post-AVC a montré un pattern ressemblant à celui observé dans la marche très instable de l'enfant. Sept mois plus tard, ces patterns ont diminué ou disparu, malgré la persistance d'une légère activité trahissant encore une instabilité : les activités EMG étaient proches de la marche légèrement instable d'un enfant de moins de 3 ans. L'utilisation d'un chariot pour gagner en stabilité a conduit à l'observation d'un pattern très similaire au pattern adulte normal. Pour les auteurs, le principe de cette classification paraît ainsi tout à fait applicable à la récupération fonctionnelle après un AVC.

Dans ce chapitre, nous avons présenté un ensemble de paramètres et de techniques qui pourraient permettre d'appréhender la stabilité de la marche. Comparativement à une marche normale et stable, nous avons évoqué les modifications qui apparaissent lorsque l'instabilité est présente. Cependant, l'instabilité peut parfois être normale, comme par exemple chez le petit enfant où elle diminue à mesure du développement. Il est donc nécessaire, avant d'en étudier le caractère pathologique, de nous intéresser à l'ontologie de la stabilité ainsi qu'à sa dégénérescence naturelle au cours de la vie.

## 5 - Modifications naturelles et pathologiques de la stabilité

### 5.1 - Ontologie de la marche

*« L'enfant qui sait marcher est un dieu pour l'enfant dans son berceau. »*

Proverbe indien

Plusieurs années sont nécessaires entre les premiers pas d'un enfant et l'atteinte d'une marche complètement mature. De même, parvenir à un contrôle posturo-moteur de type adulte est le fruit d'un véritable apprentissage. Si, dans les premières années de marche autonome, un certain nombre de paramètres liés au cycle de marche évoluent vers un profil adulte (Sutherland, 1997), les contraintes d'équilibre dynamique liées à la marche vont nécessiter un temps plus long avant d'être totalement maîtrisées. Le développement des stratégies d'équilibre dynamique implique la maîtrise des fonctions d'anticipation et de couplage entre les différentes articulations mobilisées. Il se poursuit donc jusqu'à des âges relativement avancés de l'enfance (Assaiante & Amblard, 1993, 1995 ; Assaiante & Chabrol, 2010). Avec la pratique et la maturation des systèmes, un pattern de marche stable et efficient va peu à peu émerger.

Souvent précédée de la marche en cabotage (en « crabe » le long d'un support) ou tenue par les mains, l'acquisition de la marche autonome survient entre 11 et 16 mois. Les premiers mois de marche sont évidemment caractérisés par une forte instabilité. L'enfant est confronté à un tout nouveau problème : alors qu'il n'a pour le moment expérimenté que l'équilibre statique sur deux pieds, marcher implique d'alterner les phases d'appui bipodal et unipodal, le plaçant ainsi dans une position de déséquilibre quasi-permanente. Marcher requiert en plus de supporter le poids du corps et de se propulser vers l'avant. Or, à cet âge, les conditions nécessaires à la réalisation de ces tâches ne sont pas réunies. L'enfant manque de contrôle postural (Thelen, 1984, 1986) comme l'attestent une large base de support, une longue phase

de double appui, une pose du pied à plat sans contact du talon et une attitude générale très rigide avec les bras écartés et les coudes fléchis (Ledebt, 2000), caractéristiques qui peuvent être interprétées comme des adaptations fonctionnelles à l'instabilité. L'attitude corporelle n'est d'ailleurs pas sans rappeler la théorie du gel des degrés de liberté (Bernstein, 1967) en début d'apprentissage d'une coordination motrice. Cela revient à bloquer les articulations pour minimiser le nombre de degrés de liberté à contrôler simultanément, avant de libérer progressivement les degrés de liberté. D'autre part, le jeune enfant n'a pas la force musculaire suffisante à la propulsion : de ce fait, à la pose du pied, l'enfant est en situation de chute contrairement à l'adulte qui lui est en situation de propulsion, ce qui fait dire à Bril et Brénière (1988) que l'enfant marche en tombant, alors que l'adulte tombe en marchant. L'enfant est également dépendant de l'immaturation des réseaux neuronaux (Forssberg, 1985) qui explique par exemple la co-contraction des fléchisseurs et extenseurs de la cheville en phase d'appui (Berger, Quintern, & Dietz, 1985). Les premiers mois sont cependant marqués par une évolution très rapide des paramètres spatiotemporels (Chang, Kubo, Buzzi, & Ulrich, 2006), notamment de la vitesse de marche qui passe de 0,20 m/s à 0,80 m/s, ou de la longueur de pas qui s'accroît en même temps que la base de support et la durée relative de double appui diminuent. La gamme des vitesses utilisées au cours d'une session d'enregistrement s'élargit aussi de manière importante, témoignant d'une plus grande capacité de modulation du mouvement. Pour Blandine Bril (Bril & Brénière, 1992 ; Bril, 2000), les trois à cinq premiers mois (selon les progrès réalisés par les enfants) constituent la première phase d'un processus d'acquisition de la marche en deux étapes. Elle correspond à une phase « d'intégration de la posture et du mouvement », au cours de laquelle « l'enfant apprend à utiliser les contraintes mécaniques du système composé de son corps, du sol sur lequel il marche et de la gravité. » La seconde phase, « phase d'ajustement », correspond à une période d'affinement du contrôle de la marche et prendrait fin après environ 5 à 6 années de marche indépendante, c'est-à-dire

vers 6-7 ans (Brénière & Bril, 1998 ; Ledebt, Bril, & Brénière, 1998). Cela va dans le sens des principaux résultats sur l'âge d'acquisition de caractéristiques de la marche semblables à celles de l'adulte (Okamoto & Kumamoto, 1972 ; Sutherland, Olshen, Biden, & Wyatt, 1988 ; Sutherland, 1997 ; Vaughan, 2003 ; Ganley & Powers, 2005). C'est au cours de cette période, mais seulement après environ trois années de marche autonome, que les valeurs d'accélération verticale au moment du contact du sol vont enfin devenir positives (Figure I.20) : l'enfant ne marche plus en tombant, il est à présent capable de se propulser durant le simple appui (même si des valeurs adultes ne seront atteintes que deux ans plus tard environ).

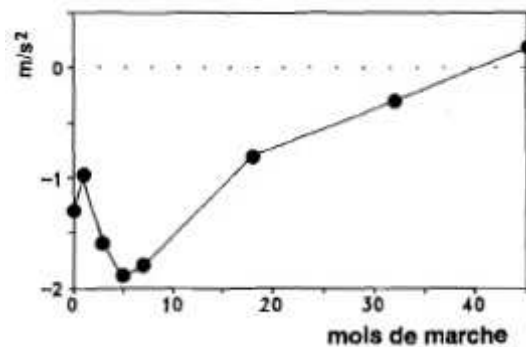


Figure I.20. Courbe de développement des valeurs moyennes de l'accélération verticale au moment du contact du pied (in Bril, 2000 ; adapté de Brénière & Bril, 1998).

Les caractéristiques qui marquaient au plus jeune âge la recherche d'une plus grande stabilité n'ont plus lieu d'être. La base de support se réduit encore jusqu'à sa valeur minimale atteinte vers l'âge de 3 ans, précisément quand l'enfant commence à pouvoir marcher sur des supports étroits (Assaiante & Amblard, 1993, 1995). C'est également pendant cette phase que vont se mettre en place les activités anticipatrices qui permettent de prévoir le déséquilibre et d'y faire face (Bouisset & Zattara, 1981). Il semblerait que la transition entre la phase d'intégration et la phase d'affinement soit liée à l'apparition d'un contact régulier par le talon (Figure I.21), rendu possible par l'amélioration significative du contrôle postural (Thelen, Bril, & Brénière, 1992).



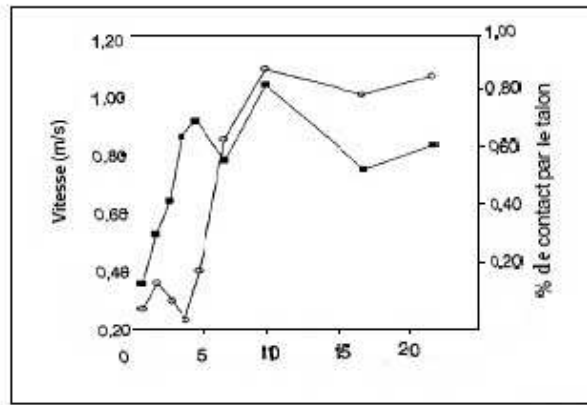


Figure I.21. *Vitesse moyenne (carré plein) et fréquence de contact par le talon (cercle vide) en fonction du nombre de mois de marche indépendante (in Bril, 2000).*

Si un désaccord existe dans la littérature quant à l'âge d'acquisition d'une marche mature (fixé selon les auteurs entre 3 ans  $\frac{1}{2}$  - 4 ans et 6-7 ans), ces différences s'expliquent notamment par la nature des paramètres considérés, les conditions d'enregistrement, et de ce que les auteurs entendent par maturité. A 7 ans, toutes les caractéristiques cinématiques, cinétiques et électromyographiques seraient présentes chez l'enfant (Sutherland, 1997). De même, les changements des paramètres spatiotemporels postérieurs à cet âge seraient dus essentiellement à la croissance (Vaughan, 2003), ceux-ci n'évoluant plus une fois normalisés par la taille ou la longueur de jambe (Figure I.22).

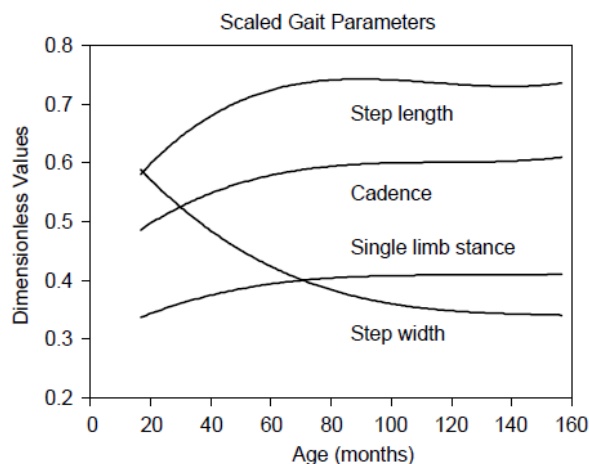


Figure I.22. *Modifications des paramètres spatiotemporels au cours de l'enfance (in Vaughan, 2003). Normalisés selon Hof (1996), ils évoluent les six premières années (72 mois) puis demeurent invariants par la suite.*

Cependant, l'étude des fluctuations d'un cycle à l'autre révèle des changements significatifs, non liés à la croissance, entre des enfants de 6-7 ans et des enfants de 11-14 ans (Hausdorff, Zemani, Peng, & Goldberger, 1999). Par exemple, si le coefficient de variation de la durée de cycle diminue de moitié entre 4 et 7 ans (de 8,4% à 4,3%), il reste significativement plus élevé que chez les enfants de 11 ans (1,9%) (Figure I.23).

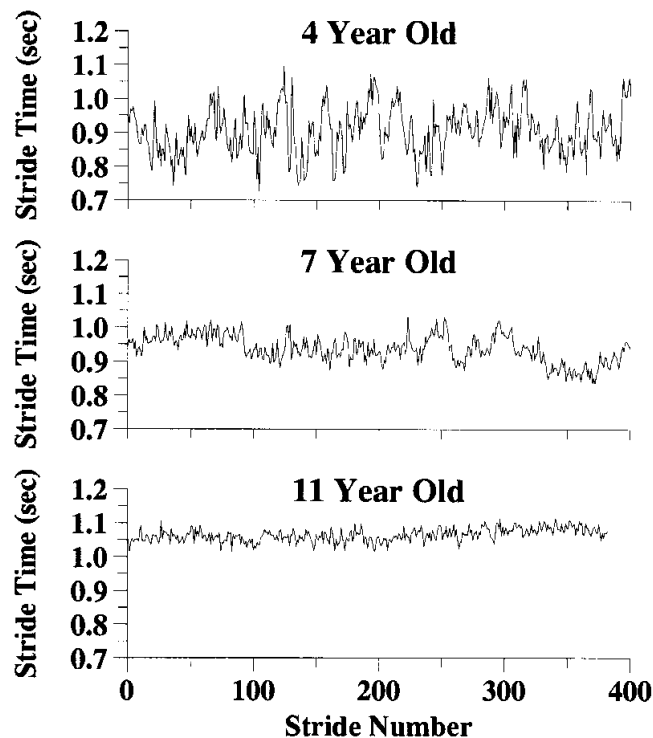


Figure I.23. *Fluctuations temporelles de la durée du cycle chez des enfants de 4 ans, 7 ans et 11 ans (in Hausdorff et al., 1999).*

Les mesures de l'organisation temporelle démontrent également de subtiles différences dans la structure dynamique des fluctuations : l'index fractal  $\alpha$ , identique dans les groupes d'enfants de 3-4 ans et 6-7 ans, est plus grand que chez les enfants de 11-14 ans dont les valeurs sont proches de celles des adultes. Ces résultats indiquent que le contrôle de la marche n'est pas encore totalement mature à 7 ans et qu'il faudrait attendre l'âge de 11 ans environ pour qu'il le devienne.

## 5.2 - Stabilité et vieillissement

« *I am a slow walker, but I never walk backwards.* »

Abraham Lincoln

L'avancée en âge s'accompagne d'une sénescence, c'est-à-dire de changements dans les structures anatomiques, physiologiques et cognitives, en l'absence de toute pathologie. Une lente dégradation des systèmes musculo-squelettiques et neurologiques qui contribuent à l'équilibre et au contrôle postural s'opère progressivement (Lord & Ward, 1994 ; Menz et al., 2003c) et induit par exemple : déficit vestibulaire, baisse d'acuité visuelle, proprioception et sensibilité moins bonnes, perte de force musculaire, ou temps de réaction accru. Ce processus de vieillissement n'est ni linéaire pour un individu ni uniforme à travers les individus (Pendergast, Fischer, & Calkins, 1993), mais les modifications qui ont lieu peuvent plus ou moins altérer la stabilité dynamique des sujets et augmenter à terme le risque de chute.

Les études qui se sont intéressées à l'identification au niveau de la marche de changements liés à l'âge sont très nombreuses (Murray, Drought, & Kory, 1964 ; Cunningham et al., 1982 ; Hageman & Blanke, 1986 ; Winter et al., 1990 ; Elble, Thomas, Higgins, & Colliver, 1991 ; Menz et al., 2003a, 2003c ; Hollman et al., 2007). De manière générale, il a été démontré que l'organisation de la marche évolue vers une vitesse préférentielle et une vitesse maximale plus lentes (Imms & Edholm, 1981 ; Bohannon, 1997), une phase de double appui plus longue, des pas plus courts, une base de support élargie, moins de déplacements verticaux du centre de masse, une moins bonne synchronisation entre le mouvement de jambes et le ballant des bras. D'autres altérations ont également été retrouvées : amplitude réduite de mouvement de la hanche (Murray et al., 1969 ; Crowinshield, Brand, & Johnston, 1978 ; Elble et al., 1991 ; Kerrigan, Todd, Croce, Lipsitz, & Collins, 1998), une vitesse

angulaire du tronc diminuée (Gill et al., 2001), une puissance générée au niveau de la cheville moindre (Winter et al., 1990 ; Judge, Davis, & Ounpuu, 1996 ; Kerrigan et al., 1998), une inclinaison pelvienne antérieure accrue (Kerrigan et al., 1998), une pose de pied davantage en rotation externe (Murray et al., 1964, 1969). Ces changements sont souvent interprétés comme l'adoption d'un pattern de marche plus stable et plus sûr, mis en place pour compenser la réduction des capacités physiques. D'autre part, la variabilité des paramètres spatiotemporels est augmentée avec l'âge, trahissant plus concrètement l'instabilité dynamique.

Cependant, si la dégradation de la marche commence dès l'âge de 50-55 ans et s'accélère après 60-65 ans, ce n'est que chez les sujets plus âgés (75 ans et plus) qu'elle est systématiquement visible. Ainsi, les premiers effets de la sénescence sur la stabilité de la marche ne sont pas toujours discernables en conditions de marche préférentielle et ne sont révélés que dans des conditions plus déstabilisantes (e.g. surface irrégulière) ou faisant appel au paradigme de la double tâche. Celui-ci est défini par la réalisation simultanée de deux tâches : l'une « primaire » et l'autre « secondaire » pour lesquelles les modifications des performances sont mesurées (Abernethy, 1988 ; Beauchet & Berrut, 2006). Il semble en effet qu'avec l'âge, le contrôle de la marche nécessite de plus en plus de « contrôle cognitif » et de ressources attentionnelles (McDowd, Verduyssen, & Birren, 1991).

En fait, toutes les caractéristiques d'une marche instable sont surtout exacerbées chez les sujets plus âgés, chez les sujets chuteurs (Figure I.24) et chez les personnes présentant une peur de tomber (Maki, 1997 ; Hausdorff et al., 1997a ; Hausdorff, Rios, & Edelberg, 2001b ; Hollman et al., 2007).

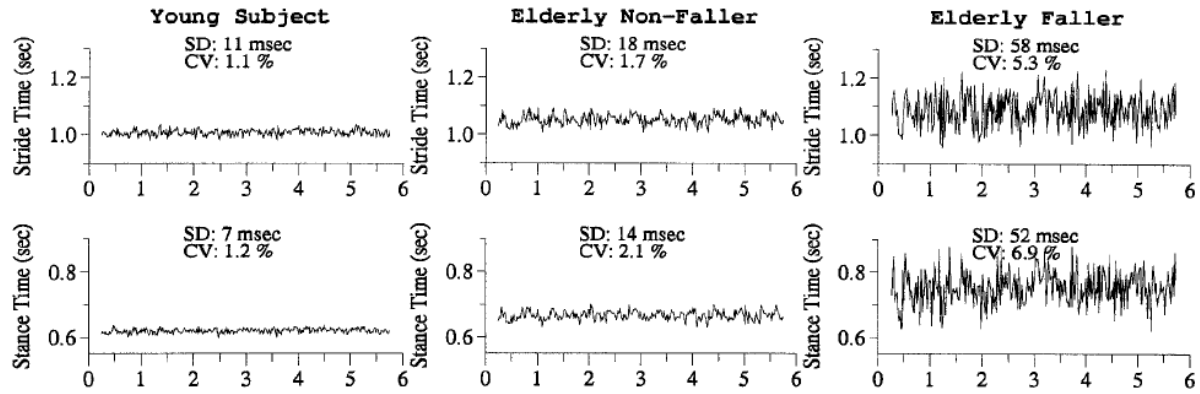


Figure I.24. *Fluctuations temporelles des durées de cycle (en haut) et d'appui (en bas) chez un sujet jeune, un individu âgé non chuteur et un chuteur âgé (in Hausdorff et al., 1997a).*

La marche de la personne âgée saine n'est pas sans rappeler l'autre extrémité du spectre des âges, la petite enfance, avec laquelle elle partage de nombreuses similitudes. Au cours de la vie, la variabilité du cycle de marche change d'ailleurs selon un modèle en U : élevée chez l'enfant, faible chez l'adulte, élevée chez le sujet très âgé (Hausdorff et al., 1999).

Cependant, l'analyse dynamique des fluctuations démontrent que les personnes âgées ne retournent pas simplement à un pattern de marche immature (Hausdorff et al., 1997b). L'index fractal  $\alpha$ , obtenu par une analyse des fluctuations redressées, est le plus élevé chez les enfants ( $0.93 \pm 0.04$ ), autour de 0.87 ( $0.87 \pm 0.15$ ) chez de jeunes adultes, le plus bas chez la personne âgée ( $0.68 \pm 0.14$ ) (Hausdorff et al., 1997b, 1999) (Figure I.25). Ainsi, alors que le caractère fractal de la marche est confirmé chez l'enfant, avec l'âge la marche montre moins de corrélation à long terme et devient plus aléatoire, comme c'est notamment le cas dans certaines pathologies. De même, l'analyse de la cinématique par les exposants de Lyapunov a montré davantage de bruit et plus d'instabilité locale chez les sujets âgés en comparaison à des sujets jeunes (Buzzi et al., 2003).

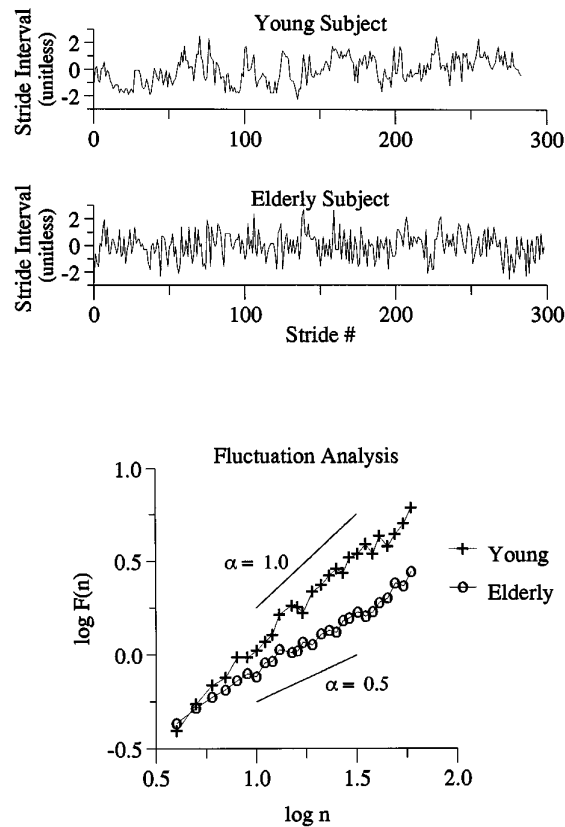


Figure I.25. Effets de l'âge sur les fluctuations de la durée du cycle : en haut, la série temporelle pour un sujet jeune de 23 ans et un sujet âgé de 71 ans ; en bas, résultats de l'analyse des fluctuations redressées (in Hausdorff et al., 1997b).

### 5.3 - Pathologies

« Vous êtes bon lorsque que vous marchez fermement vers votre but d'un pas intrépide. Pourtant, vous n'êtes pas mauvais lorsque vous y allez en boitant. Même ceux qui boitent ne vont pas en arrière. »

Gibran (1923)

La stabilité dynamique est liée à de multiples systèmes physiologiques et l'atteinte pathologique de l'une ou l'autre de ces structures peut donc altérer les capacités de l'individu à gérer les perturbations inhérentes à la marche. Si certains traumatismes (amputation, intervention chirurgicale), troubles cognitifs (troubles de la vigilance, prise de risque,

perturbation ou suppression sensorielle) ou même mécanismes physiopathologiques (obésité : Hills & Parker, 1991 ; Corbeil, Simoneau, Rancourt, Tremblay, & Teasdale, 2001) sont susceptibles d'induire une modification de l'organisation de la marche et de l'équilibre, dans les faits, les affections neurologiques sont les premières causes des troubles de l'équilibre et à l'origine de la majorité des chutes. Nous ne traiterons ici que des pathologies les plus couramment étudiées dans la littérature en lien avec la stabilité de la marche.

- **La maladie de Parkinson** (Hausdorff, Cudkowicz, Firtion, Wie, & Goldberger, 1998 ; Hausdorff et al. 2000 ; Schaafsma et al., 2003 ; Del Olmo & Cudeiro, 2005 ; Frenkel-Toledo et al., 2005 ; Yang, Lee, Cheng, Lin, & Wang, 2008).

Elle est la deuxième maladie neurodégénérative la plus fréquente après la maladie d'Alzheimer. Les troubles de marche et de l'équilibre sont davantage caractéristiques des stades avancés de la maladie et concerneraient alors plus de 50 % des patients parkinsoniens. Ils sont à la base de la classification en cinq stades évolutifs de la maladie de Parkinson par Hoehn et Yahr (1967). Les caractéristiques les plus remarquables de la marche parkinsonienne sont la festination et le freezing. La festination correspond à une accélération de la cadence du pas associée à de petits pas, donnant l'impression que le patient court après son centre de masse pour ne pas tomber en avant. Le freezing traduit le sentiment soudain du patient d'avoir le pied collé au sol, entraînant une interruption subite de la marche. Ainsi, parce qu'il entraîne une restriction de la mobilité et augmente le risque de chute, le freezing devient une menace importante pour la qualité de vie.

- **La maladie de Huntington** (Hausdorff et al., 1997b, 2000).

Dégénérescence neuronale d'origine génétique, la chorée de Huntington induit, comme son nom l'indique, des mouvements choréiformes (mouvements brusques, brefs, saccadés

et désordonnés) qui sont incontrôlables et imprévisibles. Dès le début de la maladie, des troubles de la marche sont observés, se traduisant par une marche ataxique et instable.

- **La sclérose latérale amyotrophique** (Hausdorff et al., 2000).

Elle est due à une dégénérescence progressive des motoneurones du cortex cérébral et de la corne antérieure de la moelle épinière, associée à une destruction du faisceau pyramidal. Elle est caractérisée par un affaiblissement puis une paralysie des muscles respiratoires, des muscles de la déglutition et de la parole, ainsi que des muscles des membres supérieurs et inférieurs, d'où une gêne à la marche, des troubles de l'équilibre, et/ou des chutes.

- **Le diabète de type 2** (Kwon, Minor, Maluf, & Mueller, 2003 ; Allet et al., 2008, 2009a).

Maladie métabolique, le diabète n'en est pas moins la première cause de neuropathie périphérique au niveau mondial. Celle-ci caractérise l'atteinte du système nerveux périphérique et prédomine au niveau des membres inférieurs en raison de la plus grande fragilité des fibres longues sensibles peu myélinisées. Elle affecte à la fois la sensibilité profonde et la fonction motrice, expliquant certainement en partie la prévalence des chutes chez les sujets diabétiques.

- **L'accident vasculaire cérébral** (Yelnik, 2004 ; Balasubramanian et al., 2009).

Déficit neurologique soudain d'origine vasculaire, l'accident vasculaire cérébral est la première cause de handicap non traumatique en France. Ces effets sont variables mais la déficience motrice implique très souvent une hémiplégie ou une hémiparésie des muscles du côté controlatéral de la lésion. L'équilibre du patient est évidemment altéré par



l'asymétrie du contrôle moteur, mais aussi par les perturbations des informations sensibles tactiles et proprioceptives, souvent associées, ou par l'existence de certains troubles neuropsychologiques, en particulier la négligence visuospatiale.

- **Le traumatisme crânien** (Parker, Osternig, Lee, Van Donkelaar, & Chou, 2005 ; Niechwiej-Szwedo et al., 2007).

Une lésion diffuse peut affecter les processus cognitif et sensorimoteur, c'est pourquoi l'une des manifestations cliniques fréquemment rapportées après un traumatisme crânien est l'instabilité posturale en statique et pendant la marche.

- **Le syndrome vestibulaire** (Tucker et al., 1998).

Manifestation clinique d'une atteinte du système vestibulaire, les patients peuvent éprouver des vertiges, une instabilité orthostatique et dynamique avec une difficulté à stabiliser leur perception de l'environnement pendant le mouvement. Le syndrome vestibulaire peut donc significativement augmenter le risque de chute.

- **La paralysie cérébrale** (MacKeith & Polani, 1959 ; Hsuea, Miller, & Su, 2009a, 2009b ; Penneçot, 2009).

La paralysie cérébrale est la conséquence d'une lésion cérébrale pré-, per- ou post-natale. Elle consiste en un trouble moteur pouvant s'accompagner d'atteintes sensorielles (visuelles, acoustiques, proprioceptives), de troubles de la commande motrice, de déficit musculaire et d'atteinte des fonctions supérieures (langage, spatialisation, gnosies). La lésion neurologique est stable et non évolutive, par contre les problèmes orthopédiques sont évolutifs en raison de la croissance d'une part et du retentissement des déformations articulaires initiales sur les articulations adjacentes. De ce fait, des propositions

thérapeutiques sont faites pour améliorer ou stabiliser la façon de marcher des patients. Les troubles de la marche sont divers, nous en reparlerons plus loin, mais à titre d'exemple, il est clair qu'une marche en équin limite la surface de contact du pied avec le sol et complexifie la stabilité dynamique.

Cette revue de littérature nous a permis de présenter et de développer un ensemble de notions et faits qui, nous l'espérons, auront apporté au lecteur une conceptualisation plus claire de l'équilibre et de la stabilité, à la fois dans leurs approches fondamentale et appliquée. Cependant, pour que tout cela trouve un intérêt concret, il est indispensable de tenir compte de la problématique clinique en identifiant les besoins, les objectifs et les limites des outils d'évaluation, pour proposer par la suite une solution.

## **CHAPITRE II - Problématique clinique**

Qu'elle qu'en soit l'origine, les troubles de l'équilibre dynamique sont responsables de chutes plus ou moins fréquentes. Parfois, ces chutes sont particulièrement redoutées car elles peuvent être traumatisantes (fracture du membre supérieur ou du col fémoral), notamment chez la personne âgée ou chez les patients en phase précoce de rééducation. Afin de prévenir ou de corriger l'instabilité, différentes propositions thérapeutiques peuvent être faites au patient. Selon l'étiologie clinique, activité physique et kinésithérapie, aide de marche et appareillage, traitements médicamenteux, injections de toxine botulique, ou encore chirurgie peuvent contribuer à limiter les retentissements pathologiques sur la marche et à améliorer efficacement l'équilibre dynamique. Actuellement, il semble impossible de mettre en route un traitement ou une prise en charge sans en évaluer l'efficacité. Selon l'équipement dont dispose chaque unité de soin, ces bilans cliniques peuvent aller de l'évaluation via les échelles et classifications aux examens instrumentalisés.

## 1 - Propositions thérapeutiques

La prévention de la chute fait notamment l'objet de programmes d'activités physiques ou de kinésithérapie. Certaines études ont été réalisées chez des sujets encore autonomes, d'autres se sont intéressées à des sujets dépendants, en phase de rééducation ou vivant en institution. Les moyens employés dans ces sessions sont très variés (Brown, 1999 ; Jacquot, Strubel, Almeras, & Pélissier 1999) et sont parfois complétés par des exercices réalisés par les sujets à leur domicile (Campbell et al., 1997). Les grands axes de traitement de l'instabilité associent souvent l'entraînement de l'équilibre statique à celui de l'équilibre dynamique. Ces méthodes intègrent des assouplissements, des exercices d'équilibre statique (sur un ou deux pieds, position en tandem, sur plan instable, sur plate-forme de stabilométrie), des mouvements dissociés du tronc et des membres, des exercices de marche (sur une ligne, sur les talons, sur les pointes) et des exercices d'adresse et de coordination (Lichtenstein, Shields, Shiavi, & Burger, 1989). Ils sont complétés par des réentraînements fonctionnels (transfert, demi-tour, marche avec changement subit de rythme et de direction, sauts, ramassage d'objets au sol, etc....) (Jacquot et al., 1999). Globalement, les différentes interventions ont montré une certaine efficacité à prévenir les chutes (Krebs et al., 1998 ; Santos & Suarez, 2003 ; Bonan et al. 2004).

L'utilisation d'éléments « facilitateurs » peut aider à mieux gérer les déséquilibres. La canne par exemple, fréquemment adoptée par les personnes âgées ou en cas d'hémiplégie sévère, contribuerait à réduire le risque de chute (Kuan, Tsou, & Su, 1999 ; Bateni & Maki, 2005 ; Allet et al., 2009b) en augmentant la stabilité en phase d'appui unipodal. Quand l'instabilité est trop forte, un déambulateur peut permettre une déambulation plus sûre et fonctionnelle. Les orthèses diurnes à visée fonctionnelle facilitent également la marche ou la déambulation en palliant à des insuffisances inhérentes au type d'atteinte. Les orthèses améliorent la marche selon deux 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, & Mégrot, 2009).

Les gestes thérapeutiques poursuivent généralement le but d'améliorer la fonction locomotrice et d'éviter la dégradation orthopédique (Penneçot, 2009). Indirectement, ils visent une amélioration de la vie quotidienne au travers de l'augmentation du périmètre de marche, de la diminution de la dépense énergétique et/ou de la baisse du risque de chute. Il est à noter que les techniques multisites (injection ou chirurgie) sont d'un grand intérêt (Lebardier & Presedo, 2009 ; Molenaers et al., 2009) car l'idée d'une correction globale des anomalies repose notamment sur la notion d'équilibre. Comme l'expliquent Lebardier et Presedo (2009) à propos de l'enfant paralysé cérébral, « malgré les différentes anomalies qu'il présente, [celui-ci] est toujours dans une situation d'équilibre, même précaire. Toute modification de la position d'une articulation aboutit à une modification de l'équilibre global et risque dans la majorité des cas d'aboutir à une situation de déséquilibre que l'enfant cherchera à corriger en revenant à la situation antérieure ». Au contraire, une correction d'ensemble permettra de créer un nouvel équilibre et d'éviter la récurrence.

Afin d'établir la thérapeutique dont l'indication semble la plus pertinente et d'en mesurer par la suite les résultats, l'évaluation du patient pré-thérapeutique et post-thérapeutique est indispensable (Lucet, Mégrot, & Gouraud, 2010). Il en est de même pour la mise en place de protocoles expérimentaux.

## **2 - Outils d'évaluation et de quantification**

### **2.1 - Echelles et classifications**

Les échelles d'évaluation du risque de chute sont de loin les outils les plus utilisés, tout simplement car elles sont souvent faciles à compléter et s'intègrent naturellement dans

l'interrogatoire du patient et l'examen pratiqué par le médecin. Le souci, cependant, est que l'équilibre est un phénomène complexe et l'instabilité est rarement due à une cause unique, une variété de facteurs étant par exemple associée au risque de chute. De ce fait, les échelles sont souvent axées sur un aspect particulier ou sur une population de patients précis. Plusieurs revues systématiques de la littérature se sont consacrées au référencement de ces outils, principalement chez l'adulte et la personne âgée (Perell et al., 2001 ; Oliver, Daly, Martin, & McMurdo, 2004 ; Yelnik & Bonan, 2008). A partir de mots-clés tels que « chute, équilibre, évaluation, questionnaires, prédiction, facteurs de risque », nous dénombrons plus de cinquante moyens d'évaluation, cela même en faisant abstraction des échelles développées pour l'enfant. Bien évidemment, dans le contexte qui nous intéresse dans ce travail, l'instabilité au cours de la marche, nous pouvons réduire ce nombre en excluant celles qui ne prennent pas en compte la marche. En effet, la tâche qui consiste à maintenir la stabilité pendant que l'on marche est clairement différente de celle de maintenir la stabilité lorsque l'on est juste debout. Ainsi, sans les remettre en cause, nous ne pouvons pas considérer comme adaptés à notre problématique les échelles ou tests qui sont basés uniquement sur l'aspect orthostatique. Les outils d'évaluation clinique peuvent être classés selon deux grandes catégories : les classifications, basées sur l'interrogatoire ou l'observation rapide des capacités de marche ; les tests fonctionnels, qui sont des évaluations de visu nécessitant la réalisation de tâches par le patient. Treize d'entre eux sont listés dans le tableau II.1 qui en indique certaines caractéristiques, telles que le nombre d'items en lien avec la marche, la fidélité inter-observateurs, la fidélité test-retest ou le seuil de risque de chute (si celui-ci a été identifié). La sensibilité\* et la spécificité\*, qui donnent une appréciation de la validité intrinsèque, sont également indiquées.

---

\* En statistique, la sensibilité est la capacité d'un test ou d'un examen diagnostique de donner un résultat positif lorsque la maladie (ou la condition) est présente. Elle s'oppose à la spécificité, qui est la capacité de donner un résultat négatif lorsque la maladie (ou la condition) n'est pas présente.

Tableau II.1. Revue des principaux outils cliniques d'évaluation du risque de chute intégrant la marche dans leur cotation (adultes et personne âgées)

| Outil  | Auteur                | Populations testées | Durée (mn) | Nombre d'items ou de classes | Items en lien avec la marche | Fidélité inter-observateurs | Fidélité test-retest | Seuil du risque de chute | Changement minimal détectable | Sensibilité (%) | Spécificité (%) | Evaluation |      |      |                                      |           |
|--|-----------------------|---------------------|------------|------------------------------|------------------------------|-----------------------------|----------------------|--------------------------|-------------------------------|-----------------|-----------------|------------|------|------|--------------------------------------|-----------|
|  |                       |                     |            |                              |                              |                             |                      |                          |                               |                 |                 | Chutes     | Peur | Aide | Stationnarité                        | Stabilité |
| <b>Tests fonctionnels</b>                        |                       |                     |            |                              |                              |                             |                      |                          |                               |                 |                 |            |      |      |                                      |           |
| Dynamic Gait Index                               | Whitney (2000)        | G, VD, MS, AVC, PD  | 10         | 8                            | 7                            | 0.98                        | 0.94-0.96            | G : 19<br>MS : 12        | AVC : 4.0<br>VD : 3.2         | 85              | 38              |            | X    | X    | X                                    |           |
| Elderly Fall Screening Test                      | Cwikel (1998)         | G                   | 10         | 5                            | 2                            |                             |                      | 3                        |                               | 83              | 69              | X          |      | X    | X                                    |           |
| Functional Gait Assessment                       | Shumway-Cook (1995)   | G, VD, AVC          | 5          | 10                           | 10                           | 0.74-0.93                   |                      | 22                       | 4.2                           |                 |                 |            | X    | X    | X                                    |           |
| Modified Gait Abnormality Rating Scale           | Van Swearingen (1996) | G                   | 5          | 7                            | 7                            | 0.58-0.60                   | 0.49-0.68            | 9                        |                               |                 |                 |            |      | X    | X                                    |           |
| Timed Up & Go                                    | Podsiadlo (1991)      |                     | 2          | 1                            | 1                            | 0.98                        | 0.85-0.96            | 14                       | 2.9                           | 87              | 87              |            |      | X    |                                      |           |
| Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment | Tinetti (1986)        | G                   | 15         | 16                           | 7                            | 0.85                        |                      | 18                       |                               | 80              | 74              |            |      | X    | X                                    |           |
| <b>Classifications / Questionnaires</b>          |                       |                     |            |                              |                              |                             |                      |                          |                               |                 |                 |            |      |      |                                      |           |
| Activity-Specific Balance Confidence Scale       | Powell (1995)         | G, VD, MS, AVC, PD  | 10         | 16                           | 6                            |                             | 0.85-0.94            | G : 67                   | PD : 13                       | 84              |                 |            | X    |      |                                      |           |
| Fall Efficacy Scale                              | Tinetti (1990)        | G                   | 10         | 10                           | 1                            |                             | 0.71-0.97            | 80                       |                               |                 |                 |            | X    |      |                                      |           |
| Functional Ambulation Classification             | Holden (1984)         | AVC                 | 2          | 5                            | 5                            | 0.905                       | 0.95                 | 4                        |                               |                 |                 |            | X    |      |                                      |           |
| Get Up & Go                                      | Mathias (1986)        | G                   | 2          | 5                            | 5                            |                             |                      | 3                        |                               |                 |                 |            |      | X    | X                                    |           |
| Morse Fall Scale                                 | Morse (1989)          | G                   | 2          | 6                            | 1                            | 0.96                        |                      | 45                       |                               | 78              | 83              | X          | X    |      |                                      |           |
| Rivermead Mobility Index                         | Collen (1991)         | AVC                 | 5          | 15                           | 5                            | 0.92                        | 0.96                 |                          | 2.2                           |                 |                 |            |      |      | Capacité à réaliser certaines tâches |           |
| STRATIFY   | Oliver (1997)         | G                   | 5          | 7                            | 1                            |                             |                      | 2                        |                               | 93              | 88              | X          | X    |      |                                      |           |

G = Gériatrie ; VD = Troubles vestibulaires ; MS = Sclérose en plaques ; AVC = Accident Vasculaire Cérébral ; PD = Maladie de Parkinson

Pour terminer, les dernières colonnes du tableau spécifient la nature des critères évalués, à savoir l'historique des chutes, la peur de chuter, la nécessité d'aide de marche, les modifications du pattern global (noté « stationnarité ») et la stabilité de la marche.

Le test de Tinetti (ou Performance Oriented Mobility Assessment, POMA) et le Timed Up & Go sont des tests utilisés classiquement en gériatrie (Yelnik & Bonan, 2008). Le POMA (Tinetti, 1986) est basé sur l'évaluation d'items sous la forme d'une échelle ordinaire de 0 à 1 ou 0 à 2, où un score de 0 représente le trouble maximal. Les scores sont combinés pour donner trois mesures – un score d'équilibre (sur 16), un score de marche (sur 12) et un score global (sur 28). Un score inférieur à 19 indiquerait un fort risque de chute. Le POMA constitue un test reproductible et valide pour l'évaluation de l'équilibre et de la marche de la personne âgée ou d'autres populations pathologiques (Kegelmeyer, Kloos, Thomas, & Kostyk, 2007). Son principal inconvénient est le nombre de variations existantes par rapport au test initialement proposé par Tinetti, rendant difficile une méta-analyse de la littérature (Köpke & Meyer, 2006 ; Gates, Smith, Fisher, & Lamb, 2008).

Initialement nommé Get Up and Go (Mathias, Nayak, & Isaacs, 1986), ce test est devenu le Timed Up & Go suite à la publication de Podsiadlo et Richardson (1991) l'ayant validé avec un score temporel. Un sujet assis sur une chaise doit se lever, marcher trois mètres devant lui, retourner vers la chaise et s'asseoir. Le score est donné par la durée de réalisation. Pour une durée supérieure à 14 secondes, le test indiquerait un risque de chute accru (Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000). Les diverses études menées afin de tester la reproductibilité test-retest ou inter-observateurs et la validité externe du Time Up & Go convergent pour en démontrer la forte validité (Siggeirsdóttir, Jónsson, Jónsson, & Iwarsson, 2002 ; Flansbjerg, Holmbäck, Downham, Patten, & Lexell, 2005).



Parmi les autres tests fonctionnels, nous pouvons citer le Dynamic Gait Index (Whitney, Hudak, & Marchetti, 2000), l'Elderly Fall Screening Test (Cwikel, Fried, Biderman, & Galinski, 1998), le Functional Gait Assessment (Shumway-Cook & Woollacott, 1995) ou la Modified Gait Abnormality Rating Scale (VanSwearingen, Paschal, Bonino, & Yang, 1996). Tous contiennent un ou deux items que nous pouvons considérer comme évaluant en partie la stabilité de la marche, dans des termes de déviations au cours de la locomotion, de discontinuité des pas ou d'imprédictibilité du rythme.

Les classifications sont davantage orientées, pour tout ou partie, vers la catégorisation de la marche d'un patient en fonction de son niveau de dépendance, de l'utilisation d'aide ou du périmètre de marche. Cela est notamment le cas pour la Functional Ambulation Classification (Holden, Gill, Magliozzi, Nathan, & Piehl-Baker, 1984), la New FAC, sa version modifiée (Brun et al., 2000), ou encore l'Expanded Disability Status Score (Kurtzke, 1983). Les questionnaires se limitent souvent, quant à eux, à coter le besoin d'aide de marche parmi d'autres items portant sur divers critères identifiés précédemment comme des risques de chute (diagnostic, médication, statut mental, peur de chuter, capacité à réaliser des gestes de la vie quotidienne, etc.). Ils sont ainsi très complets mais assez peu représentatifs de l'instabilité liée à la marche.

En ce qui concerne l'évaluation des enfants, beaucoup moins d'outils sont répertoriés, validés, et surtout, peu sont largement utilisés. Une grande majorité seraient d'ailleurs développés en interne, notamment aux Etats-Unis (81% - Child Health Corporation of America Nursing Falls Study Task Force, 2009). De plus, ces tests et échelles sont des évaluations multifactorielles du risque de chute et rares sont celles qui intègrent la marche dans leurs critères. Certains cliniciens (Rasmus, Wilson, Smith, & Newman, 2006) utilisent alors les échelles destinées à l'adulte, comme la Morse Fall Scale (Morse, Morse, & Tylko, 1989). L'évaluation de la marche pédiatrique semble davantage orientée vers les capacités

fonctionnelles et, à notre connaissance, aucun test clinique ne quantifie spécifiquement la stabilité ou le risque de chute chez l'enfant. Nous citerons néanmoins trois classifications (GMFCS, FMS, FAQ) et une échelle fonctionnelle (EMFG), toutes originellement développées pour l'enfant paralysé cérébral, et certainement les plus répandues sur le plan international à la lecture de la littérature. Le Gross Motor Function Classification System (Palisano et al., 1997) classe les patients en niveaux 1 à 5 selon leur mobilité fonctionnelle ou leur limitation d'activité. La Functional Mobility Scale (Graham, Harvey, Rodda, Natrass, & Pirpiris, 2004) précise les conditions de déplacement dans trois types d'environnement : la maison ou 5 mètres, l'école ou 50 mètres et le centre commercial ou 500 mètres. Pour chaque distance, les parents définissent le mode de déplacement habituel de leur enfant selon six possibilités allant de l'utilisation d'un fauteuil roulant à l'autonomie sur tout type de terrain. Le Gillette Functional Assessment Questionnaire (Novacheck, Stout, & Tervo, 2000) comporte dix descriptions sur les capacités habituelles de marche du sujet en intérieur et en extérieur, mais il ne prend pas en compte les éventuelles aides techniques. Pour la mesure des capacités motrices, l'Évaluation Motrice Fonctionnelle Globale (Hodgkinson & Bérard, 1998), ou Gross Motor Function Measure (GMFM) en anglais (Russell et al., 1989), permet de mesurer les modifications globales au fil du temps. Elle comprend quatre-vingt-huit items (EMFG-88) répartis en cinq dimensions, dont une, la dimension E, analyse la marche, la course et le saut. Pour chaque dimension, un score est calculé et exprimé en pourcentage. Le score total correspondant à la moyenne des scores des cinq dimensions. L'utilisation de zones cibles peut augmenter la sensibilité du test à détecter des changements dans le temps dans les domaines d'intérêt spécifique.

Au final, un nombre substantiel d'outils d'évaluation du risque global de chute existent, principalement chez l'adulte et la personne âgée. En proportion, relativement peu comportent

une évaluation de la marche et rares sont ceux dans lesquels est considérée la stabilité de la marche, au sens où nous l'entendons au travers de ce travail.

## 2.2 - Examens spécifiques

L'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM), examen coté NKQP003 dans la classification commune des actes médicaux (CCAM), fournit une acquisition informatique tridimensionnelle de la marche d'un individu couplée avec une vidéo synchrone de la marche enregistrée. Les données qu'elle fournit sont de quatre types : cinématiques, cinétiques, électromyographiques et paramètres spatiotemporels (voir chapitre I.1.3). 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 et al., 2000a ; Kay, Dennis, Rethlefsen, Skaggs, & 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 données cinématiques et les paramètres spatiotemporels 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 ; Romei, Galli, Motta, Schwartz, & Crivellini, 2005 ; Theologis, Thompson, & Harrington, 2005). Il est calculé à partir de seize variables 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 asymptomatiques. 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 et 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 (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 uniquement sur le plan de la cinématique. Calculé à partir des valeurs successives de neuf angles articulaires au cours d'un cycle de marche, le GDI renseigne exclusivement sur la forme de la marche.

Le Functional Ambulation Performance Score (FAPS) traduit les anomalies fonctionnelles de la marche (Gretz et al., 1998 ; Nelson et al., 1999 ; 2002), sans tenir compte de la cinématique du mouvement. Développé comme une alternative informatisée au Functional Ambulation Profile de Nelson (1974), le FAPS est une représentation quantitative de la marche d'une personne basée sur une sélection de données spatiotemporelles obtenues à sa vitesse auto-sélectionnée (Gretz et al., 1998). Ces paramètres sont la vitesse normalisée par la longueur de jambe ( $V/LL$ ), le ratio longueur de pas / longueur de jambe ( $SL/LL$ ), la durée du pas, l'asymétrie droite gauche de la longueur de pas et la base de support.

Le calcul du FAPS, illustré dans la figure II.1, est réalisé en soustrayant des points à partir d'un score maximal de 100. Les déductions possibles sont séparées en six catégories comptant pour cinq à vingt-deux points (Gouelle, Mégrot, Presedo, Penneçot, & Yelnik, 2011) :

- **Left and Right Step Functions (A et B).** Les valeurs adultes normales du ratio  $SL/LL$ , de la durée du pas et de la  $V/LL$  ont été utilisées pour définir, sur un graphique à double abscisse, des aires qui déterminent le nombre de points à retrancher. Plus la position déterminée par les valeurs du patient s'éloigne de la zone normale, plus le retrait de points est important (de 0 à 22 points pour le pas droit et pour le pas gauche).

- **Differential of Step/Leg Length ratio (C).** 8 points sont accordés à l'asymétrie droite gauche du ratio SL/LL (i.e. différence absolue entre SL/LL gauche et droit). Aucun point n'est ôté si la différence est inférieure ou égale à 0,03.
- **Heel-to-Heel Dynamic Base of Support (D).** 8 points dépendent de la valeur de la base de support au cours de la marche. Marcher avec les pieds trop écartés ou en croisant les pas induit une déduction.
- **Ambulatory Aids & Assistive Devices (E et F).** Des points supplémentaires peuvent être retirés si des aides ambulatoires (E, 5 points) et/ou des dispositifs d'assistance (F, 5 points) sont utilisés.

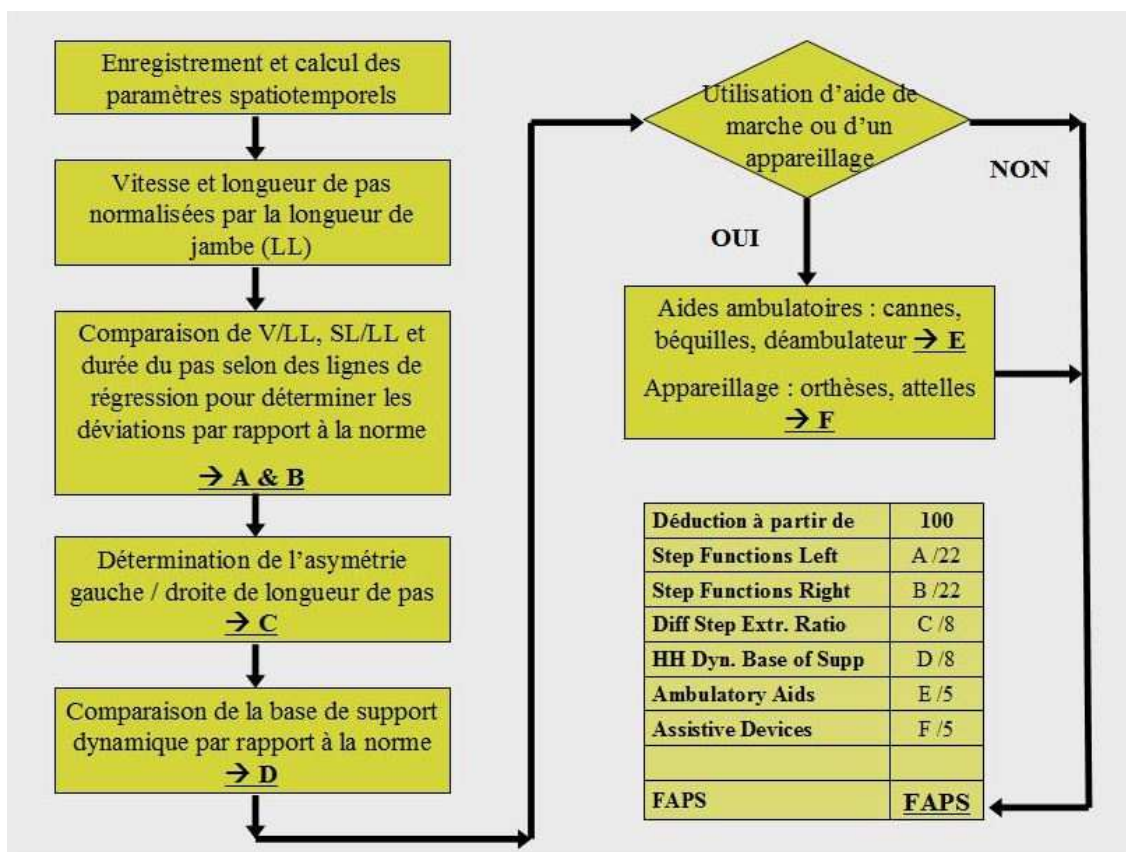


Figure II.1. Représentation de l'algorithme de calcul du FAPS.

LL : longueur de jambe ; SL : longueur de pas ; V : vitesse (d'après Gouelle et al., 2011).

Une marche normale est reflétée par un score compris entre 95 et 100. Validé par une très bonne fidélité test-retest chez l'adulte (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 sclérose en plaques (Givon, Zeilig, & Achiron, 2009 ; Sosnoff, Weikert, Dlugonski, Smith, & Motl, 2011), de la maladie de Parkinson (Nelson et al., 2002 ; Hackney & Earhart, 2009), 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).

L'AQM, techniquement réalisable à partir de quatre ans, implique cependant une collaboration suffisante du patient, l'examen étant assez long. Il doit pouvoir marcher en ligne droite, si possible sans attelle ni aide technique, sur une distance d'environ cinquante mètres. Quand cela n'est pas possible ou qu'un simple bilan est suffisant, une Analyse Quantifiée de la Marche Simplifiée (AQMS) est souvent réalisée. Cotée PEQP002 à la CCAM, elle consiste en l'association d'enregistrements vidéo et de l'analyse fine des paramètres spatiotemporels et du FAPS.

Pendant très longtemps, les analyses de la marche étaient prescrites uniquement par les chirurgiens afin d'optimiser les décisions thérapeutiques et d'effectuer des comparaisons pré- et post-chirurgicales. C'est aujourd'hui un outil facilement utilisable en rééducation, avec de nombreuses indications. L'AQMS se révèle être notamment un véritable atout pour l'évaluation de la marche, du suivi de l'enfant paralysé cérébral (Lucet et al., 2010) à la prévention de la chute chez la personne âgée (Bridenbaugh & Kressig, 2011).

### **3 - Vers un outil de quantification de l'instabilité**

L'analyse de la bibliographie et du contexte clinique nous a permis de montrer la nécessité de quantification de l'instabilité au cours de la marche. Alors que cela semble aujourd'hui envisageable grâce aux techniques instrumentées, il n'existe aucun outil concret à la disposition du clinicien. S'il est vrai que de nombreuses pistes ont déjà été explorées, certaines menant à des résultats très intéressants et prometteurs, le passage à l'application clinique de routine semble le plus souvent poser problème. De manière globale, la généralisation de l'outil se heurte à l'une des problématiques suivantes :

- La spécificité de la population cible et le manque d'extension aux autres pathologies ;
- Le coût du matériel nécessaire à l'enregistrement et au traitement des données et le besoin d'un expérimentateur formé à l'analyse du mouvement ;
- La difficulté de lecture et de compréhension des résultats de l'exploration pour un non-spécialiste du cadre mathématique et/ou conceptuel choisi pour le calcul ;
- La durée des sessions d'enregistrement ;
- L'impossibilité d'utiliser les aides de marche ;
- L'inapplicabilité aux enfants trop jeunes ou aux patients ne pouvant pas réaliser un grand nombre de pas ;
- Le besoin de mise en place d'une base normale, théoriquement simple à réaliser mais souvent long, difficile à mettre en œuvre et finalement fastidieux.

Le choix des paramètres et du matériel d'acquisition est un critère primordial. Les paramètres spatiotemporels ont été les premières caractéristiques chiffrées de la marche véritablement étudiées et de nombreux systèmes permettent leur enregistrement. L'un de ces systèmes, la

piste de marche GAITRite<sup>®</sup>, semble être tout à fait adapté à notre problématique. De plus en plus courant dans les services de rééducation, de gériatrie, de pédiatrie et dans les centres d'analyse du mouvement, le système GAITRite consiste en une piste de marche électronique portable de faible épaisseur. Simple de mise en œuvre, il ne nécessite aucune préparation du patient et autorise l'utilisation des cannes, béquilles, déambulateurs ou des orthèses. La littérature recense un grand nombre d'articles qui mentionnent l'utilisation de la piste de marche GAITRite, dont la fiabilité et la validité ont été maintes fois étudiées (Cutlip, Mancinelli, Huber, & DiPasquale, 2000 ; McDonough, Batavia, Chen, Kwon, & Ziai, 2001 ; Menz, Latt, Tiedemann, Mun San Kwan, & Lord, 2004 ; Thorpe, Dusing, & Moore, 2005). Aujourd'hui, le système GAITRite est même devenu un gold standard pour l'évaluation d'autres systèmes d'enregistrement des paramètres spatiotemporels (Beauchet, Herrmann, Grandjean, Dubost, & Allali, 2008).

D'autre part, la forme finale de l'outil développé sera également importante à prendre en compte pour garantir une lecture simple et rapide de l'évaluation. En ce sens, il semble que la meilleure alternative serait de représenter le degré de stabilité sous la forme d'un score qui traduirait l'écart entre la stabilité d'un patient et une stabilité considérée comme normale, en élaborant nous-mêmes les valeurs de référence.

Au travers des chapitres qui vont suivre, nous allons tenter de répondre aux problématiques exposées jusqu'alors en proposant un score de quantification de la stabilité dynamique au cours de la marche. Nous l'évaluerons ensuite dans des populations asymptomatiques et pathologiques représentatives des différents âges de la vie : l'enfant, l'adulte et la personne âgée.



## CHAPITRE III - Développement du Gait Variability Index

### 1 - Introduction

De nombreux troubles ont un retentissement sur le contrôle de l'équilibre au cours de la marche. Qu'ils soient d'origine traumatique, neurologique, ou liés à la sénescence, ils limitent plus ou moins la capacité des sujets à récupérer de perturbations internes ou externes et peuvent donc conduire à la chute. Un certain nombre d'outils d'évaluation du risque global de chute (tests fonctionnels ou classifications) existent, surtout pour l'adulte et la personne âgée. Cependant relativement peu comportent une évaluation de la marche et rares sont ceux dans lesquels est considérée la stabilité de la marche (Tinetti, 1986 ; Shumway-Cook & Woolacott, 1995 ; Cwikel et al., 1998). De plus, ils sont souvent spécifiques à une population bien précise. Pourtant, évaluer l'équilibre dynamique pendant la marche peut non seulement améliorer la détection des personnes à risque de chute, mais aussi fournir d'importantes indications dans le suivi thérapeutique après intervention ou celui des progrès développementaux des enfants.

Les techniques d'analyse de la marche permettent de recourir à des données quantifiables plus objectives telles que les paramètres spatiotemporels (PST). Deux approches des PST ont été utilisées (Chapitre I.4.1) : l'une basée sur l'analyse des valeurs moyennes, l'autre sur l'inconsistance du pattern de marche et la variabilité des PST. La littérature semble indiquer que le risque de chute puisse mieux être évalué par la seconde approche (Maki, 1997 ; Hausdorff, 2005). Pour ce faire, la quantification de la grandeur des fluctuations (Hausdorff et al., 2001a ; Hausdorff, 2005) est le moyen le plus simple et le plus courant. Cependant, les travaux de Hausdorff sur l'analyse fractale de la marche (Hausdorff et al., 1995, 1996, 1997b)

ont mis en évidence qu'il fallait également s'intéresser à la dynamique des fluctuations (Hausdorff et al., 2001a ; Hausdorff, 2005), c'est-à-dire comment les valeurs d'un paramètre évolue au cours de la marche indépendamment de la variance de la série.

Nous pensons que les deux approches doivent être conservées dans l'évaluation et analysées conjointement car elles ne représentent pas un même aspect de l'équilibre dynamique, mais sont tout aussi importantes l'une que l'autre. Les valeurs moyennes des PST renseignent sur l'aspect stationnarité, dans le sens où les modifications observées tendent à minimiser les déséquilibres, à en faciliter le contrôle et signent ainsi souvent une stratégie d'évitement de la chute. L'étude des fluctuations correspond à l'aspect stabilité. Du point de vue mécanique, la stabilité est définie comme la faculté qu'a un corps écarté de son état d'équilibre à revenir à cet état. Un équilibre peut être considéré comme plus ou moins stable en fonction de l'intensité des forces (ou du temps ou encore de la vitesse) nécessaires 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 (Hausdorff, 2005), lui permettant de mieux s'adapter aux perturbations, le rendant plus flexible et finalement plus stable. Cependant, dans le cadre de la marche à vitesse spontanée et non obstruée, nous considérerons que la minimisation de la variabilité est le reflet de la stabilité.

Que cela soit pour évaluer la stationnarité ou la stabilité, le choix des paramètres à observer n'est pas toujours simple et leur analyse individuelle ignore les relations qui peuvent exister entre eux. L'utilisation d'un index conglomérat, comme c'est par exemple le cas pour les données cinématiques (Gillette Gait Index (Schutte et al., 2000), Gait Deviation Index (Schwartz & Rozumalski, 2008)) et cinétiques (Gait Deviation Index - Kinetic (Rozumalski &

Schwartz, 2011)), permet de réduire la complexité et de prendre en compte l'interdépendance des paramètres. Concernant l'aspect stationnarité, il est possible d'utiliser le Functional Ambulation Performance Score (Gretz et al., 1998). En revanche, à notre connaissance, aucun index ne quantifie l'aspect stabilité à partir des PST.

Ce chapitre décrit une nouvelle mesure de la stabilité au cours de la marche, le Gait Variability Index (GVI), basé sur une analyse multivariée.

## **2 - Méthodologie**

### **2.1 - Sélection de paramètres**

Neuf paramètres spatiotemporels ont été choisis, après analyse de la littérature et réflexion sur leur intérêt clinique, pour entrer dans la composition d'un score basé sur la variabilité des PST : longueur de pas (cm), longueur d'enjambée (cm), durée du pas (s), durée du cycle (s), durée (s) des phases oscillante, d'appui, de simple appui, de double appui, et la vitesse (cm/s). La largeur du pas n'a pas été retenue pour des raisons qui seront explicitées ensuite. Tous ont été retrouvés au moins une fois dans la littérature pour quantifier l'instabilité ou le risque de chute, via l'écart-type ou le coefficient de variation (Maki, 1997 ; Menz et al., 2003a, 2003b, 2003c ; Hausdorff, 2005 ; Plotnik et al. 2005 ; Brach et al., 2007 ; Hollman et al., 2007 ; Balasubramanian et al., 2009). Cependant ces mesures de dispersion présentent deux obstacles – l'un mathématique, l'autre conceptuel – qui auraient pu altérer la validité de l'index ou en limiter l'utilisation.

L'écart-type (Pearson, 1894), ou déviation standard (S.D.), est une quantité réelle positive définie comme la racine carrée de la variance, c'est-à-dire la racine carrée de la moyenne arithmétique des carrés des différences entre la valeur observée et la moyenne.

Il est calculé selon l'équation suivante :

$$S.D. = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}, \text{ où } \bar{X} \text{ est la moyenne et } n \text{ le nombre de données.}$$

Mais une caractéristique de l'écart-type est sa sensibilité à l'échelle avec laquelle sont mesurées les variables : si toutes les valeurs sont multipliées par une constante  $c$ , l'écart-type augmentera également par un facteur  $c$ . Cela se trouve être problématique lorsque l'on souhaite comparer, comme cela est notre cas, des dispersions qui se trouvent dans des échelles de grandeur distinctes ou avec des unités de mesure différentes, un plus grand écart-type ne signifiant pas nécessairement une plus grande dispersion.

Une solution à ce problème est l'utilisation du coefficient de variation (C.V.), calculé en divisant l'écart-type par la moyenne et souvent exprimé en pourcentage :

$$C.V. = \frac{S.D.}{\bar{X}} \times 100.$$

Cependant, le coefficient de variation est très sensible à la moyenne : lorsque celle-ci est proche de 0, il tend vers l'infini.

Le problème conceptuel, quant à lui, est lié au fait que nous souhaitons pouvoir rendre compte non seulement de la grandeur des fluctuations mais aussi de leur dynamique. Ni l'écart-type, ni le coefficient de variation ne donnent d'indication sur la dynamique : deux séries de données peuvent avoir la même moyenne, le même écart-type et donc le même coefficient de variation, mais être organisées de manière totalement différente (Tableau III.1).

Tableau III.1. *Moyenne, écart-type et coefficient de variation pour deux séries de chiffres identiques mais organisés différemment.*

| Série de données    | $\bar{X}$ | S.D. | C.V. |
|---------------------|-----------|------|------|
| 1 2 3 4 5 1 2 3 4 5 | 3,0       | 1,5  | 50%  |
| 1 1 2 2 3 3 4 4 5 5 | 3,0       | 1,5  | 50%  |

Pourquoi avoir écarté la largeur de pas ? La variabilité de la base de support pose problème car son lien avec l'instabilité reste peu clair à ce jour. Certaines études ont trouvé des valeurs augmentées en condition de stabilité dynamique diminuée (Bauby & Kuo, 2000 ; Owings & Grabiner, 2004a, 2004b ; Niechwiej-Szwedo et al., 2007 ; Ortega, Fehلمان, & Farley, 2008 ; Richardson, Thies, & Ashton-Miller, 2008), d'autres ont identifié une relation linéaire négative (Maki, 1997) ou encore une relation non linéaire en forme de U (Brach et al., 2005). Méthodologiquement, les résultats de certaines de ces études peuvent être légèrement biaisés. Lorsque l'écart-type a été utilisé, seules quelques-unes ont normalisé la base de support en fonction de la longueur de jambe ou de la largeur du bassin. Quant au coefficient de variation (Brach et al., 2005), son utilisation peut poser problème car, quand la valeur moyenne de la largeur de pas se rapproche de 0, son coefficient de variation a tendance à augmenter.

Pour démontrer cela, nous avons fait un simple test : un adulte sain a marché à sept reprises sur une piste de marche électronique GAITRite en essayant de conserver au décours des passages la même vitesse et la même cadence de pas, mais en modifiant entre chaque essai la largeur de ses pas. Alors que la vitesse ( $107,0 \pm 1,6$  cm/s) et la cadence ( $112,8 \pm 2,3$  pas/min) n'ont pas variées entre les essais, le coefficient de variation a cru exponentiellement à l'approche de zéro (Figure III.1, bas).

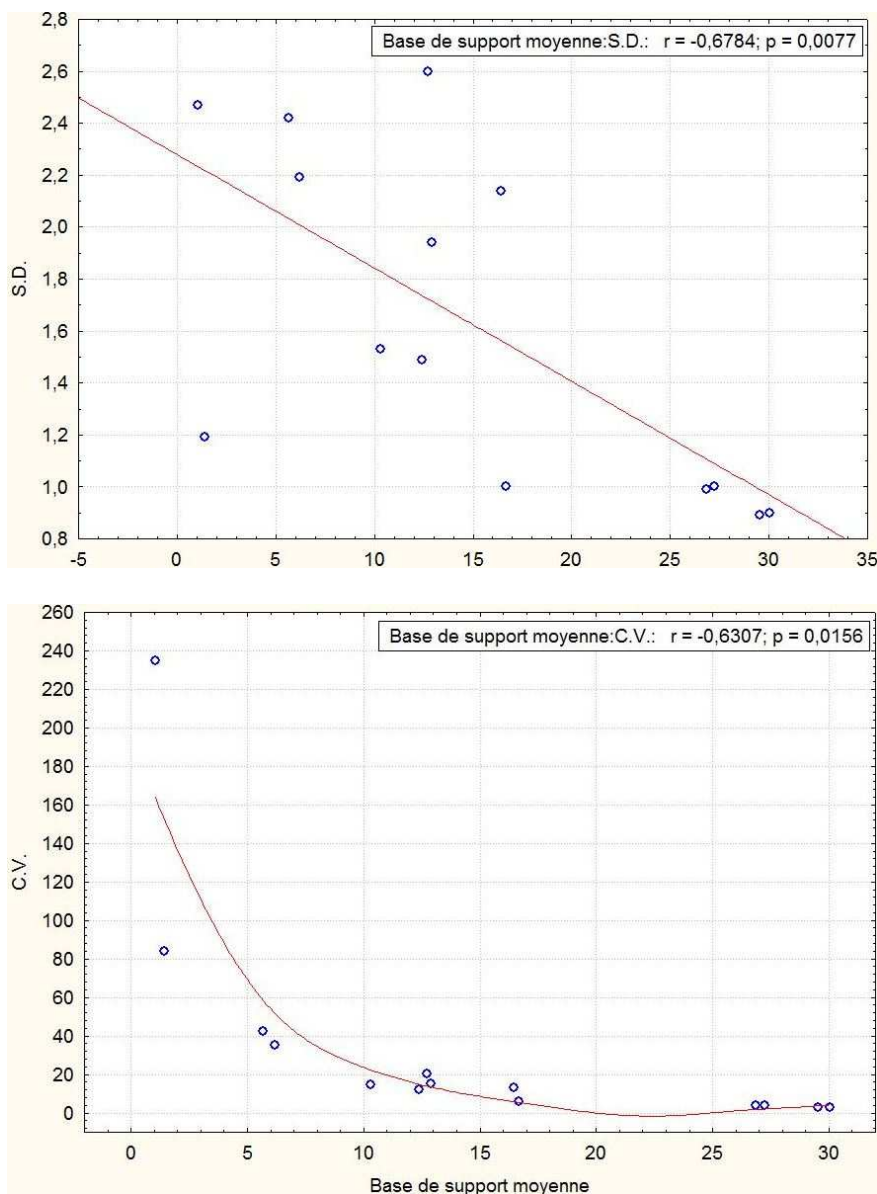


Figure III.1. *Ecart-type (en haut) et coefficient de variation (en bas) en fonction de la largeur du pas. Une régression linéaire a été appliquée aux valeurs des écarts-types, une régression par la méthode des moindres carrés pour les valeurs des coefficients de variation.*

L'écart-type diminuait quant à lui avec l'élargissement de la base de support (Figure III.1, haut). Deux hypothèses seraient envisageables : (1) Une réduction de l'écart-type pourrait peut-être n'être qu'une simple conséquence d'une base de support plus large (Maki, 1997) ; (2) Si l'on considère que marcher sur une ligne ou avec un écart très important sont les marches les plus antinaturelles adoptées dans notre petite expérimentation, et certainement les

moins stables, alors on peut également considérer que pas assez ou trop de variabilité reflète une altération, allant cette fois-ci dans le sens de Brach et al. (2005).

Gabell et Nayak (1984) ont de plus fait l'hypothèse que la largeur de pas et la durée de double appui seraient associées au contrôle de l'équilibre, alors que les autres paramètres reflèteraient plutôt le contrôle rythmique de la marche. D'autre part, Bril et Brénière (1992) ont montré que les deux-tiers de l'augmentation de longueur de pas observée au cours des premiers mois de marche de l'enfant pouvaient s'expliquer, grâce à un modèle géométrique très simple, par la diminution de la largeur du pas.

Sur la base de ces différentes observations, interpréter de manière fiable la variabilité de la base de support reste difficile. Nous avons donc choisi de ne pas l'inclure à notre index et fait l'hypothèse que, si ce paramètre comportait des informations quant à la stabilité dynamique, celles-ci se traduiraient alors au niveau de la variabilité de la durée de double appui et de la longueur de pas.

## 2.2 - Proposition alternative aux mesures classiques

Une alternative aux méthodes classiques a été trouvée et une série de calculs a été effectuée sur chacun des neuf PST retenus afin d'obtenir 18 nouveaux paramètres, neuf reflétant la grandeur des fluctuations et neuf la dynamique des fluctuations. Les PST de chaque jambe ont été considérés séparément. Cette différenciation a été motivée par les différences de variabilité droite / gauche qui peuvent être observées chez certains patients, quand le niveau d'atteinte et/ou les capacités de contrôle diffèrent d'un membre à l'autre (Plotnik et al., 2005 ; Balasubramanian et al., 2009).

Pour une marche à vitesse préférentielle, l'ensemble des valeurs pour un paramètre donné sont ainsi séparées de sorte à considérer la jambe gauche et la jambe droite indépendamment.

La première opération consiste à séparer les valeurs issues d’essais différents puis à exprimer chacune d’elles en pourcentage de la moyenne de la série à laquelle elle appartient (e.g. jambe gauche, premier essai). Si une des valeurs est égale à la moyenne de la série, elle prendra donc 100 comme nouvelle valeur. L’objectif majeur est de réduire au mieux l’influence de la variabilité inter-essais lorsqu’il est nécessaire d’utiliser plusieurs passages (par exemple quand la piste de marche est trop courte pour obtenir le nombre de valeurs nécessaires) ou lorsque la marche d’un patient n’est pas reproductible d’un essai à l’autre (jeunes enfants). Les différences absolues entre les valeurs consécutives d’une même série sont ensuite calculées. Pour terminer, la moyenne et l’écart-type de toutes les différences absolues sont établis, la moyenne évaluant la grandeur des fluctuations et l’écart-type la dynamique des fluctuations. L’utilisation de l’écart-type n’est ici pas problématique car toutes les données ont une base 100. Une marche parfaitement reproductible est évidemment impossible, mais les variations d’un sujet sain devraient cependant être de faible amplitude et se reproduire sensiblement de la même manière au cours du temps.

Si nous reprenons les deux séries de chiffres précédentes, nous disposons à présent de deux mesures, l’une pour la grandeur des fluctuations ( $\bar{\Delta}$ ), l’autre pour leur dynamique ( $\dot{\Delta}$ ), qui permettent de les différencier (Tableau III.2).

Tableau III.2. Reprise des deux séries de chiffres identiques mais organisés différemment. La moyenne  $\bar{\Delta}$  et l’écart-type  $\dot{\Delta}$  des différences absolues normalisées distinguent les séries.

| Série de données    | $\bar{X}$ | S.D. | C.V. | $\bar{\Delta}$ | $\dot{\Delta}$ |
|---------------------|-----------|------|------|----------------|----------------|
| 1 2 3 4 5 1 2 3 4 5 | 3,0       | 1,5  | 50%  | 44,4           | 33,3           |
| 1 1 2 2 3 3 4 4 5 5 | 3,0       | 1,5  | 50%  | 14,8           | 17,6           |



## 2.3 - Détermination du poids des paramètres

L'étape suivante a consisté à attribuer à chacun des dix-neuf paramètres alternatifs calculés une pondération selon l'intensité de sa liaison avec la stabilité. En effet, il est probable que certains paramètres traduisent davantage l'instabilité que d'autres. De plus, les différences de variance naturelle des PST bruts dans une population saine devraient se retrouver dans la variance naturelle des PST alternatifs. Pour ce faire, nous avons fait le choix de recourir à une méthode statistique, l'analyse en composantes principales.

### 2.3.1 - Justification méthodologique

L'analyse en composantes principales (ACP) fait partie des méthodes multivariées. Elle est particulièrement efficace pour résumer l'information apportée par un grand nombre de variables numériques en un nombre de composantes plus limité que le nombre initial de variables (Schutte et al., 2000). En effet, son principe général est de réduire la dimension des données initiales (qui est  $p$  si l'on considère  $p$  variables quantitatives), en remplaçant les  $p$  variables initiales par  $q$  facteurs appropriés ( $q < p$ ). Ces  $q$  facteurs, non corrélés entre eux, expliquent une part plus ou moins importante de l'information. Généralement, seules les composantes résumant la majorité de l'information sont retenues, d'où le terme de « composantes principales ».

Ce type d'analyse est à la base du Gait Deviation Index (GDI, Schwartz & Rozumalski, 2008), un index particulièrement utilisé dans le cadre de l'Analyse Quantifiée de la Marche (voir chapitre II.2.2). L'objectif du GDI est de mesurer, à partir de 459 variables, la distance entre la cinématique d'une marche pathologique et celle de la marche normale. En théorie, il faudrait donc pouvoir situer, dans un repère à 459 dimensions, les positions représentant la marche du patient et celle d'une population normale, puis calculer la distance entre les deux points. Cependant, l'interprétation de la distance serait influencée par les corrélations

existantes et par les différences d'échelles entre les dimensions. L'application d'une ACP a démontré que quinze facteurs indépendants permettaient de rendre compte de 98% de la variance totale et suffisaient ainsi pour calculer une distance entre patient et norme.

Si notre objectif final est analogue à celui du GDI (i.e. mesurer un écart à la norme), nos dix-huit variables ne nécessitent ni une réduction de dimensions ni une normalisation. L'utilisation que nous avons faite de l'ACP est différente. Lors de la réalisation d'une ACP, les coefficients de corrélation entre chaque variable initiale et chaque composante identifiée sont obtenus. Si nous pouvions identifier quelle composante principale peut être interprétée comme représentative de la « stabilité / variabilité », nous pourrions alors utiliser les coefficients de corrélation comme des mesures de pondération. Or, les paramètres alternatifs développés précédemment constituent une approche de la variabilité, tout comme peuvent l'être un écart-type ou un coefficient de variation. Nous avons donc fait l'hypothèse qu'un facteur principal, lié à la « stabilité / variabilité », expliquerait une part majeure de la variance des données.

### 2.3.2 - Réalisation de l'ACP

250 personnes (12-65 ans), des patients avec des troubles divers et des sujets sains, ont constitué la population qui a permis de déterminer le poids des paramètres, le seul prérequis étant de pouvoir marcher seul, sans aide technique ni humaine. Les PST ont été enregistrés au cours d'une marche pieds nus à vitesse préférentielle sur un tapis GAITRite (v4.4, CIR Systems Inc., Hinckley, IL), en prenant soin de laisser au moins deux mètres avant et après le tapis. Le nombre d'essais a pu varier selon la longueur du tapis utilisé (488, 610 ou 732 cm), du fait de l'enregistrement dans deux centres différents (Hôpital Robert Debré <sup>a</sup>, CMPRE Bois-Larris <sup>b</sup>) ou du changement de matériel. Tous ont cependant réalisé un minimum de trois

passages pour obtenir un minimum de cinq différences absolues permettant de calculer les 18 paramètres alternatifs pour chaque jambe (soit  $250 \times 2 \times 18$  paramètres).

L'analyse en composantes principales a été utilisée pour déterminer le lien entre la stabilité et les paramètres choisis. Ceux-ci quantifient la stabilité dynamique au travers de la variabilité de la marche. Nous avons donc fait l'hypothèse qu'un facteur principal, lié à la « stabilité / variabilité », expliquerait une part importante de la variance des données, ce qui fût effectivement le cas (Figure III.2) : l'ACP a montré qu'un facteur expliquait à lui seul 70,3% de la variance.

Les paramètres calculés étaient tous corrélés avec cet axe et présentaient des coefficients de corrélation compris entre 0,687 et 0,930. Les coordonnées factorielles  $f$ , basées sur les coefficients de corrélation de chaque paramètre avec le facteur identifié, ont été conservées pour la suite des calculs.

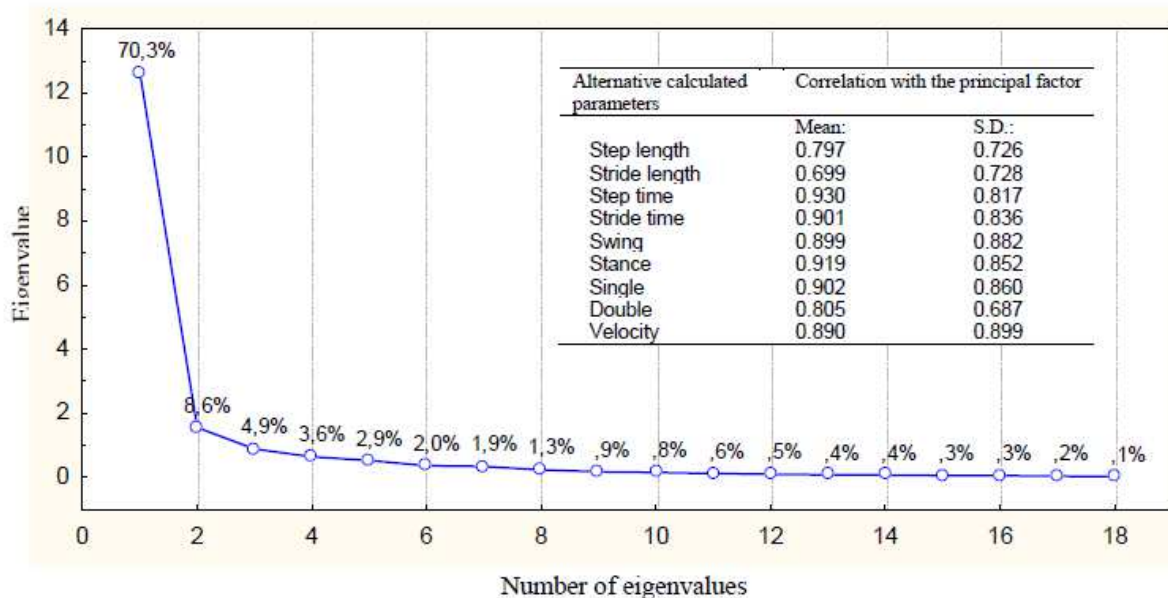


Figure III.2. Résultats de l'ACP : valeurs propres (en ordonnées), pourcentage de variance expliquée (%), et coordonnées factorielles  $f$  de chaque paramètre avec le principal facteur identifié (Eigenvalue 1, 70,3%).

## 2.4 - Elaboration du score

Afin de déterminer un écart entre les paramètres alternatifs d'un patient et ceux d'une population asymptotique, il est évidemment indispensable de connaître dans quelle mesure la variabilité peut être considérée comme normale. 123 sujets (22-62 ans) ont constitué la population saine (HP) qui permet de calculer le Gait Variability Index (soit  $123 \times 2 \times 18$  paramètres). Les conditions d'enregistrement ont été identiques à celles présentées en 2.3. (centres <sup>a,b</sup>).

Pour un individu  $\alpha$ , les 18 paramètres  $p_n$  sont multipliés par leur coordonnée factorielle  $f_n$  respective, puis la somme des produits est réalisée ainsi

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

La suite du calcul du score et son interprétation sont identiques au Gait Deviation Index (Schwartz & Rozumalski, 2008). En effet, pouvoir lire et interpréter rapidement et facilement le résultat d'un test clinique est très important. Nous considérons que la forme finale du Gait Deviation Index correspond totalement à ce prérequis pratique.

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

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

Une transformation logarithmique est alors appliquée en vue d'améliorer les caractéristiques statistiques du score (normalité de la distribution) ainsi que la discrimination des écarts de faible amplitude. Un index brut est obtenu sous la forme

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

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

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

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

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

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

### 3 - Interprétation et résultats

Par définition le GVI moyen et l'écart-type de la population référence sont respectivement 100 et 10. Un  $GVI \geq 100$  indique ainsi que le sujet est au moins aussi stable que HP. Chaque fois que 10 points sont retranchés, cela correspond à une séparation d'un écart-type par rapport à l'index moyen HP, indiquant que la variabilité des paramètres du sujet est plus élevée et, par conséquent, la stabilité dynamique moins bonne. Par exemple, un  $GVI^{\alpha}$  égal à 70 signifie que la marche du sujet  $\alpha$  est à  $3,0 \times S.D.(GVI_{raw}^{HP})$  de  $GVI_{raw}^{HP}$ . Notons que le GVI constitue une unique valeur dans laquelle sont agrégés les paramètres traduisant la grandeur des variations et la dynamique des variations.

La moyenne et l'écart-type ( $100.3 \pm 7.6$ ) étaient très légèrement différents de  $100 \pm 10$  car nous avons étudié les GVI moyens, c'est-à-dire la moyenne des GVI droit et gauche arrondie à l'entier le plus proche.

Les GVI étaient normalement distribués selon des tests de Shapiro-Wilk\*, avec une gamme de valeurs de 83 à 124 (Figure III.3).

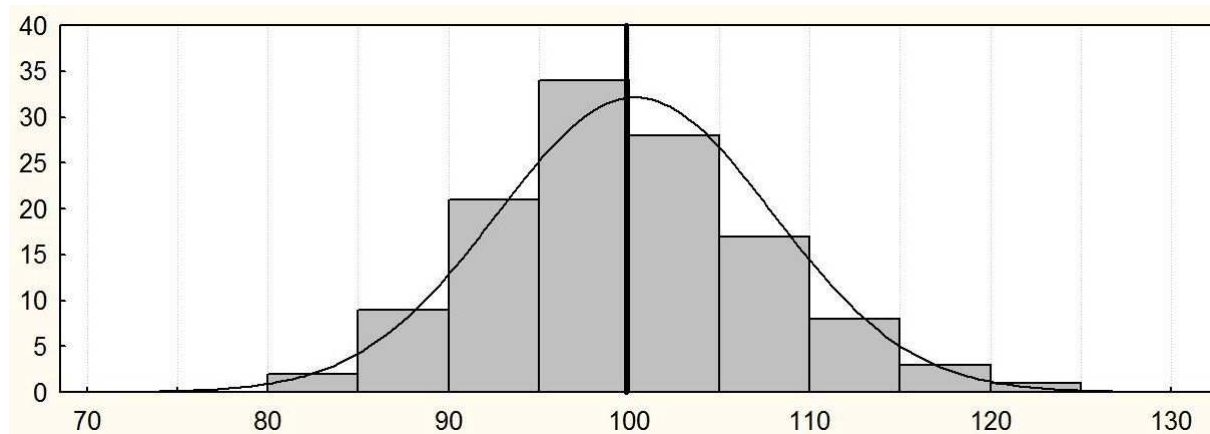


Figure III.3. *Distribution du Gait Variability Index dans la population saine. La courbe normale est tracée à titre de comparaison et une ligne verticale épaisse indique la valeur référence (GVI=100).*

#### 4 - Discussion

Une nouvelle mesure pour quantifier l'aspect stabilité au cours de la marche a été introduite. Tous les choix méthodologiques qui ont été faits pour développer le GVI ont suivi deux impératifs majeurs, être en phase avec la réalité clinique et pouvoir être utilisé chez tous les patients.

Les paramètres sélectionnés pour entrer dans la composition du score devaient pouvoir être obtenus assez simplement, sans forcément nécessiter un matériel coûteux. Les paramètres spatiotemporels répondent à ce prérequis et si nous avons utilisé une piste de marche électronique GAITRite pour les enregistrer, ils peuvent être calculés de bien d'autres manières. De plus, les PST sont déjà largement utilisés dans la littérature pour évaluer la

\* Le test de Shapiro-Wilk (W) est utilisé pour tester la normalité. Si la statistique W est significative, il faut alors rejeter l'hypothèse selon laquelle la distribution correspondante est normale. Le test W de Shapiro-Wilk est le test de normalité le plus utilisé parce que c'est un test puissant par rapport à de nombreux tests alternatifs (Shapiro, Wilk, & Chen, 1968).

stabilité et le risque de chute, notamment via l'écart-type ou le coefficient de variation. Cependant nous avons vu que ces mesures de dispersion présentaient deux obstacles. Premièrement, elles ne quantifient que la grandeur des fluctuations et occultent la dynamique qui peut apporter une information supplémentaire sur la stabilité de la marche. Par exemple, alors que des personnes âgées saines présentent des fluctuations de la longueur d'enjambée et de la durée du pas du même ordre de grandeur que des sujets sains plus jeunes, une analyse fractale démontre des modifications de la dynamique de la marche (Hausdorff et al., 1997b). Deuxièmement, l'écart-type est dépendant de l'échelle et rend difficile la comparaison entre paramètres si tous les paramètres ne sont pas exprimés dans la même échelle. Le coefficient de variation résout ce souci de proportionnalité mais tend vers l'infini lorsque la moyenne est proche de 0. Le calcul de paramètres alternatifs est apparu la solution la plus adaptée, confortée ensuite par les résultats de l'ACP.

Pour réaliser cette ACP, les données recueillies chez 250 personnes de 12 à 65 ans ont été utilisées. Chez les enfants, de précédentes études ont indiqué que les PST évoluaient encore après 7 ans, en lien avec la maturation de la marche, pour atteindre des valeurs semblables à l'adulte à 11-12 ans (Hausdorff et al., 1999 ; Gouelle et al., 2011). Concernant la limite haute, la marche peut aujourd'hui être considérée comme normale au moins jusque 65 ans du fait de l'allongement de la vie et d'un style de vie plus actif. Ainsi nous considérons que les valeurs normales obtenues sont valides dans cet intervalle d'âges.

L'adéquation d'un test ou d'un score avec la clinique passe aussi par la possibilité d'évaluer les patients avec un périmètre de marche réduit ou nécessitant une aide de marche aussi bien que des patients moins affectés. L'analyse fractale des PST ou d'autres analyses non linéaires ont donné des résultats intéressants concernant l'étude de la stabilité mais ces méthodes nécessitent des enregistrements sur des distances ou des durées qui restent encore trop longues pour la majorité des patients. La question qui se pose alors est celle du nombre de cycles ou

de pas nécessaires pour calculer le GVI ou, plus précisément, du nombre minimal de cycles permettant de calculer chaque paramètre alternatif. Les résultats de l'ACP puis les GVI de la population saine ont tous été obtenus en travaillant à partir d'un minimum de cinq différences absolues, ce qui correspond à 6 cycles droits et 6 cycles gauches (soit 13 pas consécutifs). Il est plus difficile d'estimer le nombre de passages sur un tapis GAITRite nécessaires pour calculer le GVI. En effet, cela est dépendant à la fois du matériel à disposition et des caractéristiques du patient. Sur un tapis de même longueur, l'enregistrement de la marche d'une personne âgée (petits pas) ou d'un jeune enfant (petits membres) résultera en davantage de données que l'enregistrement d'un adulte marchant avec de plus grands pas. C'est pourquoi nous avons souhaité une normalisation et un traitement des paramètres autorisant l'utilisation de plusieurs passages (i.e. expression de chaque paramètre en fonction de la moyenne du passage auquel il appartient, et non de la moyenne globale de tous les passages). Evidemment, nous recommandons d'enregistrer et d'utiliser le plus grand nombre de cycles possible, mais nous inspirant des recommandations de l'European GAITRite Network Group à propos de l'évaluation clinique de la variabilité cycle-à-cycle (Kressig & Beauchet, 2006), trois valeurs pour chaque paramètre alternatif nous semble être la valeur plancher pour un calcul du GVI (soit 7 pas).

A présent, penchons-nous sur l'étude du comportement du GVI dans les diverses populations, saines et pathologiques, qui nous intéressent. Nous conserverons la logique de la revue de littérature, en suivant la chronologie de la vie, de l'enfance à l'âge adulte puis au troisième âge.



## **CHAPITRE IV - Mise en place de la stabilité chez l'enfant asymptotique**

Apprécier comment la marche d'un patient diffère de la marche normale et comprendre en quoi ces différences peuvent avoir un impact sur la capacité à contrôler l'équilibre et la stabilité peut mener à la formulation de recommandations thérapeutiques et à l'évaluation de leurs résultats. Afin d'identifier les caractéristiques de la marche du patient que l'on considère qualitativement ou quantitativement affectées, il est évidemment indispensable de connaître celles de la marche normale. Or, chez l'enfant, plusieurs années sont nécessaires entre les premiers pas et l'atteinte d'une marche complètement mature et les paramètres évoluent à la fois avec l'âge, la croissance et la maturation des systèmes physiologiques. Ainsi, une même observation peut à la fois révéler une étape normale dans le processus d'acquisition à un certain âge et un problème à un âge plus avancé. L'utilisation à visée clinique d'un indicateur ou d'un score implique donc de savoir si celui-ci change avec l'avancée en âge.

Nous allons ainsi nous intéresser aux modifications du Gait Variability Index au cours de la période allant des premiers pas au début de l'adolescence. Toutefois, nous avons développé le GVI pour évaluer la stabilité dynamique de la marche, considérant que l'aspect stationnarité pourrait être estimé au travers du Functional Ambulation Performance Score (Gretz et al., 1998) qui est basé sur les paramètres spatiotemporels moyens. La validité du FAPS n'a jamais été étudiée chez l'enfant et il est nécessaire de savoir si ce score peut être utilisé dans cette population : c'est ce que nous nous proposons de faire en préambule à ce chapitre.

## 1 - Préambule : Validité du FAPS chez l'enfant

J Mot Behav. 2011 Mar;43(2):95-100.

**Validity of Functional Ambulation Performance Score for the evaluation of spatiotemporal parameters of children's gait.**

Gouelle A, Megrot F, Presedo A, Pennecot GF, Yelnik A.

### 1.1 - Introduction

Différents outils sont à la disposition des cliniciens pour évaluer la marche des enfants souffrant de troubles de la locomotion. Les méthodes basées sur l'interrogatoire telles que le Functional Assessment Questionnaire (Novacheck et al., 2000), les échelles de classification des capacités locomotrices comme la Functional Mobility Scale (Graham et al., 2004) ou encore l'analyse visuelle (e.g. Edinburgh Visual Gait Score (Hillman, Hazlewood, Schwartz, Van Der Linden, & Robb, 2007)), fournissent une représentation générale de la qualité de la marche. Complétées par les parents ou par le clinicien, ces mesures manquent toutefois d'objectivité, qualité indispensable pour une évaluation fiable et effectivement utile dans le choix et le suivi d'une thérapeutique. Les techniques d'analyse quantifiée ont contribué à une documentation chiffrée et plus précise. Des scores et des index ont été proposés pour résumer, par une seule valeur, plusieurs paramètres reflétant un même aspect de la marche. Quinze paramètres cinématiques sont par exemple utilisés pour calculer le Gait Deviation Index (GDI) (Schwartz & Rozumalski, 2008), une mesure quantitative de la déviation de la marche d'un patient par rapport à une population saine de référence. Son prédécesseur, le Gillette Gait Index (GGI) (Schutte et al. 2000), intègre en sus dans son calcul des paramètres spatiotemporels. Il ne rend de ce fait plus uniquement compte d'un niveau d'atteinte fonctionnelle, mais également du contrôle de la motricité de la marche, rendant problématique l'interprétation des variations de la valeur de l'index. Comme le soulignent très justement Schwartz & Rozumalski (2008) : "It is possible, however, to walk with adequate stride parameters and still have significantly atypical joint motions and orientations."

Ce constat est réciproque : des mouvements articulaires normaux ne garantissent pas des paramètres spatiotemporels adéquats. L'étude des paramètres spatiotemporels (PST) est autant nécessaire à l'évaluation. Si l'analyse des PST pris séparément (longueur de pas, vitesse, cadence, etc.) donne de précieuses indications, elle est insuffisante car elle ne prend pas en compte la liaison des paramètres entre eux. L'organisation du pattern de marche (à un niveau macroscopique) ne peut être considérée simplement comme la somme de paramètres isolés. Elle est le résultat d'interactions des paramètres les uns avec les autres (à un niveau microscopique). Ainsi, il semble nécessaire de disposer d'un score ou d'un index qui tienne compte de l'ensemble des paramètres et de leurs liens.

Le Functional Ambulation Performance Score donne 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 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 et 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.

Alors que le GGI et le GDI, basés sur une population normale propre à chaque laboratoire, ont été validés chez les enfants (Romei, Galli, Motta, Schwartz, & Crivellini, 2004 ; Molloy, McDowell, Kerr, & Cosgrove, 2010), la validité du FAPS n'a pas été étudiée dans cette population particulière. Pour plusieurs raisons, il s'agit d'un point important à éclaircir :

- L'évaluation du pattern de marche via un score évaluant la qualité des PST est nécessaire et le FAPS est, à notre connaissance, le seul score existant actuellement ;

- Le GAITRite, piste de marche électronique, dans lequel est implémenté le FAPS, est couramment utilisé en pédiatrie pour évaluer les troubles de marche des enfants. Les valeurs références qui permettent le calcul du FAPS ont été obtenues à partir d'une population adulte et soulèvent donc la question de leur applicabilité à l'enfant ;
- Bien que certaines études attestent de l'utilisation du FAPS chez l'enfant (Degache, Perrier, Bayle, D'Anjou, & Gautheron, 2009), aucune validation n'a été publiée. Sutherland (1997) a montré que la plupart des PST, une fois normalisés, pouvaient être considérés, dès l'âge de 4 ans, comme identiques aux paramètres adultes. Il faudrait toutefois attendre 7 ans pour que la marche révèle toutes les caractéristiques adultes. Il est alors légitime de se demander si les changements dus à la croissance et à la maturation neuromotrice n'ont pas une influence sur les PST, et de ce fait, sur la validité du FAPS chez l'enfant.

Le but de cette étude est de comparer les FAPS obtenus chez des enfants de 6 à 13 ans, pour déterminer l'âge à partir duquel celui-ci peut être utilisé.

## 1.2 - Méthode

Trente-deux enfants avec un développement typique et asymptomatiques ont été recrutés pour participer à l'étude. Ils ont été séparés en quatre groupes d'âge : 6-7, 8-9, 10-11, et 12-13 ans, avec huit individus dans chaque groupe. Ces groupes ont été déterminés d'après la littérature sur le développement de la marche et ont déjà été utilisés dans d'autres études (Moreno-Hernandez, Rodriguez-Reyes, Quinones-Uriostegui, Nunez-Carrera, & Perez-SanPablo, 2010). Huit jeunes adultes volontaires (22-28 ans) ont également pris part au protocole. Le consentement des parents, des enfants et des adultes a été obtenu préalablement.

Une piste de marche GAITRite (v4.4, CIR Systems Inc.) a été utilisée pour enregistrer les PST. Plusieurs études ont validé ce matériel pour l'évaluation des PST chez l'enfant (Thorpe et al., 2005 ; Dusing & Thorpe, 2007 ; Sorsdahl, Moe-Nilssen, & Strand, 2008). La piste mesurait 5,79 m de long avec une surface active de 4,88 m sur 0,61 m. Il a été demandé aux sujets de marcher pieds nus sur le tapis à leur vitesse préférentielle, avec deux mètres avant et après le tapis pour obtenir un enregistrement de la marche à vitesse stabilisée.

Chaque participant a effectué six passages. Les PST ont été calculés automatiquement par le logiciel GAITRite. La durée du pas, le ratio longueur du pas / longueur de jambe (SL/LL) et la vitesse normalisée (V/LL) pour chaque jambe, le degré d'asymétrie entre les ratios SL/LL droit et gauche et la base de support dynamique ont été conservés pour le calcul du FAPS. La longueur de jambe a été mesurée manuellement comme la distance en centimètres du grand trochanter au sol, en passant par la malléole externe.

Le calcul du FAPS a déjà été abordé en détails dans le chapitre II.2.2. Rappelons simplement que les déductions potentielles sont séparées en six catégories comptant pour 5 à 22 points : fonctions droite et gauche du pas (de 0 à 22 points pour le pas droit et pour le pas gauche) ; asymétrie droite gauche de SL/LL (8 points) ; base de support dynamique (8 points) ; utilisation d'aide ambulatoire et/ou de dispositif d'assistance (5 points chacun).

La moyenne et l'écart-type (S.D.) des PST, du FAPS et des données démographiques ont été calculés pour chaque groupe. La variabilité intra-sujet du FAPS a été évaluée au moyen du coefficient de variation (C.V.). Des tests U de Mann-Whitney ont été utilisés pour comparer statistiquement les paramètres des enfants à ceux des adultes.

### 1.3 - Résultats

Les moyennes et écarts-types pour l'âge, la taille, les FAPS et les PST sont donnés dans le tableau IV.1. L'évolution des FAPS à travers les groupes d'âges est présentée dans la

figure IV.1 avec les moyennes et les gammes de valeurs. Les résultats des comparaisons statistiques et les seuils de significativité sont également indiqués.

Tableau IV.1. Valeurs moyennes des PST et FAPS détaillées par groupe d'âge.

| Parameter  | 6-7 years |        |        | 8-9 years |        |       | 10-11 years |       |       | 12-13 years |       |      | Adults |      |     |
|--|-----------|--------|--------|-----------|--------|-------|-------------|-------|-------|-------------|-------|------|--------|------|-----|
|  | M         | SD     | %      | M         | SD     | %     | M           | SD    | %     | M           | SD    | %    | M      | SD   | %   |
| • Age (years)                                    | 6,4       | 0,5    |        | 8,4       | 0,5    |       | 10,3        | 0,5   |       | 12,5        | 0,5   |      | 24,4   | 1,8  |     |
| • Height (cm)                                    | 124,8     | 5,2    |        | 130,4     | 4,2    |       | 144,1       | 4,8   |       | 155,3       | 5,0   |      | 168,9  | 7,8  |     |
| • Step time(s)                                   | 0,45      | 0,05** |        | 0,50      | 0,03   |       | 0,49        | 0,04  |       | 0,52        | 0,03  |      | 0,52   | 0,03 |     |
| • Normalized step length                         | 0,84      | 0,08*  |        | 0,85      | 0,08** |       | 0,81        | 0,04* |       | 0,82        | 0,02* |      | 0,77   | 0,03 |     |
| • Normalized velocity                            | 1,90      | 0,25** |        | 1,70      | 0,25*  |       | 1,67        | 0,15* |       | 1,59        | 0,09  |      | 1,49   | 0,11 |     |
| • Cadence (steps/mn)                             | 135,0     | 15,4** |        | 119,4     | 8,3    |       | 123,1       | 10,2  |       | 116,2       | 6,4   |      | 116,3  | 6,6  |     |
| • Asymmetry of normalized step lengths           | 0,02      | 0,01   |        | 0,02      | 0,01   |       | 0,02        | 0,01  |       | 0,02        | 0,01  |      | 0,02   | 0,01 |     |
| • Dynamic base of support (cm)                   | 8,25      | 1,49   |        | 7,76      | 1,87   |       | 8,34        | 1,35  |       | 8,84        | 1,18  |      | 9,78   | 3,27 |     |
| • Participants with FAPS ≥ 90 (%)                |           |        | 37,5   |           |        | 62,5  |             |       | 62,5  |             |       | 100  |        |      | 100 |
| • Intraparticipant variability of FAPS (CV in %) |           |        | 10,2** |           |        | 4,5** |             |       | 3,4** |             |       | 2,7* |        |      | 0,7 |
| • FAPS deductions for :                          |           |        |        |           |        |       |             |       |       |             |       |      |        |      |     |
| - step functions left (/22)                      | 8,9       | 6,0**  |        | 4,3       | 3,6**  |       | 3,6         | 2,3*  |       | 2,2         | 1,3   |      | 0,7    | 1,2  |     |
| - step functions (/22)                           | 9,5       | 6,1**  |        | 5,1       | 5,4**  |       | 3,8         | 2,1** |       | 1,7         | 1,4   |      | 0,9    | 1,3  |     |
| - step length differential (/8)                  | 0,1       | 0,1    |        | 0,2       | 0,2    |       | 0,2         | 0,2   |       | 0,2         | 0,2   |      | 0,0    | 0,0  |     |
| - dynamic base of support (/8)                   | 0,0       | 0,0    |        | 0,0       | 0,0    |       | 0,0         | 0,0   |       | 0,0         | 0,0   |      | 0,1    | 0,3  |     |

Note :  
CV : coefficient of variation \*  $p < 0,05$  \*\*  $p < 0,01$

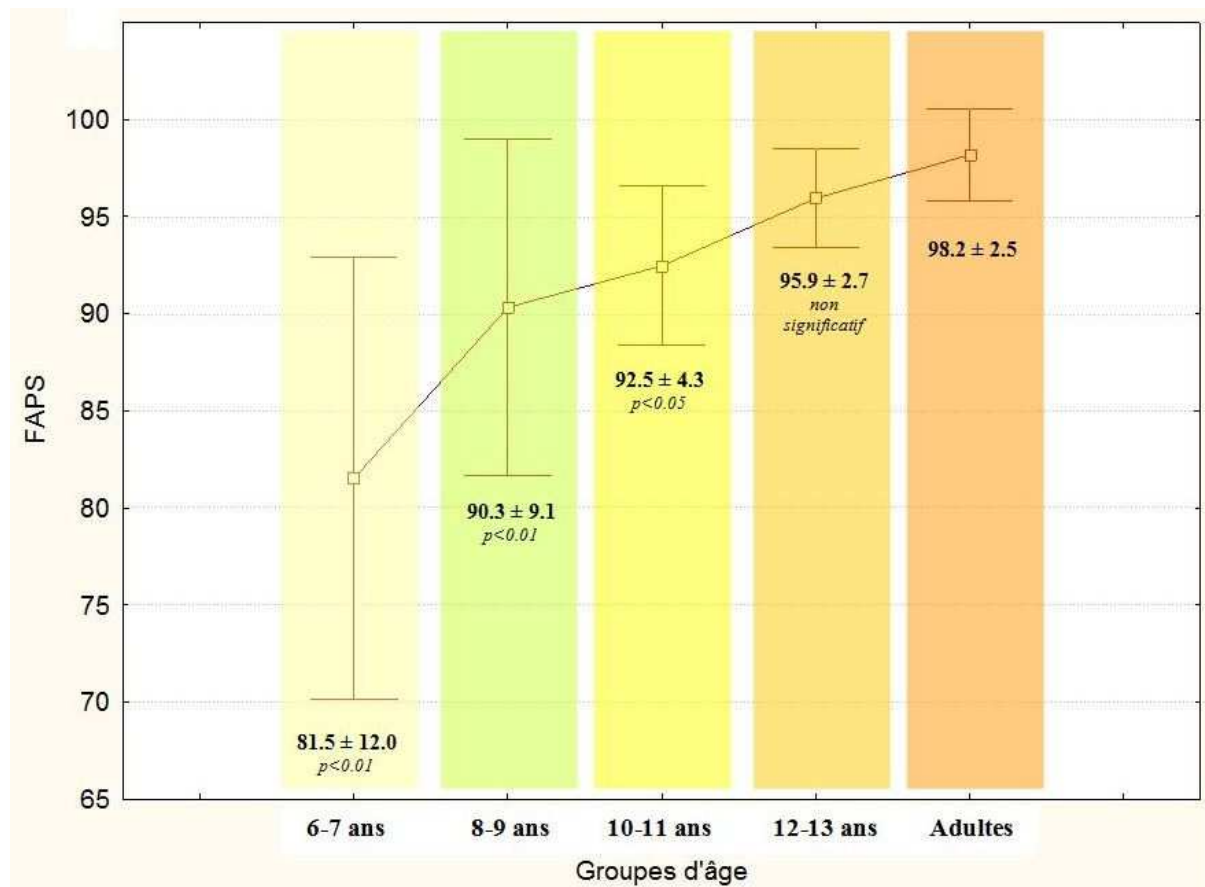


Figure IV.1. Moyennes et écarts-types des valeurs de FAPS par groupe d'âge.

Le FAPS moyen du groupe était significativement inférieur chez les enfants de moins de 12 ans. Le groupe « 6-7 ans » présentait un FAPS moyen de  $81,5 \pm 12,0$  avec seulement 37,5 % des scores égaux ou supérieurs à 90. Le FAPS a augmenté avec l'âge pour atteindre des valeurs identiques aux adultes dans le groupe « 12-13 ans », où 100 % des scores étaient dans la gamme 90-100.

L'écart-type du FAPS, plus élevé chez les enfants de moins de 12 ans, a diminué avec l'avancée en âge. Des tendances similaires ont été observées pour la variabilité intra-sujet du FAPS, les enfants démontrant des coefficients de variation plus élevés que les adultes.

La vitesse normalisée a suivi une courbe décroissante, de  $1,90 \pm 0,25$  chez les enfants de 6-7 ans à  $1,49 \pm 0,25$  chez les adultes. La longueur de pas normalisée était significativement plus grande chez les enfants. La durée du pas était significativement plus courte pour le groupe des plus jeunes. La base de support dynamique n'a pas varié à travers les groupes.

Concernant les déductions de points pour le calcul du FAPS, davantage de points ont été déduits pour les fonctions droite et gauche du pas chez les enfants de 6 à 11 ans, avec une déduction moyenne de  $9,2 \pm 6,1$ ,  $4,7 \pm 4,5$  et  $3,7 \pm 2,2$  points respectivement dans les groupes d'enfants de 6-7, 8-9 et 10-11 ans. Les déductions pour l'asymétrie de longueur de pas et pour la base de support dynamique étaient nulles ou proches de zéro dans tous les groupes.

## 1.4 - Discussion

Plusieurs auteurs rapportent des valeurs de PST identiques pour des adultes et des enfants de plus de 7 ans. Cependant, nos résultats ont montré des FAPS significativement réduits chez les enfants de moins de 12 ans, les valeurs augmentant toutefois avec l'âge. De précédentes études ont indiqué que les paramètres spatiotemporels évoluent encore après 7 ans, du fait de la maturation de la marche (Hausdorff et al., 1999). En effet, nous avons retrouvé des V/LL et des SL/LL significativement augmentées dans les groupes d'âge de 6-7,

8-9 et 10-11 ans, ceux dont les FAPS étaient significativement plus faibles. Les enfants de 6-7 ans présentaient les paramètres les plus éloignés du pattern adulte. La cadence de marche élevée dans ce groupe pouvait expliquer la vitesse accrue et la durée de pas diminuée. Les valeurs pour la cadence et la base de support étaient similaires à celles d'études antérieures dans lesquelles le pattern de marche de l'enfant changeait avec la maturation (Sutherland, 1997 ; Dusing & Thorpe, 2007). Cependant les paramètres rapportés dans la littérature sont dépendants des critères de normalisation (e.g. taille, longueur de jambe) et des âges choisis pour différencier les groupes. Cela rend difficile la comparaison des valeurs obtenues au travers des diverses études.

L'analyse des déductions réalisées dans chaque catégorie de l'algorithme permet de mieux apprécier les différences de scores. Les déductions pour le différentiel droite / gauche de longueur de pas / longueur de jambe et pour la base de support dynamique étaient identiques (proches de 0) dans tous les groupes. Les sujets étant tous sains, il n'était pas attendu d'observer d'asymétrie dans les longueurs de pas normalisées. L'asymétrie indique habituellement la présence d'un trouble de marche. Pour le calcul du FAPS, l'asymétrie est considérée comme normale si elle n'excède pas 0,03. La base de support dynamique des enfants n'était, quant à elle, pas différente des adultes, d'où l'absence de déduction. Elle serait en effet stabilisée à la fin de la deuxième année de marche indépendante (Bril & Brénière, 1992) et varierait très peu par la suite. Au sujet des fonctions droite et gauche du pas, le calcul des déductions s'effectue selon un modèle de lignes de régression avec les valeurs de la durée du pas, de la vitesse normalisée et de la longueur de pas normalisée. La déduction est alors déterminée en fonction de la déviation du modèle du sujet par rapport au modèle normal. Si un (ou plusieurs) de ces trois paramètres s'éloigne(nt) des valeurs normales, des points sont retranchés au score. C'était le cas pour les enfants de 6 à 11 ans, surtout chez les plus jeunes. Le FAPS a évolué parallèlement aux PST.



Une autre problématique est soulevée par les résultats, celle de la variabilité du pattern de marche chez les enfants. La variabilité inter-sujet (S.D. du FAPS au sein d'un même groupe d'âge) renseigne sur les différences de pattern entre les enfants du même âge. Particulièrement élevée chez les plus jeunes enfants, cette variabilité a diminué à mesure de l'avancée en âge. La gamme de valeurs des PST au sein d'un même groupe d'âge était ainsi plus large chez les plus jeunes et l'écart-type était plus grand. Le degré de maturation étant dépendant de multiples facteurs, spécifiques à chaque enfant, il est difficile de considérer un âge précis comme la limite à l'acquisition d'un pattern adulte. Cependant, une proportion croissante d'enfants d'un même groupe d'âge présente un pattern adulte, menant à une réduction de la gamme des valeurs normales possibles et de la variabilité inter-sujet (i.e. des différences entre enfants du même âge).

Nos résultats démontrent qu'il en est de même pour la variabilité intra-sujet (C.V. du FAPS d'un même sujet) qui renseigne sur la reproductibilité du pattern de marche d'un même enfant à travers plusieurs essais. Ainsi, alors que certains enfants ont montré une bonne reproductibilité inter-essai des scores de FAPS et, par conséquent, de leur vitesse et longueur de pas, d'autres ont obtenu des scores différents, démontrant un pattern de marche plus inconsistant d'un passage à l'autre. Comme l'ont montré Hausdorff et al. (1999), la variabilité intra-individuelle est particulièrement présente chez les enfants de 6-7 ans et tend à diminuer avec l'âge et la maturation de la marche. Leur étude des fluctuations cycle-à-cycle de la durée du cycle a montré que la variabilité était plus grande chez les enfants de 6-7 ans que chez les enfants de 11-14 ans, suggérant que la marche n'est pas complètement mature à 7 ans. En dépit du nombre réduit de sujets par groupe, nos résultats sont conformes à ces observations.

Le FAPS ne permet pas de comparer les paramètres de la marche des enfants de moins de 12 ans. Les valeurs normatives adultes utilisées pour calculer le FAPS ne conviennent pas à une

population pédiatrique. Concernant la réflexion sur un éventuel FAPS spécifique à l'enfant, il nous semble qu'une simple adaptation de bases normales par catégories d'âge serait insuffisante. La forme actuelle du FAPS est fortement dépendante de la vitesse et de la longueur du pas qui représentent à elles seules quarante-quatre points dans le score final. L'introduction dans le calcul de paramètres complémentaires, reconnus comme des marqueurs de la dégradation de la marche, serait envisageable. Par exemple, le Walk Ratio (Hillman, Stansfield, Richardson, & Robb, 2009), qui représente la relation entre l'amplitude et la fréquence des mouvements rythmiques de jambe lors de la marche, pourrait être utilisé. Dans tous les cas, il sera préférable d'adopter la normalisation proposée par Hof (1996). Pour les enfants de 12 ans et plus, l'utilisation du FAPS nous semble adaptée et constitue un outil utile pour évaluer rapidement la marche. Lorsque le clinicien souhaite examiner plus précisément les modifications des différents PST, leur analyse individuelle peut alors être effectuée.

## **2 - Evolution du GVI au cours de l'enfance**

### **2.1 - Introduction**

L'acquisition de la marche et la maîtrise sous-jacente de l'équilibre dynamique est un long processus qui se poursuit jusqu'à des âges relativement avancés de l'enfance. Les principaux progrès ont toutefois lieu pendant la petite enfance. L'enfant qui fait ses tout-premiers pas manque de contrôle postural (Thelen, 1984, 1986) pour faire face efficacement à une situation qui implique d'être en déséquilibre quasi-permanent. Les caractéristiques de son pattern de marche, comme un écart important des pieds, de petits pas ou une prédominance du double appui, peuvent être interprétées comme des adaptations fonctionnelles à l'instabilité. Rapidement, l'enfant apprend à utiliser « les contraintes mécaniques du système composé de son corps, du sol sur lequel il marche et de la gravité » (Bril & Brénière, 1992) et ses

paramètres spatiotemporels changent (Chang et al., 2006). Les PST continuent ensuite de s'affiner en évoluant vers un modèle adulte qui serait atteint entre 3 ans ½ - 4 ans et 7 ans. Dans une étude référence portant sur 186 enfants âgés entre 1 et 7 ans (Sutherland, Olshen, Cooper, & Woo, 1980), cinq critères ont été identifiés pour une marche mature : la cadence, la vitesse, la durée de la phase de simple appui, la longueur de pas et le ratio entre la largeur du bassin et l'écartement des chevilles. Sur cette base, il a été conclu que la marche était en grande partie mature à 3 ans bien que les PST continuaient de changer jusque 7 ans. Après cet âge, les changements observés seraient essentiellement dus à la croissance (Vaughan, 2003). Cependant, l'étude menée par Hausdorff et al. (1999) sur les fluctuations de la durée du cycle a révélé des différences significatives dans l'amplitude et la dynamique des variations entre des enfants de 6-7 ans et des enfants de 11-14 ans. Le contrôle de la marche ne serait ainsi pas encore totalement mature à 7 ans et il faudrait attendre l'âge de 11 ans environ pour qu'il le devienne.

A partir de la variabilité des PST, nous avons développé le Gait Variability Index pour quantifier la stabilité dynamique de la marche. S'il est clair que la valeur de l'index va évoluer au cours de l'enfance, déterminer précisément cette évolution est important car le GVI pourrait fournir un indice de la maturation du contrôle de l'enfant. L'étude conjointe des PST est aussi primordiale (1) pour révéler les stratégies mises en place afin de gérer le manque de contrôle et (2) pour disposer de données comparatives aux études antérieures. Nous l'avons vu précédemment, le Functional Ambulation Performance Score n'est pas valide chez les enfants de moins de 12 ans. Il est nécessaire d'utiliser les PST moyens individualisés. Cependant, la croissance a lieu sous deux formes séparées et parallèles (DeJaeger, Willems, & Heglund, 2001) : la taille et le poids augmentent (Sutherland et al., 1980) ; les circuits neuronaux se développent et transforment le pattern de marche des enfants (Forssberg, 1985).

Ainsi pour s'assurer d'observer des changements liés à la maturation, il est nécessaire de réaliser une normalisation (Hof, 1996).

Un paramètre supplémentaire a parfois été utilisé pour mettre en évidence une maturation de la marche chez l'enfant, le Walk Ratio (WR). Celui-ci représente la relation entre l'amplitude et la fréquence des mouvements des jambes et est calculé comme la longueur moyenne de pas divisée par la cadence. Chez l'adulte, il est relativement stable et est indépendant de la vitesse (Zijstra, Rutgers, Hof, & VanWeerden, 1995 ; Sekiya, Nagasaki, Ito, & Furuna, 1996 ; Sekiya & Nagasaki, 1998). Marcher avec un WR invariant serait optimal en termes de dépense énergétique (Zarrugh, Todd, & Ralston, 1974), de variabilité temporelle (Maruyama & Nagasaki, 1992), de variabilité spatiale (Sekiya, Nagasaki, Ito, Furuna, 1997) et de demande attentionnelle (Kurosawa, 1994). De plus, des valeurs augmentées ont été retrouvées lors de la marche sur une surface irrégulière, suggérant une adaptation du pattern pour assurer la stabilité (Menz et al., 2003b). Chez l'enfant, Hillman et al. (2009) ont montré qu'un WR normalisé continuait d'évoluer entre 7 et 11 ans.

Les deux extrémités du processus revêtent une importance particulière. Connaître la limite supérieure permettrait d'apprécier quand la stabilité devient effectivement comparable à celle de l'adulte. Quant aux très jeunes marcheurs, ils démontrent des changements très significatifs de leur marche. Toutefois, l'âge des premiers pas s'étend de neuf à seize mois selon les enfants. Des enfants du même âge peuvent donc avoir une période d'expérience de marche plus ou moins longue, avec une différence maximale de sept mois. Cela a évidemment une influence sur les paramètres observés (Yaguramaki & Kimura, 2002) et il est préférable d'analyser la marche en fonction de l'expérience chez les plus jeunes enfants.

Bril et Brénière (1992) ont fait l'hypothèse de l'existence de deux phases principales d'acquisition de la maîtrise posturo-locomotrice. La première phase, « phase d'intégration de la posture et du mouvement », débute avec les premiers pas et dure de trois à cinq mois selon

les progrès réalisés par les enfants. C'est au cours de cette période que l'on observe l'évolution la plus rapide des PST, la vitesse de marche passant par exemple de 0,20 à 0,80 cm/s (Chang et al., 2006). La seconde phase est une période « d'ajustement du contrôle de la marche » et prendrait fin après 5 à 6 années de marche indépendante, c'est-à-dire vers 6-7 ans (Brénière & Bril, 1998 ; Ledebt et al., 1998).

Le propos de cette étude transversale est d'analyser les valeurs du GVI et des PST d'enfants de 1 à 13 ans afin d'identifier les changements développementaux et savoir si le GVI peut être un indicateur sensible du degré de maturité de la marche.

## 2.2 - Méthode

### 2.2.1 - Sujets et procédures

Quarante-cinq enfants sains de 1 an (14 mois) à 13 ans ont participé à l'étude, ainsi que vingt-quatre adultes volontaires (22-62 ans). Le consentement des parents, des enfants et des adultes a été obtenu préalablement. Treize enfants ont constitué le groupe des 1-5 ans et trente-deux le groupe des 6-13 ans. Les enfants de 1-5 ans ont été recrutés dans le cadre de l'établissement de données normatives chez le petit enfant, soit à l'Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement (UCAMM) du CMPRE Bois-Larris, soit à la plateforme d'analyse du mouvement de l'hôpital Robert Debré. Les plus jeunes devaient être capables de marcher de manière autonome sur une longueur de la piste de marche. Pour tous les sujets, une série de paramètres anthropométriques a été mesurée, le plus important étant la longueur des jambes (*leg length*, LL), définie comme la hauteur du grand trochanter par rapport au sol, en passant par la malléole externe. Pour les enfants de 1-5 ans, l'âge des premiers pas (marche libre pour au moins sept pas consécutifs), en mois, a également été obtenu d'après les renseignements des parents. Nous avons ainsi pu calculer l'expérience de marche (en mois) en soustrayant l'âge des premiers pas de l'âge au jour de l'enregistrement. Dans le but d'étudier

en détails les changements intervenant à partir de 6 ans, les enfants du groupe 6-13 ans ont été subdivisés en quatre groupes d'âge : 6-7, 8-9, 10-11, et 12-13 ans, avec huit individus dans chaque groupe.

Les paramètres spatiotemporels ont été enregistrés au cours d'une marche pieds nus à vitesse préférentielle sur une piste de marche électronique GAITRite (v4.4, CIR Systems Inc., Hinckley, IL), en prenant soin de laisser au moins deux mètres avant et après. La longueur du tapis utilisé (488, 610 ou 732 cm) a pu varier du fait de l'enregistrement dans deux centres différents et/ou du changement de matériel.

Les enfants de 6 à 13 ans et les adultes ont été invités à effectuer six passages sur le tapis. Pour les tout-petits, un expérimentateur se plaçait aux côtés de l'enfant à la position de départ, puis l'enfant marchait jusqu'à l'autre extrémité où se trouvait un parent ou un jouet. Compte-tenu de la morphologie des sujets, un grand nombre de cycles pouvait être enregistré au cours d'un passage réussi. En moyenne, cinq passages (de 3 à 7) ont été nécessaires pour obtenir les données désirées.

### 2.2.2 - Paramètres étudiés

Le logiciel GAITRite a calculé automatiquement les paramètres spatiotemporels suivants pour chaque pas et cycle de marche : longueurs de pas et d'enjambée (cm) ; base de support (cm) ; durées de pas et d'enjambée (s) ; durées absolues (s) et relatives (%) des phases d'appui, oscillante, de simple appui, de double appui ; vitesse (cm/s) ; cadence (pas/min). Le calcul du Gait Variability Index a été réalisé conformément à la procédure décrite dans le chapitre III. Pour l'étude individuelle des paramètres, les différents passages ont été moyennés. La longueur de pas a été divisée par la cadence pour obtenir le Walk Ratio. Conformément aux propositions de Hof (1996), basées sur une certaine similitude entre la marche humaine et un pendule inversé (McMahon & Bonner, 1983 ; Alexander, 1992), la

longueur de pas et d'enjambée, la largeur de pas, la vitesse et la cadence ont été normalisées pour contrôler les différences qui pourraient être uniquement dues à la croissance des membres. En plus des paramètres bruts, nous avons donc calculé les paramètres adimensionnés à l'aide des formules ci-dessous, où  $g$  est l'accélération due à la gravité et  $LL$  est la longueur de jambe :

- **Longueur de pas  $\lambda$  (*lambda*).**

$$\lambda = \text{longueur de pas brute} / LL$$

- **Largeur de pas  $\delta$  (*delta*).**

$$\delta = \text{largeur de pas brute} / LL$$

- **Cadence de pas  $\varphi$  (*phi*).**

$$\varphi = \text{cadence brute} / \sqrt{g / LL}$$

- **Vitesse  $\beta$  (*bêta*).**

$$\beta = \text{vitesse brute} / \sqrt{g \times LL} = \lambda \times \varphi$$

- **Walk Ratio normalisé ( $WR_{LL}$ ).**

$$WR_{LL} = \lambda / \varphi$$

Pour identifier la mesure anthropométrique normalisant au mieux, la normalisation a aussi été réalisée en utilisant la taille à la place de la longueur de jambe, donnant les paramètres  $\lambda_t$ ,  $\delta_t$ ,  $\varphi_t$ ,  $\beta_t$  et  $WR_t$ .

### 2.2.3 - Analyse statistique

Les résultats ont été analysés en plusieurs étapes. Dans une première partie, nous avons étudié l'évolution des paramètres en fonction de l'âge : (1) dans l'ensemble des enfants ; (2) chez les 1-5 ans et les 6-13 ans séparément ; (3) par sous-groupes d'âge dans la

catégorie 6-13 ans. Un second temps a été consacré à l'étude des changements en fonction de l'expérience de marche dans le groupe des enfants de 1-5 ans. Sur la base des travaux de Brill & Brénière (1992), nous avons distingué les enfants de 0 à 5 mois d'expérience (« phase d'intégration de la posture et du mouvement ») et les enfants de 6 à 61 mois (« phase d'ajustement du contrôle de la marche »).

En fonction des groupes et de la configuration d'analyse, ont été réalisés soit :

- des statistiques descriptives (minimum, maximum, moyenne, écart-type) ;
- des corrélations non paramétriques par les rangs (rhô de Spearman) des différents paramètres avec l'âge, l'expérience et le GVI, aux seuils  $p < 0,05$  et  $p < 0,01$  ;
- des nuages de points, avec détermination de l'ajustement linéaire ou logarithmique correspondant aux données, et le calcul du coefficient de détermination ( $r^2$ ) ;
- des ANOVA et des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour identifier des différences significatives entre les différentes combinaisons de groupes.

## 2.3 - Résultats

### 2.3.1 - En fonction de l'âge

Les moyennes et écarts-types des paramètres obtenus dans les différents groupes d'âge sont synthétisés dans le tableau IV.2. Les coefficients de corrélation entre les paramètres et l'âge sont présentés dans le tableau IV.3, ceux entre paramètres et GVI dans le tableau IV.4.

Dans le groupe 1-5 ans, un enfant (NW, *new walker*) différait sensiblement des autres du fait de sa toute nouvelle expérience de la marche (deux semaines). Nous avons donc réalisé ces corrélations en l'incluant dans l'analyse puis en l'excluant pour vérifier une éventuelle influence.



Tableau IV.2. Valeur moyenne et écart-type du Gait Variability Index et des paramètres spatiotemporels catégorisés par groupes d'âge.

|   | Groupes d'âge |              |              |              |              |              |
|---|---------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|   | 1-5 ans       | 6-7 ans      | 8-9 ans      | 10-11 ans    | 12-13 ans    | adultes      |
| <b>Nombre de sujets</b>                               | 13            | 8            | 8            | 8            | 8            | 24           |
| <b>Gait Variability Index</b>                         |               |              |              |              |              |              |
| Moyenne   | 69.2 (8.3)    | 77.9 (2.8)   | 81.2 (5.9)   | 85.7 (4.5)   | 93.4 (8.2)   | 100.2 (7.3)  |
| Gamme de valeurs                                      | 45.6 – 79.9   | 73.2 – 80.8  | 74.1 – 92.4  | 80.4 – 92.6  | 84.4 – 108.9 | 83.0 – 118.9 |
| <b>Paramètres bruts</b>                               |               |              |              |              |              |              |
| Longueur de pas (cm)                                  | 30.1 (8.2)    | 48.9 (6.9)   | 53.5 (4.6)   | 57.8 (3.7)   | 62.4 (3.2)   | 68.2 (5.0)   |
| Largeur de pas (cm)                                   | 8.3 (1.9)     | 8.1 (1.7)    | 7.8 (1.9)    | 8.3 (1.3)    | 8.8 (1.2)    | 8.7 (2.5)    |
| Cadence (pas/min)                                     | 164.7 (27.1)  | 135.8 (16.5) | 119.6 (8.4)  | 123.4 (10.3) | 116.3 (6.5)  | 117.0 (7.2)  |
| Vitesse (cm/s)  | 83.6 (25.5)   | 110.1 (16.2) | 106.9 (13.9) | 118.6 (9.7)  | 120.7 (4.1)  | 133.0 (13.2) |
| Walk Ratio  | 0.18 (0.06)   | 0.37 (0.08)  | 0.45 (0.04)  | 0.47 (0.06)  | 0.54 (0.05)  | 0.58 (0.06)  |
| Phase d'appui (%)                                     | 61.5 (6.7)    | 59.3 (1.2)   | 59.6 (1.4)   | 60.0 (1.1)   | 60.7 (0.6)   | 60.6 (1.0)   |
| Phase de simple appui (%)                             | 38.5 (6.7)    | 40.7 (1.2)   | 40.4 (1.4)   | 40.1 (1.1)   | 39.3 (0.6)   | 39.5 (1.0)   |
| Phase de double appui (%)                             | 23.3 (14.6)   | 18.7 (2.3)   | 19.3 (3.0)   | 20.0 (2.0)   | 21.6 (1.3)   | 21.4 (1.9)   |
| <b>Paramètres normalisés par la longueur de jambe</b> |               |              |              |              |              |              |
| Longueur de pas $\lambda$                             | 0.77 (0.16)   | 0.82 (0.10)  | 0.85 (0.08)  | 0.81 (0.04)  | 0.82 (0.02)  | 0.78 (0.05)  |
| Largeur de pas $\delta$                               | 0.23 (0.10)   | 0.14 (0.03)  | 0.13 (0.03)  | 0.12 (0.02)  | 0.12 (0.02)  | 0.10 (0.03)  |
| Cadence $\varphi$                                     | 0.54 (0.09)   | 0.56 (0.07)  | 0.51 (0.03)  | 0.55 (0.04)  | 0.54 (0.02)  | 0.58 (0.03)  |
| Vitesse $\beta$                                       | 0.43 (0.12)   | 0.46 (0.06)  | 0.43 (0.06)  | 0.45 (0.04)  | 0.44 (0.02)  | 0.46 (0.05)  |
| Walk Ratio $WR_{LL}$                                  | 1.44 (0.27)   | 1.51 (0.30)  | 1.68 (0.12)  | 1.48 (0.14)  | 1.52 (0.09)  | 1.36 (0.10)  |
| <b>Paramètres normalisés par la taille</b>            |               |              |              |              |              |              |
| Longueur de pas $\lambda_t$                           | 0.33 (0.07)   | 0.39 (0.04)  | 0.41 (0.01)  | 0.40 (0.02)  | 0.40 (0.01)  | 0.40 (0.02)  |
| Largeur de pas $\delta_t$                             | 0.10 (0.04)   | 0.07 (0.01)  | 0.06 (0.01)  | 0.06 (0.01)  | 0.06 (0.01)  | 0.05 (0.01)  |
| Cadence $\varphi_t$                                   | 0.82 (0.14)   | 0.80 (0.09)  | 0.73 (0.04)  | 0.79 (0.06)  | 0.77 (0.04)  | 0.81 (0.05)  |
| Vitesse $\beta_t$                                     | 0.28 (0.08)   | 0.32 (0.04)  | 0.30 (0.04)  | 0.32 (0.03)  | 0.31 (0.01)  | 0.33 (0.03)  |
| Walk Ratio $WR_t$                                     | 0.40 (0.07)   | 0.50 (0.09)  | 0.57 (0.04)  | 0.51 (0.05)  | 0.52 (0.04)  | 0.50 (0.03)  |

Tableau IV.3. *Corrélations (rhô de Spearman) entre les paramètres de la marche et l'âge des enfants.*

|   | Groupes d'enfants considérés |          |                    |          |                     |
|---|------------------------------|----------|--------------------|----------|---------------------|
|   | Ensemble des enfants         |          | Enfants de 1-5 ans |          | Enfants de 6-13 ans |
|   | NW inclus                    | NW exclu | NW inclus          | NW exclu |                     |
| <b>Gait Variability Index</b>                         | 0.91**                       | 0.90**   | 0.64*              | 0.55*    | 0.82**              |
| <b>Paramètres bruts</b>                               |                              |          |                    |          |                     |
| Longueur de pas (cm)                                  | 0.90**                       | 0.89**   | 0.79**             | 0.74**   | 0.73**              |
| Largeur de pas (cm)                                   | -0.03                        | 0.04     | -0.63*             | -0.57    | 0.19                |
| Cadence (pas/min)                                     | -0.63**                      | -0.71**  | -0.23              | -0.51    | -0.35*              |
| Vitesse (cm/s)  | 0.68**                       | 0.66**   | 0.30               | 0.14     | 0.40*               |
| Walk Ratio  | 0.90**                       | 0.89**   | 0.81**             | 0.77**   | 0.74**              |
| Phase d'appui (%)                                     | 0.21                         | 0.29     | 0.12               | 0.06     | 0.48**              |
| Phase de simple appui (%)                             | -0.21                        | -0.29    | 0.13               | -0.01    | -0.48**             |
| Phase de double appui (%)                             | 0.23                         | 0.31*    | -0.09              | 0.09     | 0.47**              |
| <b>Paramètres normalisés par la longueur de jambe</b> |                              |          |                    |          |                     |
| Longueur de pas $\lambda$                             | 0.06                         | 0.00     | -0.04              | -0.29    | -0.05               |
| Largeur de pas $\delta$                               | -0.58**                      | -0.55**  | -0.76**            | -0.72**  | -0.23               |
| Cadence $\varphi$                                     | -0.05                        | -0.13    | 0.05               | -0.18    | 0.04                |
| Vitesse $\beta$                                       | -0.09                        | -0.16    | 0.06               | -0.17    | -0.04               |
| Walk Ratio $WR_{LL}$                                  | 0.12                         | 0.07     | 0.04               | -0.14    | -0.12               |
| <b>Paramètres normalisés par la taille</b>            |                              |          |                    |          |                     |
| Longueur de pas $\lambda_t$                           | 0.59**                       | 0.56**   | 0.50               | 0.40     | 0.05                |
| Largeur de pas $\delta_t$                             | -0.54**                      | -0.51**  | -0.76**            | -0.71**  | -0.19               |
| Cadence $\varphi_t$                                   | -0.24                        | -0.33*   | -0.04              | -0.30    | -0.03               |
| Vitesse $\beta_t$                                     | 0.12                         | 0.06     | 0.21               | 0.03     | 0.02                |
| Walk Ratio $WR_t$                                     | 0.52**                       | 0.49**   | 0.55               | 0.48     | -0.02               |

Note. NW = enfant novice (*new walker*).

\* $p < 0,05$ . \*\* $p < 0,01$ .

Tableau IV.4. *Corrélations (rhô de Spearman) entre les paramètres de la marche et le Gait Variability Index.*

|   | Groupes d'enfants considérés |          |                    |          |                     |
|---|------------------------------|----------|--------------------|----------|---------------------|
|   | Ensemble des enfants         |          | Enfants de 1-5 ans |          | Enfants de 6-13 ans |
|   | NW inclus                    | NW exclu | NW inclus          | NW exclu |                     |
| <b>Paramètres bruts</b>                               |                              |          |                    |          |                     |
| Longueur de pas (cm)                                  | 0.88**                       | 0.88**   | 0.84**             | 0.80**   | 0.73**              |
| Largeur de pas (cm)                                   | 0.00                         | 0.07     | -0.30              | -0.11    | 0.19                |
| Cadence (pas/min)                                     | -0.51**                      | -0.59**  | 0.29               | 0.09     | -0.21               |
| Vitesse (cm/s)  | 0.75**                       | 0.73**   | 0.72**             | 0.64*    | 0.48**              |
| Walk Ratio  | 0.87**                       | 0.86**   | 0.59*              | 0.48     | 0.72**              |
| Phase d'appui (%)                                     | 0.15                         | 0.23     | -0.35              | -0.17    | 0.41*               |
| Phase de simple appui (%)                             | -0.15                        | -0.23    | 0.35               | 0.18     | -0.41*              |
| Phase de double appui (%)                             | 0.15                         | 0.23     | -0.34              | -0.15    | 0.37*               |
| <b>Paramètres normalisés par la longueur de jambe</b> |                              |          |                    |          |                     |
| Longueur de pas $\lambda$                             | 0.19                         | 0.14     | 0.35               | 0.17     | 0.15                |
| Largeur de pas $\delta$                               | -0.52**                      | -0.49**  | -0.57*             | -0.47*   | -0.12               |
| Cadence $\varphi$                                     | 0.07                         | 0.01     | 0.50               | 0.36     | 0.13                |
| Vitesse $\beta$                                       | 0.10                         | 0.04     | 0.58*              | 0.47     | 0.18                |
| Walk Ratio $WR_{LL}$                                  | 0.09                         | 0.03     | -0.16              | -0.48    | -0.05               |
| <b>Paramètres normalisés par la taille</b>            |                              |          |                    |          |                     |
| Longueur de pas $\lambda_t$                           | 0.65**                       | 0.63**   | 0.80**             | 0.75**   | 0.23                |
| Largeur de pas $\delta_t$                             | -0.48**                      | -0.45**  | -0.47              | -0.33    | -0.10               |
| Cadence $\varphi_t$                                   | -0.11                        | -0.19    | 0.38               | 0.18     | 0.07                |
| Vitesse $\beta_t$                                     | 0.30*                        | 0.25     | 0.71**             | 0.64*    | 0.23                |
| Walk Ratio $WR_t$                                     | 0.49**                       | 0.46**   | 0.36               | 0.18     | 0.02                |

Note. NW = enfant novice (*new walker*).

\* $p < 0,05$ . \*\* $p < 0,01$ .

Pour faciliter la lecture des résultats, nous les aborderons paramètre par paramètre. Seuls les graphiques et tableaux concernant le Gait Variability Index seront présentés ici. Nous invitons le lecteur à se référer aux annexes pour les autres paramètres.

Gait Variability Index (figure IV.2, tableau IV.5)

Le GVI a augmenté significativement avec l'âge. La relation linéaire entre GVI et âge était la plus forte dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,83$  ;  $p < 0,01$ ) et chez les 6-13 ans ( $r^2 = 0,67$  ;  $p < 0,01$ ) ; elle était plus faible chez les 1-5 ans ( $r^2 = 0,41$  ;  $p < 0,05$ ), surtout en excluant l'enfant NW ( $r^2 = 0,30$  ;  $p < 0,05$ ).

Les analyses post-hoc ont démontré des différences significatives entre les groupes, excepté entre 6-7 / 8-9 ans, 8-9 / 10-11 ans et 12-13 ans / adultes.

Le GVI était, quasiment dans toutes les configurations, corrélé significativement avec les paramètres spatiotemporels bruts. Il n'était cependant jamais corrélé à la base de support brute et uniquement dans le groupe 6-13 ans en ce qui concerne les durées relatives des phases. Une fois l'influence de la longueur de jambe supprimée par la normalisation, les corrélations existantes ont toutes été abolies. Une légère corrélation était encore retrouvée entre GVI et  $\beta$  dans le groupe des 1-5 ans, mais essentiellement due à l'enfant NW. Au contraire, la normalisation a mis à jour une corrélation négative significative entre le GVI et la largeur de pas normalisée  $\delta$  dans l'ensemble des enfants et dans le groupe 1-5 ans : la valeur du GVI a tendance à augmenter quand la largeur de pas normalisée  $\delta$  diminue.

La normalisation des paramètres par la taille donnait des résultats à mi-chemin entre les résultats observés dans les paramètres bruts et ceux observés dans la normalisation par la longueur de jambe : utiliser la taille pour la normalisation semblait ainsi une méthode moins fiable pour supprimer l'influence de la croissance.

Tableau IV.5. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour le Gait Variability Index : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,004910 | 0,000257 | 0,000001  | 0,000000  | 0,000000 |
| 6-7 ans   | 0,004910 |          | 0,330212 | 0,018564  | 0,000063  | 0,000000 |
| 8-9 ans   | 0,000257 | 0,330212 |          | 0,177611  | 0,001580  | 0,000000 |
| 10-11 ans | 0,000001 | 0,018564 | 0,177611 |           | 0,037296  | 0,000003 |
| 12-13 ans | 0,000000 | 0,000063 | 0,001580 | 0,037296  |           | 0,053759 |
| Adultes   | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000003  | 0,053759  |          |

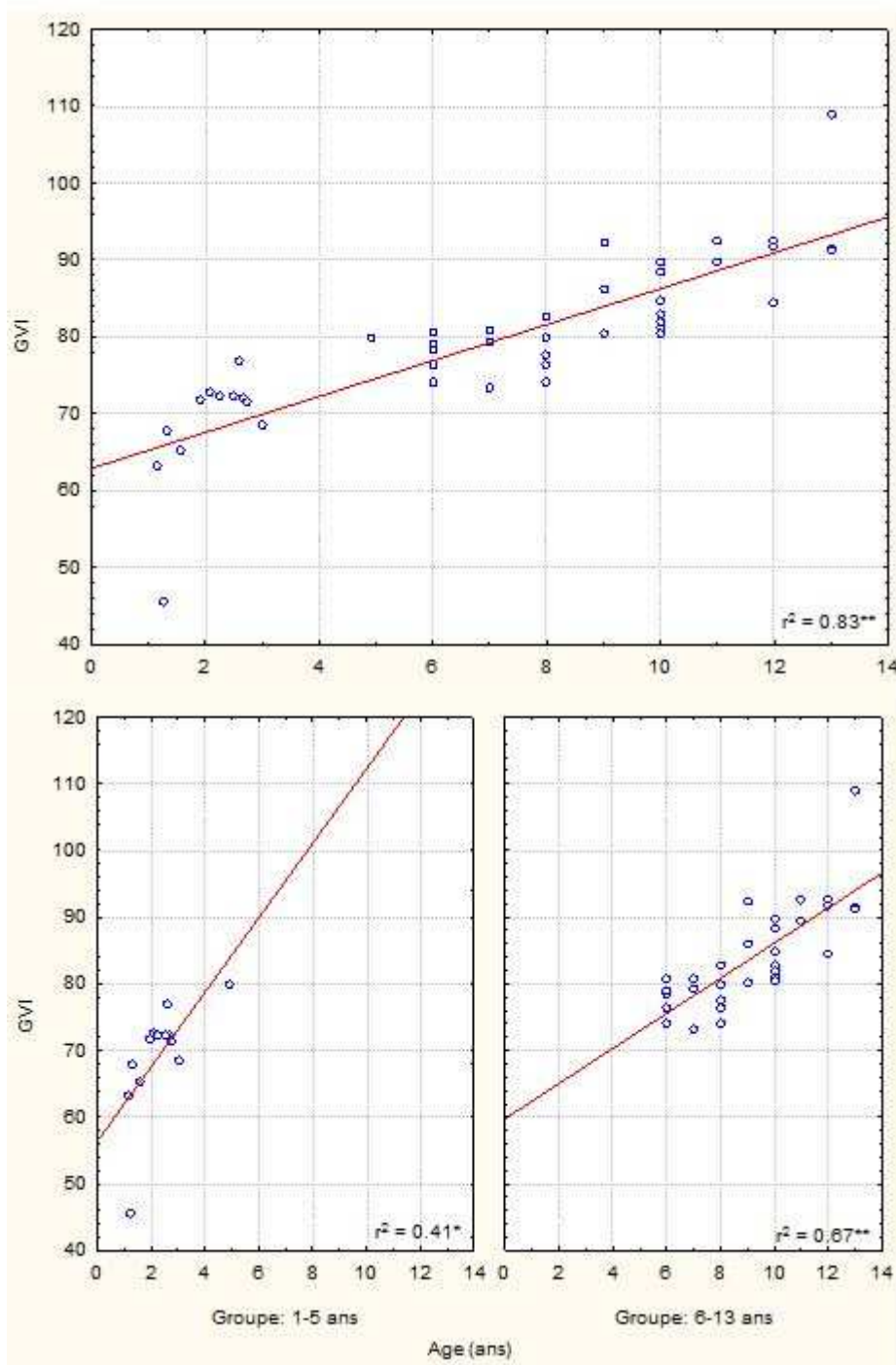


Figure IV.2. Nuages de points représentant le GVI en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Longueur de pas (Annexes, pp. 222-223 : figures IV.3 - IV.4, tableaux IV.6 - IV.7)

La longueur de pas brute (cm) a augmenté linéairement avec l'âge. La relation linéaire entre longueur de pas et âge était la plus forte dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,81$  ;  $p < 0,01$ ) et chez les 1-5 ans ( $r^2 = 0,63$  ;  $p < 0,01$ ) et était légèrement plus faible chez les 6-13 ans ( $r^2 = 0,53$  ;  $p < 0,01$ ). L'exclusion de l'enfant NW n'a pas modifié ces résultats. Les analyses post-hoc ont démontré des différences significatives entre les groupes, excepté entre 6-7 / 8-9 ans, 8-9 / 10-11 ans et 10-11 / 12-13 ans.

La normalisation par la longueur de jambe (longueur de pas  $\lambda$ ) a décorrélé totalement longueur de pas et âge. Plus aucune différence n'était alors observée. La normalisation par la taille (longueur de pas  $\lambda_t$ ) a réduit l'intensité de la relation mais a laissé persister une corrélation significative dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,35$  ;  $p < 0,01$ ).

Largeur de pas (Annexes, pp. 224-225 : figures IV.5 - IV.6, tableaux IV.8 - IV.9)

Aucune relation n'est apparue entre la largeur de pas brute (cm) et l'âge, hormis une légère corrélation négative dans le groupe 1-5 ans ( $r^2 = 0,40$  ;  $p < 0,05$ ), celle-ci disparaissant en l'absence de l'enfant NW. Les analyses post-hoc n'ont identifié aucune différence entre les groupes. Contrairement à la longueur de pas, la normalisation a ici fait apparaître des différences. La largeur de pas  $\delta$  a montré une relation négative avec l'âge dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,34$  ;  $p < 0,01$ ) en raison notamment d'une bonne corrélation dans le groupe 1-5 ans ( $r^2 = 0,58$  ;  $p < 0,01$ ) : lorsque l'enfant vieillit, il réduit sa base de support, indépendamment de la croissance staturale. Des résultats quasiment similaires ont été obtenus en normalisant par la taille, les relations étant très légèrement moindres. De 1 à 13 ans, la largeur de pas  $\delta$  semblait en fait suivre une courbe logarithmique négative.

Les analyses post-hoc ont démontré des différences significatives entre les enfants de 1-5 ans et tous les autres groupes, ainsi qu'entre les enfants de 6-7 ans et les adultes.

Cadence (Annexes, pp. 226-227 : figures IV.7 - IV.8, tableaux IV.10 - IV.11)

La cadence brute (pas/min) a diminué avec l'âge dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,40$  ;  $p < 0,01$ ). Cependant, lors de l'analyse séparée des groupes, aucune relation n'était visible chez les 1-5 ans. Une très faible relation apparaissait chez les 6-13 ans ( $r^2 = 0,12$  ;  $p < 0,05$ ).

Les analyses post-hoc ont démontré des différences significatives entre les enfants de 1-5 ans / 6-7 ans et tous les autres groupes.

La normalisation par la longueur de jambe (cadence  $\varphi$ ) ou par la taille (cadence  $\varphi_t$ ) a décorrélé totalement cadence et âge. Avec la première méthode, il ne subsistait qu'une différence entre enfants de 1-5 ans et adultes ; avec la seconde méthode, la cadence des groupes 1-5 ans / 8-9 ans différait des valeurs adultes.

Vitesse (Annexes, pp. 228-229 : figures IV.9 - IV.10, tableaux IV.12 - IV.13)

La vitesse de marche brute (cm/s) a augmenté linéairement avec l'âge dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,46$  ;  $p < 0,01$ ), même sans l'enfant NW ( $r^2 = 0,44$  ;  $p < 0,01$ ). La relation n'apparaissait pas dans les 1-5 ans et était très faible dans les 6-13 ans ( $r^2 = 0,16$  ;  $p < 0,05$ ).

Les analyses post-hoc ont démontré des différences significatives entre les enfants de 1-5 ans et tous les autres groupes, ainsi qu'entre les enfants de 6 à 11 ans et les adultes. La vitesse du groupe 12-13 ans n'était pas significativement différente de celle des adultes.

La normalisation par la longueur de jambe (vitesse  $\beta$ ) a décorrélé totalement vitesse et âge. Plus aucune différence n'était alors observée. La normalisation par la taille (vitesse  $\beta_t$ ) a induit une décorrélation mais la vitesse des enfants de 1-5 ans demeurait significativement différente de la vitesse des adultes.

Walk Ratio (Annexes, pp. 230-231 : figures IV.11 - IV.12, tableaux IV.14 - IV.15)

Le Walk Ratio brut a augmenté linéairement dans tous les groupes. La relation était la plus importante dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,81$  ;  $p < 0,01$ ) mais était forte également dans les sous-groupes 1-5 ans ( $r^2 = 0,65$  ;  $p < 0,01$ ) et 6-13 ans ( $r^2 = 0,54$  ;  $p < 0,01$ ).

Les analyses post-hoc ont démontré des différences significatives entre tous les groupes excepté entre 8-9 / 10-11 ans et 12-13 ans / adultes.

Alors que la normalisation par la taille ( $WR_t$ ) laissait perdurer une relation avec l'âge dans l'ensemble des enfants ( $r^2 = 0,27$  ;  $p < 0,05$ ), ainsi qu'une différence significative entre enfants de 1-5 ans et adultes, la normalisation par la longueur de jambe ( $WR_{LL}$ ) a annihilé toute liaison.

Phases d'appui, de simple appui et de double appui (Annexes, p. 232 : figure IV.13)

Aucune relation particulière entre l'âge et la durée relative de ces phases n'a été identifiée dans l'ensemble des enfants et les 1-5 ans. Chez les 6-13 ans, les durées de phase d'appui et de double appui étaient liées positivement à l'âge ( $r^2 = 0,23$  et  $r^2 = 0,22$  ;  $p < 0,01$ ), alors que la durée de simple appui était liée négativement à l'âge ( $r^2 = 0,23$  ;  $p < 0,01$ ).

Les analyses post-hoc n'ont démontré aucune différence significative entre les groupes.

Dans le groupe 6-13 ans, les durées des phases d'appui et de double appui étaient corrélées négativement avec la cadence, tandis que la durée de simple appui l'était positivement : l'augmentation de la cadence brute avec l'âge pouvait expliquer les résultats observés au niveau des phases.



### 2.3.2 - En fonction de l'expérience

Sur les quinze enfants pour lesquels nous disposons de données relatives à l'expérience de marche (EM), trois seulement avaient entre 0 et 5 mois d'expérience. Le plus novice avait fait ses premiers pas deux semaines avant l'enregistrement (0,4 mois EM) et les deux autres avaient 2 et 4 mois EM. Onze enfants avaient entre 6 et 61 mois EM. De ce fait, nous n'avons réalisé que des représentations graphiques pour observer la présence ou l'absence de tendance dans les données.

La relation linéaire entre expérience de marche (en mois) et âge de l'enfant (en mois) était très forte ( $r^2 = 0,98$  ;  $p < 0,01$ ) (Figure IV.14). Cependant, l'enfant le plus précoce avait commencé à marcher à neuf mois, le plus tardif à seize mois, soit sept mois d'expérience de plus pour le premier au même âge.

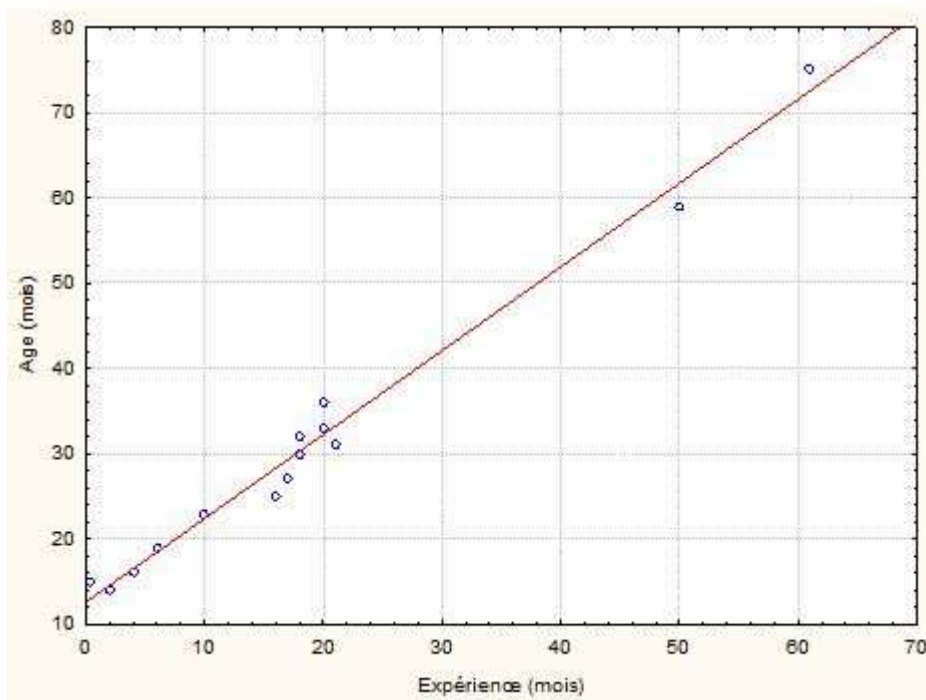


Figure IV.14. Relation entre l'âge des enfants (en mois) et l'expérience de marche (en mois).

Gait Variability Index (figure IV.15)

Le GVI a suivi une courbe logarithmique croissante en fonction de l'expérience. Il a surtout augmenté pendant les premiers mois, passant de 45,6 (0,4 mois EM) à 63,2 (2 mois EM) puis à 67,9 (4 mois EM). Ensuite de 6 à 61 mois EM, il a continué à croître avec une pente moins forte pour atteindre 79,9 et 78,3 chez les deux enfants les plus expérimentés.

Longueur de pas (Annexes, pp. 233-234 : figures IV.16 - IV.17)

La longueur de pas brute (cm) a augmenté selon un schéma similaire au GVI en montrant une forte augmentation au cours des premiers mois (8,4 cm à 27,7 cm) puis en continuant de croître de 6 à 61 mois. La normalisation par la longueur de jambe ou par la taille a décorrélé longueur de pas et expérience de marche. Seul l'enfant NW montrait une valeur très différente (NW :  $\lambda = 0,27$  ; gamme de valeurs pour les autres enfants : 0,68-0,87).

Largeur de pas (Annexes, pp. 235-236 : figures IV.18 - IV.19)

La largeur de pas brute (cm) a diminué à mesure du gain d'expérience, suivant une courbe logarithmique décroissante. Elle a principalement diminué dans le groupe 0-5 mois EM (de 13,7 cm à 9,8 cm) puis a continué à décroître légèrement dans le groupe 6-61 mois EM pour atteindre 6 cm environ. La normalisation a amplifié cette relation, légèrement plus en normalisant par la longueur de jambe que par la taille.

Cadence (Annexes, pp. 237-238 : figures IV.20 - IV.21)

Hormis une forte augmentation au cours des premiers mois (de 117 à 202 pas/min), la cadence n'a pas démontré d'évolution particulière avec l'expérience de marche. Il en était de même avec les cadences normalisées  $\varphi$  et  $\varphi_t$ .

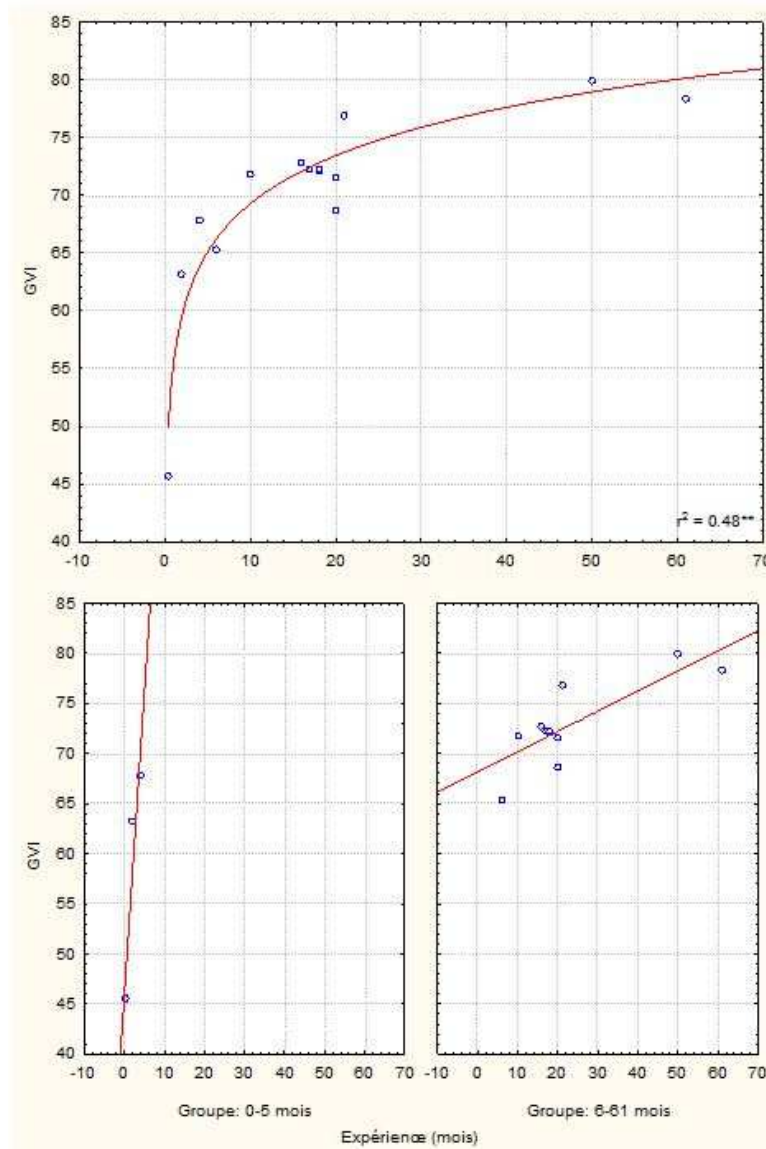


Figure IV.15. Nuages de points représentant le GVI en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique ou linéaire est présenté et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (\*\* $p < 0,01$ ).

Vitesse (Annexes, pp. 239-240 : figures IV.22 - IV.23)

La vitesse de marche brute (cm/s) a augmenté suivant une courbe logarithmique, passant de 16,5 à 93,3 cm/s entre 0,4 et 4 mois EM puis croissant ensuite plus lentement jusque 110 cm/s environ. La normalisation par la longueur de jambe ou par la taille a décorrélé vitesse et expérience de marche. Seul l'enfant NW démontrait une valeur très différente (NW :  $\beta = 0,09$  ; gamme de valeurs pour les autres enfants : 0,34-0,55).

Walk Ratio (Annexes, pp. 241-242 : figures IV.24 - IV.25)

Le Walk Ratio brut a augmenté avec l'expérience. Il a doublé au cours des quatre premiers mois de marche (de 0,07 à 0,14) puis a encore doublé de valeur entre 6 et 61 mois EM. Normalisé par la longueur de jambe, le Walk Ratio  $WR_{LL}$  n'a pas montré d'évolution particulière dans l'ensemble des enfants, même s'il a augmenté chez les 0-5 mois EM (de 3,3 à 5,8) et a semblé décroître légèrement de 6 à 61 mois EM.

Phases d'appui, de simple appui et de double appui (Annexes, p. 243 : figure IV.26)

L'évolution de la durée relative de ces phases n'a pas semblé significative dans l'ensemble des enfants. Il apparaît toutefois, qu'au tout début de la marche, entre 0 et 2 mois EM, la durée relative de double appui diminue fortement (et de fait, la durée de simple appui augmente), ainsi que le pourcentage du cycle passé en phase d'appui (NW : phase d'appui (%)) = 82,7 ; gamme de valeurs pour les autres enfants : 56,3-65,0).

## 2.4 - Discussion

Mieux comprendre comment la marche de l'enfant progresse d'une performance précocement instable vers un comportement efficient et stable nécessite de disposer d'indicateurs à même de traduire ces modifications. Au travers de cette étude transversale, nous souhaitons observer les paramètres spatiotemporels et le Gait Variability Index de la période des premiers pas au début de l'adolescence, avec l'idée sous-jacente que l'évolution des valeurs du GVI, développé pour quantifier la stabilité dynamique au cours de la marche, traduirait la maturation du contrôle moteur.

Comme cela est le cas chez l'adulte et la personne âgée, certains paramètres spatiotemporels sont susceptibles de refléter, lorsqu'ils sont modifiés, une stratégie visant à favoriser l'équilibre dynamique. Cependant, chez l'enfant, le changement des PST avec l'âge peut

n'être simplement que le fait de la croissance. Conformément aux études antérieures (Sutherland et al., 1980 ; Beck, Andriacchi, Kuo, Fermier, & Galante, 1981 ; Dusing & Thorpe, 2007), la plupart des PST bruts ont évolué significativement avec l'âge. La normalisation de la longueur de pas, de la cadence, de la vitesse ou du Walk Ratio, par la longueur de jambe, a démontré qu'en effet cela était principalement dû à la croissance.

Contrairement à nos résultats, Hillman et al. (2009) ont identifié que le Walk Ratio normalisé évoluait entre 7 ans et 11 ans. Dans leur étude longitudinale portant sur trente-trois enfants suivis pendant 5 ans (un enregistrement par an), la corrélation entre deux valeurs successives augmentait avec l'âge, démontrant des changements de valeur du Walk Ratio, chez un même enfant, de moins en moins prononcés au fil des ans. En fait, il semble que le Walk Ratio soit surtout un paramètre idiosyncratique de la marche d'une personne (Sekiya et al., 1996) et il a même été proposé comme un marqueur biométrique (Abdelkader, Cutler, & Davis, 2002). Chaque enfant évoluerait progressivement vers sa propre valeur adulte. Cela pourrait expliquer pourquoi nous ne retrouvons aucune différence dans une étude transversale, mais compromet dans tous les cas l'utilisation du Walk Ratio dans une optique comparative.

Il est également important de souligner que la normalisation par la taille a diminué l'intensité des relations mais ne les a pas toutes éliminées (idem pour Dusing & Thorpe, 2007), suggérant que la taille est un moins bon facteur de normalisation que la longueur de jambe, pouvant mener à des interprétations difficiles ou erronées.

La largeur de pas brute n'a quant à elle pas variée dans l'ensemble des enfants et très peu dans le groupe 1-5 ans. Plusieurs études ont déjà rapporté très peu (Scrutton, 1969 ; Dusing & Thorpe, 2007) ou pas de changements (Rose-Jacobs, 1983) et une valeur moyenne stabilisée dès 3-4 ans. Cependant, la normalisation a révélé une diminution significative de l'écartement des pieds jusque 6-7 ans, comparable aux observations de Vaughan (2003). Après cet âge, l'écart serait relativement constant. Si élargir la base de support peut être interprété comme la

recherche de plus de stabilité et la minimisation du risque de chute, alors la réduire peut démontrer une amélioration dans le contrôle de l'équilibre, dont la valeur de la largeur de pas normalisée pourrait être un bon indicateur avant 6 ans.

Le GVI a augmenté linéairement avec l'âge pour atteindre, dans le groupe 12-13 ans, des valeurs statistiquement proches des valeurs adultes. La marche des enfants était ainsi plus variable au plus jeune âge et la variabilité diminuait en vieillissant. Le GVI était non corrélé aux valeurs normalisées des PST, excepté avec la largeur de pas. Cette relation négative était forte dans le groupe 1-5 ans et non retrouvée dans le groupe 6-13 ans. Ce résultat conforte notre hypothèse d'une maturation visible au niveau de la largeur de pas normalisée avant 6 ans. Cependant, au-delà, seul le GVI permet d'identifier les changements qui interviennent.

Dans une seconde partie, nous avons souhaité étudier plus en détail le comportement des PST et du GVI dans le groupe 1-5 ans, notamment au cours des premiers mois de marche. Exprimer les valeurs en fonction du nombre de mois d'acquisition était indispensable au regard de la littérature et de la période relativement longue couvrant l'âge normal des premiers pas.

En dépit du caractère plutôt observationnel dû au très faible nombre d'enfants de 0 à 5 mois d'expérience, les valeurs observés chez le marcheur le plus inexpérimenté (0,4 mois d'expérience) puis chez les autres enfants sont concordantes avec les études antérieures (Vaughan, Langerak, & OMalley, 2003 ; Chang et al., 2006 ; Hallemans, De Clercq, & Aerts, 2006). De même, elles vont totalement dans le sens d'une non-linéarité (Bril & Brénière, 1992 ; Vaughan et al., 2003) dans l'acquisition de la maîtrise posturo-locomotrice et de l'existence de deux phases principales (Bril & Brénière, 1992).

Avec les premiers pas, débiterait une « phase d'intégration de la posture et du mouvement » qui durerait 4 à 5 mois selon les enfants. Les caractéristiques des enfants du groupe 0-5 mois

d'expérience montrent en effet, qu'au début de la marche indépendante, l'enfant marche avec une faible vitesse et de petits pas. Comme d'autres auteurs (Forssberg, 1985 ; Cheron, Bengoetxea, Bouacquiniti, & Dan, 2001 ; Adolph, Vereijken, & Shrout, 2003 ; Vaughan et al., 2003), nous avons observé une forte augmentation de la vitesse normalisée et de la longueur de pas normalisée, alors que la durée relative de double appui et la largeur de pas normalisée diminuait fortement. La cadence a également augmenté durant cette période (Statham & Murray, 1971). Halleman et al. (2006) ont montré que ces changements initiaux sont tous dépendants de la vitesse, sauf pour la largeur de pas. Ainsi, au cours des premiers mois, certains auteurs ont proposé que la vitesse normalisée pouvait fournir un indicateur de la maturation de la marche (Vaughan et al., 2003 ; Halleman et al., 2006). Les réductions de la largeur de pas et de la durée de double appui suggèrent quant à elles une amélioration du contrôle de l'équilibre dynamique.

Après cette première période marquée par d'importants changements, suivrait une seconde « phase d'ajustement du contrôle de la marche » qui prendrait fin au bout de 5 à 6 années de marche indépendante (Bril & Brénière, 1992). Les paramètres spatiotemporels continueraient alors à changer à un rythme plus lent en même temps que le contrôle moteur s'affine. Les patterns logarithmiques des courbes reflétant l'évolution des paramètres avec l'expérience renforcent cette hypothèse, mais les valeurs de GVI suggèrent néanmoins que cet ajustement continue bien après 6-7 ans.

Le GVI a suivi un modèle logarithmique avec une très forte augmentation (environ 20 points) durant les cinq premiers mois de marche puis une évolution plus lente par la suite. Quand l'enfant commence à marcher, son inexpérience et le défaut de contrôle induisent une variabilité de la marche très importante et un fort risque de chute. Il est probable que la marche observée chez notre plus jeune marcheur puisse être proche de la marche la plus instable compatible avec un enregistrement des paramètres spatiotemporels. De ce fait, la

valeur plancher du GVI se trouve certainement aux alentours de 40, ce qui traduit une marche six fois plus variable que la marche d'un adulte sain.

Nous avons constaté au travers de ce chapitre, qu'en accord avec certaines études sur la maturation de la marche (Hausdorff et al., 1999 ; Gouelle et al., 2011), la marche de l'enfant change encore après 6-7 ans et qu'il faudrait attendre l'âge de 12 ans pour que celle-ci atteigne une forme similaire à l'adulte. Or, les paramètres spatiotemporels, même normalisés, ne réussissent pas à rendre compte des modifications qui interviennent et, dans notre ensemble de paramètres, seul le Gait Variability Index les a révélées après 6 ans. L'augmentation du GVI, de l'acquisition de la marche au début de l'adolescence, démontre que la variabilité diminue tout au long de l'enfance. Les premiers mois constituent à la fois la période la plus instable et la période au cours de laquelle sont réalisés les progrès majeurs en lien avec le contrôle de l'équilibre dynamique. Un ajustement intervient ensuite. Plus rapide avant 6 ans, il n'en continue pas moins après cet âge, traduisant encore une certaine immaturité du contrôle.

Il apparaît évident que la taille de notre population reste dans l'ensemble assez faible et nettement insuffisante pour les tout-petits. Cependant, le Gait Variability Index semble identifier de subtils changements dans la marche des enfants. A partir de l'équation de l'ajustement logarithmique, il est déjà possible de donner un ordre de grandeur au GVI pour un âge donné, cela pouvant trouver une application directe dans l'évaluation de l'enfant pathologique. A partir d'une base d'enfants témoins plus conséquente, il serait également envisageable de définir des corridors de « normalité ». Avant de pouvoir réaliser cela, il est toutefois nécessaire d'apprécier la pertinence du GVI dans le suivi d'enfants pathologiques en le confrontant notamment aux échelles et outils d'évaluation standards, ce qui sera le propos du prochain chapitre.



## **CHAPITRE V - Application à l'enfant souffrant de paralysie cérébrale**

La paralysie cérébrale (PC) est due à une lésion neurologique stable et non évolutive. Les principales modifications de la marche observées chez l'enfant PC sont liées à la croissance et/ou au retentissement des déformations articulaires initiales. Contrairement aux pathologies neurodégénératives, les patients affectés par la PC ont donc relativement le temps de mettre en place des mécanismes de compensation et de fixer des stratégies visant à faciliter leur marche et le contrôle de l'équilibre. De ce point de vue, expérimenter le Gait Variability Index dans une population d'enfants PC semble être un choix judicieux.

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 de ces enfants et adolescents. Un travail a ainsi pu être initié sur la paralysie cérébrale. Cette étude a fait l'objet d'un mémoire de Master 2 Professionnel en ingénierie de la rééducation du handicap et de la performance motrice (Faculté de Médecine d'Amiens, année universitaire 2010-2011), réalisé par Monsieur Cédric Carnis, kinésithérapeute au CMPRE Bois-Larris.

### **1 - Introduction**

La prévalence de la paralysie cérébrale chez l'enfant ne diminue pas en dépit des progrès réalisés en périnatalité, notamment dans la survie des grands prématurés (Cans, 2005) : la PC touche environ 2 enfants pour 1000 naissances, soit chaque année 1500 enfants

atteints en plus. Le groupe de Surveillance de la Paralysie Cérébrale en 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 aboutit à un plateau. Le maximum des capacités motrices est atteint d'autant plus jeune que l'enfant est déficient (Rosenbaum et al., 2000). Selon Cans (2005), à l'âge de 5 ans, 53% des enfants marchent sans aide, 16% marchent avec aide et 31% ne marchent pas. Le nombre d'enfants PC marchant avec ou sans aide a été estimé pour chaque type d'atteinte, à partir de données concernant 9012 enfants (Beckung, Hagberg, Uldall, & Cans, 2008) :

- 90% des enfants hémiplésiques (i.e. ayant une atteinte unilatérale) marcheraient sans aide, 7% avec aide, 3% ne marcheraient pas.
- 61% des enfants diplésiques (i.e. ayant une atteinte bilatérale prédominant aux membres inférieurs) marcheraient sans aide, 25% avec aide, 14% ne marcheraient pas.
- 12% des enfants quadriplésiques (i.e. ayant une atteinte bilatérale) marcheraient sans aide, 18% avec aide, 70% ne marcheraient pas.

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) en expliquent 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-Beaupère, 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 répétition 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 la disposition du clinicien afin d'éviter une dégradation orthopédique et son retentissement sur la marche (Lucet et al., 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. L'Analyse Quantifiée de la Marche, complète ou simplifiée, est devenue un outil indispensable pour réaliser ce suivi car elle donne de nombreux renseignements au rééducateur. Elle 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. 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'équilibre. Les troubles moteurs initiaux permanents ou les troubles orthopédiques secondaires éventuels peuvent compromettre l'équilibre dynamique, limiter les capacités de ces patients PC à répondre efficacement aux perturbations et ainsi conduire à la chute. En ce sens, évaluer la stabilité au cours de la marche à l'aide du Gait Variability Index (GVI) pourrait non seulement améliorer la détection des patients à risque de chute, mais aussi fournir d'importantes indications dans le suivi thérapeutique.

L'expérimentation mise en œuvre consistera à calculer le GVI de patients PC à partir de leurs paramètres spatiotemporels pour analyser les résultats obtenus en parallèle d'autres scores et

indices préalablement mesurés. Le GVI, index de quantification de la stabilité de la marche, sera confronté dans un premier temps aux dimensions D+E de l'EMFG (Hodgkinson & Bérard, 1998) qui caractérisent la motricité fonctionnelle globale à la station debout, à la marche, à la course et au saut, et au Functional Ambulation Performance Score (FAPS), caractérisant la marche dans son aspect fonctionnel. Dans un second temps, il sera comparé au Gillette Gait Index (GGI) et au Gait Deviation Index (GDI) qui apprécient respectivement la marche de manière globale (GGI) et la marche dans son aspect géométrique (GDI). Il s'agira ainsi de mesurer les liens éventuels entre le GVI et les autres scores et indices. Nous déterminerons alors s'il apporte des informations complémentaires et/ou supplémentaires et, de manière générale, si le GVI est pertinent pour apprécier la stabilité de la marche chez des patients PC.

## **2 - Méthode**

Cette étude est rétrospective et prend en considération les données recueillies auprès de trente-cinq patients souffrant de PC. Elle comporte deux expérimentations : (A) l'une visant à étudier les relations entre le GVI, l'EMFG (D+E) et le FAPS ; (B) l'autre, celles entre le GVI, le FAPS, le GGI et le GDI.

### **2.1 - Modalités de sélection**

#### **2.1.1 - Critères généraux**

Tous les dossiers retenus pour l'étude ont été ceux de patients hémiplegiques ou diplegiques portant le diagnostic principal de PC. Ces dossiers devaient également fournir un FAPS et un enregistrement des paramètres spatiotemporels acquis à vitesse auto-sélectionnée et stabilisée sur une piste de marche électronique GAITRite. Pour que le calcul du GVI soit

réalisable, seuls les patients ayant réalisé au minimum sept pas consécutifs sur la piste de marche ont été sélectionnés. Les enregistrements ayant été obtenus avec aide humaine ou matérielle (i.e. aides de marche, orthèses et/ou chaussures), n'ont pas été retenus.

### 2.1.2 - Critères spécifiques au groupe A

Les dossiers retenus pour l'expérimentation A devaient présenter une EMFG réalisée par un examinateur qualifié (Russel et al., 1994), c'est-à-dire 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 (Russell, Rosenbaum, Avery, & Lane, 2002). Afin de neutraliser toute éventuelle évolutivité de la fonction motrice ou locomotrice, l'éloignement entre les évaluations a été ramené à deux jours consécutifs. Ainsi, le bilan de kinésithérapie et l'AQMS (i.e. l'EMFG et l'enregistrement sur GAITRite) devaient avoir été effectués le même jour ou à un jour d'intervalle.

### 2.1.3 - Critères spécifiques au groupe B

Les dossiers retenus pour l'expérimentation B, outre le diagnostic de PC et l'enregistrement des paramètres spatiotemporels, 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 d'Helen Hays (Davis, 1990). L'AQM étant effectuée en un seul temps, FAPS, GGI et GDI étaient toujours issus de la même session d'enregistrement.

## 2.2 - Création des groupes

Deux groupes de patients ont été constitués selon les modalités de sélection. Seize patients ( $12,6 \pm 2,2$  ans) ont été sélectionnés pour le groupe A et ont permis le recueil de vingt-sept séries de données différentes. Vingt-quatre patients ( $13,6 \pm 2,7$  ans) ont été sélectionnés pour le groupe B, résultant en autant de séries de données différentes. Il est à noter que cinq patients du second groupe appartenaient également au premier.

## 2.3 - Variables étudiées

### 2.3.1 - Score cible (D+E) de l'EMFG

L'EMFG-88 comprend quatre-vingt-huit items regroupés en cinq 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 quatre niveaux selon 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).

Le score cible (D+E) est calculé uniquement à partir des deux dernières dimensions de l'EMFG-88. La dimension D « debout », de l'item 52 à l'item 64, comporte treize items pour un total sur 39. La dimension E « marche, course et saut », de l'item 65 à l'item 88, comporte vingt-quatre items pour un total sur 72. Pour obtenir le score cible (D+E), les totaux de chaque rubrique sont convertis en pourcentages qui sont ensuite moyennés. Le score cible (D+E) peut ainsi varier de 0 à 100%, 100% correspondant aux capacités motrices d'un enfant valide de cinq ans.

### 2.3.2 - Gillette Gait Index

Le GGI 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 : le temps auquel le pied quitte le sol en pourcentage de la durée du cycle de marche, la vitesse de marche normalisée par la longueur de jambe, la cadence, l'amplitude et la valeur moyenne de la bascule du bassin, la rotation moyenne du bassin, l'amplitude et la valeur moyenne de la flexion de hanche, l'abduction maximale de hanche en phase oscillante, la rotation de hanche moyenne en phase d'appui, la flexion de genou lors du contact initial, le temps auquel a lieu la flexion maximale de genou, l'amplitude de flexion du genou, la flexion dorsale maximale en phase d'appui et en phase oscillante, l'angle moyen de progression du pied. Une macro-instruction réalise le calcul du GGI à partir des données fournies.

Le GGI est dépendant de la base normale établie dans chaque laboratoire. Toutefois, les études portant sur l'enfant convergent vers une valeur moyenne comprise entre 15,7 et 27,0 et une gamme de valeur entre 6,9 et 45,5 (Schutte et al., 2000 ; Romei et al., 2004 ; Assi, Ghanem, Lavaste, & Skalli, 2009). Le GGI de référence de l'Unité Clinique d'Analyse de la Marche et du Mouvement de Bois-Larris, établi d'après trente-cinq sujets sains, est de 15. Les index GGI augmentent avec le niveau de dépendance et selon la sévérité de l'atteinte des enfants PC classée selon le Gross Motor Function Classification System (Bothner, Fischer, & Alderink, 2003).

### 2.3.3 - Gait Deviation Index

Le GDI est une mesure de la distance entre la cinématique d'une marche pathologique et celle de la marche normale. Son calcul nécessite les données relatives à neuf angles articulaires : les angles du bassin et de la hanche dans les trois plans, la flexion / extension de genou, la flexion dorsale / plantaire de cheville et l'angle de progression du pied. Contrairement au GGI qui s'appuie sur la moyenne ou la gamme de valeurs d'un paramètre au cours d'un cycle de marche, le GDI explore la cinématique de manière plus précise. Pour chaque angle, une donnée est extraite tous les deux pourcents de cycle pour obtenir cinquante-et-une valeurs (soit au total 9 angles  $\times$  51 points = 459 valeurs). Une macro-instruction réalise le calcul du GDI à partir des données fournies.

Un score de GDI supérieur ou égal à cent indique que la cinématique du sujet est au moins aussi proche de la moyenne des sujets contrôles qu'un individu choisi au hasard dans ce groupe (Schwartz & Rozumalski, 2008). Autrement dit, un score de 100 ou plus révèle une marche asymptotique sur le plan cinématique. Un retrait de dix points à ce score de 100 représente une distance d'un écart-type par rapport à la moyenne des sujets sains.

### 2.3.4 - FAPS et GVI

Le calcul du Functional Ambulation Performance Score a été réalisé conformément à la procédure décrite dans le chapitre II.2.2, celui du Gait Variability Index conformément au chapitre III.

## 2.4 - Analyse statistique

Afin de déterminer le type de test à utiliser, des tests de Shapiro-Wilk ont d'abord été réalisés pour vérifier si les répartitions de données du GVI, de l'EMFG (D+E), du FAPS, du GGI et du GDI suivaient ou non une loi normale. Les distributions n'étant pas toutes réparties



selon une loi de Gauss, des corrélations non paramétriques par les rangs (rhô de Spearman  $\rho$ ) ont été déterminées entre le GVI, le FAPS et l'EMFG (D+E) d'une part (expérimentation A) et entre le GVI, le FAPS, le GGI et le GDI d'autre part (expérimentation B).

### 3 - Résultats

#### 3.1 - Expérimentation A

Les séries de données sélectionnées ont été regroupées dans le tableau V.1, consultable dans les annexes (p. 244). Les tests de Shapiro-Wilk ont démontré que seul le GVI était distribué normalement au sein du groupe A (Annexes, p. 245 : figure V.1).

Une corrélation significative a été identifiée entre le GVI et le FAPS ( $\rho = 0,517$  ;  $p < 0,01$ ). Cette corrélation était positive, le GVI et le FAPS évoluant dans le même sens. Lorsque le FAPS diminuait, le GVI diminuait aussi (tableau V.2). En revanche, il n'y avait pas de corrélation entre le GVI et l'EMFG (D+E) et entre le FAPS et l'EMFG (D+E).

Tableau V.2. *Corrélations (rhô de Spearman) entre les différents paramètres pour l'expérimentation A.*

| N = 27     | EMFG (D+E) | FAPS           | GVI            |
|------------|------------|----------------|----------------|
| EMFG (D+E) | 1          | 0,073          | 0,096          |
| FAPS       | 0,073      | 1              | <b>0,517**</b> |
| GVI        | 0,096      | <b>0,517**</b> | 1              |

\* $p < 0,05$ . \*\* $p < 0,01$ .

### 3.2 - Expérimentation B

Les séries de données sélectionnées ont été regroupées dans le tableau V.3, consultable dans les annexes (p. 246). Les tests de Shapiro-Wilk ont démontré que seuls le GVI et le GDI étaient distribués normalement au sein du groupe B (Annexes, p. 247 : figure V.2).

Il existait une corrélation significative entre le GVI et le GGI ( $\rho = -0,477$  ;  $p < 0,05$ ). Cette corrélation était négative, le GVI et le GGI n'évoluant pas dans le même sens. Lorsque le GGI augmentait, le GVI diminuait. Cette corrélation n'était plus significative à  $p < 0,01$  (tableau V.4). Aucune corrélation n'est apparue entre le GVI et le GDI. Une corrélation significative a été retrouvée entre le GVI et le FAPS ( $\rho = 0,536$  ;  $p < 0,01$ ), confirmant la relation identifiée dans le groupe A. Le FAPS et le GGI étaient significativement corrélés ( $\rho = -0,471$  ;  $p < 0,01$ ) ainsi que le GGI et le GDI ( $\rho = -0,859$  ;  $p < 0,01$ ). Le FAPS et le GDI n'étaient quant à eux pas corrélés.

Tableau V.4. *Corrélations (rhô de Spearman) entre les différents paramètres pour l'expérimentation B.*

| N = 24 | GGI             | GDI             | FAPS           | GVI            |
|--------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|
| GGI    | 1               | <b>-0,859**</b> | <b>-0,472*</b> | <b>-0,477*</b> |
| GDI    | <b>-0,859**</b> | 1               | 0,398          | 0,402          |
| FAPS   | <b>-0,472*</b>  | 0,398           | 1              | <b>0,536**</b> |
| GVI    | <b>-0,477*</b>  | 0,402           | <b>0,536**</b> | 1              |

\* $p < 0,05$ . \*\* $p < 0,01$ .

## 4 - Discussion

### 4.1 - Corrélation du GVI avec l'EMFG

Nous pensons qu'il pût 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 paramètres spatiotemporels qui permettent d'avoir une idée générale sur l'organisation fonctionnelle de la marche d'un patient. Drouin, Malouin, Richards et Marcoux (1996), en montrant une corrélation entre la vitesse de marche spontanée, paramètre majeur dans le calcul du FAPS et du GVI, et l'EMFG-88, nous avaient confortés 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 peut-être s'expliquer en partie par le fait que le GVI comme le FAPS correspondent à des mesures focalisées de la marche alors que l'EMFG (D+E) constitue une mesure globale de la fonction motrice. Le score cible (D+E) évalue non seulement la marche mais également les capacités à la course et au saut, reflétant ainsi davantage les capacités motrices de l'enfant que le FAPS ou le GVI. Lors de la cotation de l'EMFG, ce n'est pas la façon d'effectuer le mouvement qui est notée mais si l'enfant parvient à le réaliser. Le FAPS et le GVI, au contraire, évaluent précisément la marche de l'enfant en quantifiant certaines de ses caractéristiques. Toutefois, le nombre relativement limité de sujets inclus et surtout le caractère rétrospectif de l'étude rendent difficile toute autre interprétation.

### 4.2 - Corrélation du GVI avec le GGI et le GDI

Une corrélation a été mise en évidence entre le GVI et le GGI mais pas 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 paramètres spatiotemporels. Le GVI n'est calculé qu'à partir de paramètres spatiotemporels. Le GGI est calculé à partir de treize variables cinématiques et trois paramètres spatiotemporels (vitesse, cadence, durée relative de la phase d'appui). Ces

derniers établiraient le lien et induiraient 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 du GGI avec le FAPS et le GVI est significative pour un seuil  $p < 0,05$  et non à  $p < 0,01$ . De même, la valeur de  $\rho$  dénote une relation relativement modérée du GGI avec le GVI et le FAPS. Ce constat est probablement en lien avec le faible nombre de paramètres spatiotemporels entrant dans le calcul du GGI. Le GDI, quant à lui, est calculé exclusivement à partir de données cinématiques. Schwartz et Rozumalski (2008) ont identifié une relation linéaire modérément forte entre le GGI et le GDI, suggérant que les deux mesures sont associées avec la même notion sous-jacente (i.e. pathologie de la marche). Cependant, il y avait une large gamme de distribution dans leurs données, indiquant que les deux mesures reflèteraient des aspects différents de la pathologie de la marche. L'absence de relation avec le GVI démontre que les deux index renvoient à des aspects différents de la marche. L'aspect « géométrique » de la marche d'un patient ne permettrait pas de présager de sa stabilité. Ces résultats vont dans le sens de l'observation de Schwartz et Rozumalski (2008) dans l'article introducteur du GDI : « It is possible, however, to walk with adequate stride parameters and still have significantly atypical joint motions and orientations ». De même, après chirurgie multisite ou traitement par injection 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 paramètres spatiotemporels et de la stabilité). Selon Pierdon (2010), les modifications post-thérapeutiques du schéma corporel altèreraient l'équilibration et la marche sur un plan fonctionnel (Pierdon, 2010).

#### 4.3 - Corrélation du GVI avec le FAPS

Que se soit au sein du groupe A ou du groupe B, le GVI était corrélé au FAPS. Ce résultat signifie que, dans notre population d'enfants PC, plus les paramètres spatiotemporels

s'éloignaient de la norme, plus la marche avait tendance à être variable. Le FAPS et le GVI constituant deux approches distinctes des paramètres spatiotemporels, nous faisons l'hypothèse qu'ils évolueraient certainement plus indépendamment l'un de l'autre. De plus, l'étude transversale de la littérature sur les paramètres spatiotemporels chez la personne âgée (Kressig et al., 2004) et la comparaison des résultats selon la catégorisation des sujets (e.g. alertes, vigoureux, indépendants, frêles, chuteurs) semblaient aller dans le sens d'une possible diminution de la variabilité parallèlement à la fixation de stratégies d'évitement de la chute. En d'autres termes, il serait possible d'observer une amélioration de la stabilité alors que les paramètres spatiotemporels s'éloignent de la norme. Si cela était effectivement le cas chez certains patients (patient A26 : GVI = 93, FAPS = 64 ; patient B20 : GVI = 94, FAPS = 70), dans l'ensemble de nos populations, le GVI a eu tendance à augmenter lors de la baisse du FAPS. Deux hypothèses pourraient contribuer à expliquer ces résultats. Tout d'abord, il semblerait logique qu'une partie des enfants PC qui démontrent les paramètres spatiotemporels les plus éloignées de la norme soient fondamentalement les plus instables et présentent donc une variabilité accrue. La seconde hypothèse tient de la nature même de la variabilité. Si la variabilité reflète bien souvent une perturbation, elle peut également être de nature régulatrice. Si tel était le cas, peut-être observerions-nous une différence de valeur des GVI gauche et droit lorsque l'atteinte du patient PC est unilatérale. Le GVI relatif au côté atteint pourrait refléter une variabilité de perturbation alors que celui relatif au côté « sain » exprimerait une variabilité de régulation, le membre « sain » s'adaptant aux perturbations engendrées par le membre atteint (i.e. perturbations liées aux déficiences motrices, articulaires, orthopédiques) pour conserver l'équilibre dynamique.

La corrélation du FAPS avec le GVI au sein de la population de patients 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 de l'une et de l'autre. Cette corrélation montre par ailleurs que les deux approches différentes des paramètres spatiotemporels, l'une basée sur les valeurs moyennes et l'autre 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.

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

Le GVI quantifie la stabilité à travers la variabilité au cours de la marche. Son étude au sein d'une population d'adolescents PC marchants semble indiquer que l'aspect « stabilité » de la marche n'est ni liée à la quantité de motricité fonctionnelle globale dont ils disposent, ni à la géométrie de leur marche. La stabilité des enfants et adolescents PC serait davantage en lien avec les caractéristiques spatiotemporelles de leur marche, sans toutefois représenter le même aspect. Le GVI apporterait ainsi au rééducateur des informations complémentaires à l'EMFG (D+E), au GDI, au GGI et au FAPS. Par exemple, le fait d'évaluer la reproductibilité du cycle de marche par le GVI pourrait permettre 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. GGI).

Concernant la stabilité au cours de la marche, elle se déduit de l'ampleur et de la dynamique des fluctuations des paramètres spatiotemporels. Cependant, 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 de façon plus approfondie à la dynamique des fluctuations, en utilisant par exemple des méthodes d'analyse non-linéaire. En identifiant le caractère chaotique ou prédictible de cette dynamique, on devrait pouvoir faire la part entre ce qui traduit une perturbation ou une régulation.

Les valeurs moyennes des paramètres spatiotemporels et leurs fluctuations ayant montré une organisation conjointe dans la population étudiée, l'évaluation du risque de chute devrait se faire à travers l'analyse parallèle du GVI et du FAPS. Ces deux scores 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. Néanmoins, en perspective, il serait nécessaire de connaître la distribution des valeurs relativement au risque de chute (i.e. une valeur de X indiquant un risque de chute accru d'un facteur Y), permettant ainsi de donner un sens prédictif à ces valeurs.

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés à une lésion non évolutive. Les modifications induites par les troubles initiaux progressent à un rythme relativement lent et, en dehors de périodes post-interventionnelles (e.g. chirurgie), les patients peuvent s'adapter à leur état pathologique. A présent, nous allons étudier le GVI dans une pathologie neurodégénérative, l'ataxie de Friedreich. Les personnes atteintes sont confrontées à une tout

autre problématique que celle de la paralysie cérébrale. Les premiers symptômes de la maladie, généralement des troubles de l'équilibre, surviennent habituellement entre l'âge de 7 et 14 ans. Alors que ces sujets ont eu un développement asymptotique, ils doivent faire face à une perte de contrôle et de sensibilité. Si des différences inter-individuelles existent, l'évolution est relativement rapide et il n'est pas rare de constater une dégradation significative sur une période de six mois à un an. Cela rend difficile la fixation de stratégie et la variabilité de la marche reflète principalement de la perturbation. Pour ces raisons, nous pensons retrouver une corrélation entre le GVI et les principaux tests cliniques utilisés dans l'évaluation de l'ataxie de Friedreich.



## **CHAPITRE VI - Apport du GVI dans l'évaluation de l'ataxie de Friedreich**

### **1 - Préambule**

L'ataxie de Friedreich est une maladie neurologique progressive qui touche environ 2000 personnes en France. Cette affection neurodégénérative, qui survient le plus souvent avant l'âge adulte, se traduit par une perte d'autonomie complète en une dizaine d'année et une survie de plusieurs décennies sous surveillance médicale. Les problèmes moteurs limitent très rapidement la mobilité et l'importance de la dysarthrie finit par rendre la communication vocale impossible. Malgré la préservation des fonctions intellectuelles, l'exercice d'une activité professionnelle, même adaptée n'est plus possible dix à vingt ans après le début de l'affection. L'importance du handicap fonctionnel génère des coûts importants en appareillage et la présence d'une tierce personne devient indispensable lorsque l'autonomie se réduit. Cette réduction progressive de l'autonomie, associée à la préservation des fonctions intellectuelles, est absolument dramatique pour les patients et leur entourage. Le coût social de cette maladie chronique dépasse largement celui de la perte d'emploi, en raison des besoins importants en soins médicaux requérant l'implication de centres spécialisés.

Aucun traitement n'est actuellement disponible pour combattre la neurodégénérescence de l'ataxie de Friedreich. La prise en charge des patients se limite à une surveillance et à une rééducation fonctionnelle. Une thérapie qui pourrait ralentir l'évolution de cette maladie représenterait donc un certain accomplissement. Les progrès récents dans la compréhension de la fonction de la frataxine, protéine codée par le gène responsable de l'ataxie de Friedreich,

ainsi que l'étude de modèles murins et cellulaires, permettent maintenant de proposer une approche thérapeutique rationnelle par la pioglitazone.

Dans ce contexte, un programme hospitalier de recherche clinique (PHRC) a été mis en œuvre sous l'impulsion du Dr Isabelle Husson, neuropédiatre à l'hôpital Robert Debré, pour évaluer l'effet de la pioglitazone dans l'évolution de l'ataxie de Friedreich (Identifiant ClinicalTrials.gov : NCT00811681). Quarante patients ont intégré ce PHRC entre décembre 2008 et mars 2011. Répartis en deux groupes randomisés, une moitié a reçu la molécule de pioglitazone et l'autre un placebo. Cet essai clinique étant une étude en double aveugle, ni les patients ni les investigateurs n'ont eu connaissance du traitement reçu. Après une première évaluation à l'inclusion, les patients sont ensuite suivis pendant deux ans selon un rythme biannuel (le dernier patient sortira donc de l'étude en mars 2013). Au cours de chaque hospitalisation (dénommée ici par le nombre de mois M suivant l'inclusion : M0, M6, M12, M18, M24), le patient effectue un ensemble d'examen cliniques dont l'analyse de la marche, de la posture, des mouvements du membre supérieur et la passation de tests et échelles cliniques font notamment partie. L'une des problématiques majeures de l'ataxie de Friedreich se situe dans la dégradation relativement rapide du contrôle des mouvements et des facultés d'équilibre, à la fois en statique et à la marche. Si une échelle clinique spécifique à l'ataxie constitue le critère principal de jugement de ce PHRC, les critères secondaires d'évaluation, que sont les analyses de la marche ou de la posture, seront examinés avec le plus grand intérêt car ils pourraient devenir le critère de jugement principal d'une potentielle étude thérapeutique plus large.

Dans ce travail de thèse, nous ne poursuivrons pas cet objectif d'évaluation de l'évolution de la pathologie, très peu de patients ayant pour le moment atteint l'évaluation M24 et ne connaissant de toute façon pas le bras d'appartenance des patients (« pioglitazone » ou « placebo »). Notre but consistera à éprouver les scores de Gait Variability Index (GVI) en

lien avec les outils cliniques standards. Nous faisons l'hypothèse que les GVI obtenus chez les patients ataxiques reflèteront le niveau d'atteinte évalué cliniquement.

## 2 - Introduction

L'ataxie de Friedreich, du nom du neurologue allemand qui l'a décrite initialement (Friedreich, 1863), est la plus fréquente des ataxies héréditaires, son incidence en Europe étant estimée à 1 pour 50000. Cette affection de transmission autosomique récessive débute en règle générale chez l'enfant, l'adolescent ou le jeune adulte (Harding, 1981). La symptomatologie clinique associe : ataxie cérébelleuse, syndrome pyramidal avec signe de Babinski, abolition des réflexes, troubles de la sensibilité profonde, dysarthrie, troubles oculomoteurs et cardiomyopathie. D'autres signes sont inconstants, tels que la présence de pieds creux, d'une scoliose, d'une baisse de l'acuité auditive ou visuelle, d'une intolérance au glucose ou encore d'un diabète (Dürr et al., 1996). Cette maladie est d'évolution sévère, avec une perte d'autonomie (nécessité d'utiliser un fauteuil roulant) après dix ans d'évolution en moyenne, le décès survenant 20 à 40 ans après le début de la maladie.

Analyser les paramètres spatiotemporels et la stabilité dynamique au cours de la marche chez les patients ataxiques marchants ou déambulants revêt un double intérêt. Tout d'abord, les syndromes cérébelleux et pyramidal et la neuropathie axonale induisent des troubles de l'équilibre, de la coordination et des erreurs dans le positionnement des membres inférieurs. Ces troubles contribuent aux anomalies observées dans la marche ataxique (Morton & Bastian, 2003) mais entraînent surtout une instabilité croissante et des épisodes de chutes de plus en plus fréquents. Or, sur de courtes périodes (6 mois - 1 an), il existe une réelle difficulté à détecter des modifications qui sont significatives mais peu perceptibles par la clinique. D'autre part, l'évaluation du progrès, de la stabilisation ou de la dégradation

fonctionnelle requiert actuellement la passation d'un ensemble de tests et d'échelles cliniques relativement longs et éprouvants physiquement et psychologiquement pour le patient. Si un seul test s'avérait représentatif de l'évolution caractérisée par les échelles cliniques, cela pourrait permettre de réaliser plus facilement des contrôles intermédiaires entre deux évaluations complètes et d'évaluer, par exemple, l'apport d'un suivi kinésithérapique ou du port d'orthèses.

L'analyse quantifiée de la marche simplifiée (AQMS), rapide à réaliser, pourrait être ce test, le Functional Ambulation Profile Score (FAPS) et le Gait Variability Index (GVI) donnant en plus une quantification quasi-instantanée de l'écart à la marche normale et de l'instabilité dynamique. Pour ces raisons, nous avons choisi d'étudier la validité relative du GVI dans une population de patients atteints d'ataxie de Friedreich (FRDA).

### **3 - Méthode**

Trente-et-un patients FRDA, adolescents et jeunes adultes (12-25 ans), ont constitué notre population d'étude. Le choix de cette gamme d'âge limitée, avec des patients jeunes ayant une durée d'évolution de la maladie symptomatique inférieure à dix ans en général, est fondé sur la notion que l'aggravation fonctionnelle est plus importante à cet âge que chez les patients plus vieux (Artuch et al., 2002). De plus, il était indispensable de disposer d'une population relativement autonome au niveau ambulatoire pour pouvoir évaluer la marche de manière convenable.

Ces patients ont été suivis pendant deux ans, à intervalle de six mois. Chaque fois, ils ont été soumis à la même série de tests dont, pour ceux qui nous importent ici : un enregistrement de la marche sur piste de marche électronique GAITRite avec calcul du FAPS et du GVI moyen ; une marche de 8 mètres chronométrée ; un testing manuel de la force musculaire des membres

inférieurs (Hislop & Montgomery, 2006), chaque muscle étant coté de 0 (aucune contraction) à 5 (force musculaire normale), pour un score total sur 50 ; l'International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS) (Trouillas et al., 1997).

Cette échelle clinique sur 100, spécifique aux ataxies cérébelleuses, est basée sur la réalisation de dix-neuf manœuvres évaluant les principaux éléments du syndrome cérébelleux. Plus le score est élevé plus la pathologie est invalidante. Certaines composantes sont individualisées et donnent quatre sous-scores, dont la sous-échelle « *Posture and gait disturbances* » (PGD) sur 34 points. L'échelle ICARS a déjà été utilisée dans cette population spécifique et dans plusieurs études cliniques (Artuch et al., 2002 ; Hausse et al., 2002 ; Buyse et al., 2003 ; Mariotti et al., 2003). La reproductibilité des évaluations entre les examinateurs est bonne (Storey, Tuck, Hester, Hughes, & Churchyard, 2004).

Lors du premier examen, chaque patient a réalisé une seconde session d'enregistrement de sa marche sur GAITRite, deux jours après la première, afin d'évaluer la reproductibilité entre le jour 1 et le jour 2 (J1-J2). Pour ce travail, nous avons conservé exclusivement les évaluations comportant une marche sans aide humaine ou technique, à savoir les données de trente-et-un patients, pour un total de quatre-vingt-une évaluations. En effet, les critères d'inclusion du PHRC relatifs à la marche étaient peu limitatifs (« Patients capables de faire deux pas (y compris avec l'aide d'un déambulateur) ou de tenir debout »), d'où l'impossibilité d'obtenir un enregistrement exploitable pour l'ensemble des patients.

La validité relative du GVI a été évaluée au travers de son comportement au sein des patients FRDA, dans leur ensemble puis catégorisés en trois sous-groupes selon leur score à la sous-échelle PGD, ainsi qu'au travers des corrélations avec les différents tests. La catégorisation en sous-groupes a été réalisée afin d'évaluer plus finement la sensibilité du GVI à distinguer le niveau d'atteinte, aussi bien chez les patients les moins affectés que chez les patients qui le sont davantage. La reproductibilité test-retest a été quantifiée par le coefficient de corrélation

intra-classe (ICC) de type (3,1). L'erreur standard de la mesure (SEM) et le changement minimum détectable (MDC) ont aussi été calculés pour évaluer quelle variation du score est requise pour être certain d'observer un réel changement (Beaton, 2000).

Les données du chapitre III concernant les GVI de sujets sains (123 sujets de 22 à 62 ans) ont été réutilisées au titre de population contrôle.

#### 4 - Résultats

Les informations relatives aux GVI et à leur répartition par groupe sont résumées dans le tableau VI.1 et la figure VI.1. Il est à noter que tous les GVI étaient normalement distribués selon des tests de Shapiro-Wilk. Chez les sujets sains, la moyenne et l'écart-type ( $100.3 \pm 7.6$ ), étaient très proches des valeurs théoriques d'une population asymptotique ( $100 \pm 10$ ). En comparaison, les GVI des FRDA ( $70.4 \pm 7.9$ ) étaient significativement diminués (*test-t*,  $p < 0.01$ ).

Pour savoir si le GVI permettait de distinguer autant le niveau d'atteinte chez des patients très affectés que chez des patients avec une moindre atteinte, nous avons séparés les FRDA en trois groupes en fonction de leur score PGD. Ces scores se distribuant normalement de 1 à 25 dans notre population FRDA, la catégorisation s'est faite ainsi : scores de 1 à 9 (N=17), de 10 à 17 (N=48), de 18 à 25 (N=16). Une ANOVA et des tests post-hoc ont alors été réalisés. Les tests LSD de Fisher ont permis d'identifier des différences significatives ( $p < 0.05$ ) pour toutes les combinaisons de groupes.

Tableau VI.1. *GVI des sujets sains et des patients FRDA et catégorisation selon le score à la sous-échelle « Posture and gait disturbances » de l'ICARS.*

| Sujets  | N   | Moyenne (écart-type) | Gamme  | Normalité de la distribution |
|---------|-----|----------------------|--------|------------------------------|
| Sains   | 123 | 100.3 (7.6)          | 83-124 | Oui                          |
| FRDA    | 81  | 70.4 (7.9)           | 51-90  | Oui                          |
| [1-9]   | 17  | 75.6 (6.1)           | 68-89  | Oui                          |
| [10-17] | 48  | 71.3 (6.9)           | 57-90  | Oui                          |
| [18-25] | 16  | 61.9 (5.4)           | 51-74  | Oui                          |

Tableau VI.2. *Moyennes, écarts-types (S.D.), gamme de valeurs des autres mesures cliniques dans FRDA et corrélations avec le GVI.*

| Mesures                                  | Moyenne (S.D.) | Gamme    | r de Pearson | r <sup>2</sup> | Seuil p< |
|--|----------------|----------|--------------|----------------|----------|
| FAPS (/100)                              | 88.9 (11.9)    | 44-100   | 0.56         | 0.32           | 0.01     |
| Temps au test de marche sur 8 mètres (s) | 6.0 (2.6)      | 3.7-18.7 | -0.57        | 0.33           | 0.01     |
| Testing des membres inférieurs (/50)     | 46.3 (3.4)     | 34-50    | 0.24         | 0.06           | 0.05     |
| ICARS (/100)                             | 29.8 (10.0)    | 5-56     | -0.54        | 0.29           | 0.01     |
| Sous-échelle PGD (/34)                   | 13.3 (4.8)     | 1-25     | -0.68        | 0.46           | 0.01     |

Tableau VI.3. *Coefficient de corrélation intra-classe (ICC), erreur standard de la mesure (SEM) et changement minimum détectable (MDC) pour l'évaluation de la reproductibilité J1-J2 du GVI des patients FRDA (n=31).*

| Moyenne (S.D.) |             | ICC(3,1) (95% CI) |            | SEM              | MDC     |
|----------------|-------------|-------------------|------------|------------------|---------|
| J1             | J2          | Différence        | p (test t) |                  |         |
| 68.7 (9.6)     | 70.1 (10.8) | 3.9 (2.4)         | 0.08       | 0.91 (0.82-0.96) | 3.1 8.6 |

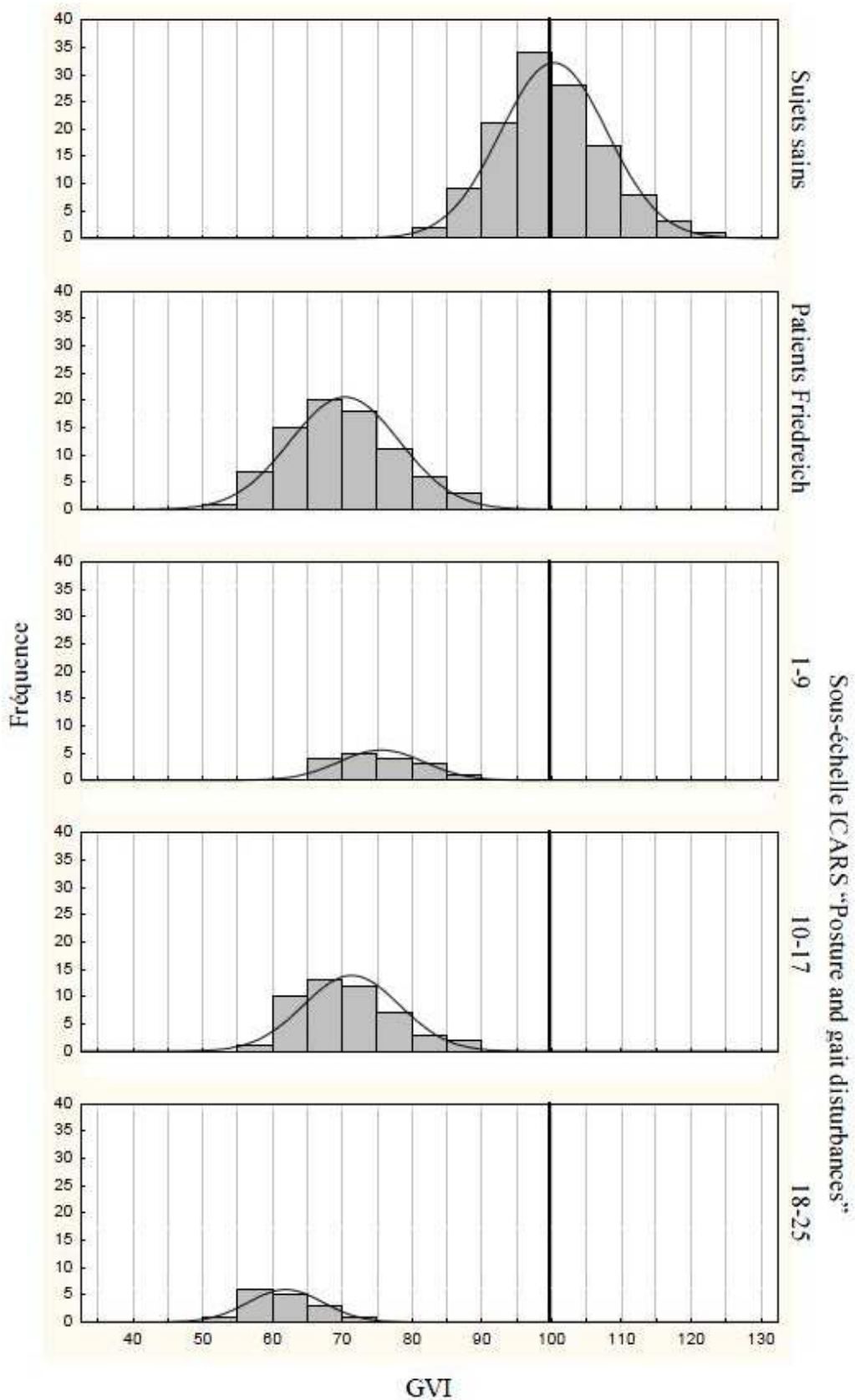


Figure VI.1. Histogrammes représentant les GVI catégorisés en fonction du score à la sous-échelle « Posture and gait disturbances » de l'ICARS. La courbe de distribution normale est représentée pour comparaison et la ligne verticale en gras indique la valeur théorique pour une population asymptomatique (GVI=100).



Moyenne, écart-type et étendue des autres tests effectués sont donnés dans le tableau VI.2 ainsi que la corrélation de chacun avec les GVI de la population FRDA, avec le coefficient  $r$  de Pearson, le  $r^2$  et le seuil de significativité  $p$ . La dégradation clinique était reflétée par l'augmentation du score ICARS global, du sous-score PGD et du temps nécessaire pour parcourir huit mètres et, par la diminution du FAPS et de la force musculaire. Le GVI s'est révélé être significativement corrélé avec tous les tests, particulièrement avec la sous-échelle PGD ( $r^2 = 0.46$ ) mais peu avec le testing musculaire ( $r^2 = 0.06$ ).

La reproductibilité test-retest du GVI chez les FRDA a été évaluée par ICC et interprétée d'après les recommandations de Shrout et Fleiss (1979), selon lesquelles un ICC  $> 0.75$  indique une reproductibilité excellente, 0.75-0.40 modérée à bonne et  $< 0.40$  faible. Une ICC de 0.908 avec un intervalle de confiance (CI) à 95% de 0.818-0.955 a ainsi démontré une excellente reproductibilité du GVI entre les évaluations J1-J2 (tableau VI.3). La SEM et le MDC à 95% étaient respectivement de 3.1 et 8.6 points.

## 5 - Discussion

La validité relative du GVI a été étudiée chez des patients FRDA. La pathologie impliquant des troubles de l'équilibre, et cela dès l'apparition des premiers signes cliniques, il nous a semblé approprié d'analyser les GVI de cette population en comparaison aux tests cliniques standards. Des corrélations plus ou moins marquées ont été retrouvées avec l'ensemble des tests. L'ICARS globale est multidimensionnelle et inclut dans sa cotation des items qui évaluent non seulement les troubles de la posture et de la marche (/34) mais aussi les fonctions cinétiques des membres supérieurs et inférieurs (/52), les troubles dysarthriques et de la fluence verbale (/8) et les troubles oculomoteurs (/6). Deux patients peuvent donc avoir un même score ICARS et présenter des profils assez différents (e.g. atteinte

prédominante du membre supérieur versus troubles majeurs de la marche et de l'équilibre). Le GVI était corrélé à l'ICARS mais surtout avec la sous-échelle PGD et les résultats suggèrent que le GVI est assez sensible pour différencier des FRDA catégorisés par leur score à la sous-échelle PGD. Cano et al. (2005) ont montré l'existence de chevauchements entre les quatre sous-scores de l'ICARS et ont suggéré, dans ce sens, que seule l'interprétation du score global serait valide, afin de ne pas introduire de biais. Dans leur étude, la sous-échelle PGD était la seule des quatre sous-échelles de l'ICARS a démontré une bonne validité et reproductibilité parmi soixante-dix-sept patients FRDA. Cette validité du score global et du sous-score PGD, ainsi que la corrélation identifiée entre le GVI et le sous-score PGD, semblent indiquer que le GVI pourrait constituer une mesure utile pour évaluer l'ataxie de Friedreich, au moins chez les patients pouvant encore marcher sans aide de marche.

Une corrélation moyenne du GVI était observée avec le FAPS et la marche chronométrée sur huit mètres. Il est possible de considérer que le FAPS et le test de marche reflètent à leur manière l'équilibre dynamique, sur son versant « stationnarité » (voir chapitre I.4). Stabilité et stationnarité interfèrent réciproquement, pas toujours dans le même sens. Cela est par exemple observé chez des patients FRDA ayant une atteinte globale modérée et dont les troubles neurologiques et orthopédiques impliquent une marche basée sur la vitesse et la chute vers l'avant. Ils sont encore capables de marcher seuls mais rapportent souvent des chutes et le besoin d'appuis transitoires. Du fait de leur type de marche, les paramètres spatiotemporels moyens et le FAPS sont relativement peu altérés en comparaison à une population normale, alors que leur marche est clairement irrégulière et que la variabilité des paramètres spatiotemporels est élevée. De même, lorsque la marche autonome n'est plus possible et que l'utilisation d'un déambulateur devient nécessaire, la modification du pattern qui en découle induit une diminution de vitesse (Croarkin et al., 2009) et par conséquent une baisse du FAPS (éloignement de la norme), en contrepartie d'une diminution de l'instabilité de la marche et du

nombre de chutes (Harris-Love, Siegel, Paul, & Benson, 2004). Le GVI permettrait alors d'évaluer objectivement un gain de stabilité.

Concernant la validité test-retest, le GVI a montré une très bonne reproductibilité. Celle-ci semble de plus meilleure pour le GVI que pour les mesures de variabilité des paramètres spatiotemporels prises séparément. La reproductibilité des mesures standards de dispersion (écart-type, coefficient de variation) a peu été étudiée mais des auteurs ont rapporté une reproductibilité moins bonne que celle des paramètres spatiotemporels moyens. Chez des personnes âgées ayant réalisé deux marches de quatre mètres, Brach et al. (2007) ont obtenu au mieux des  $ICC \leq 0.63$ .

Un dernier point est important pour l'utilisation d'un test clinique, à savoir quelle quantité de changement peut être réellement interprétée comme une amélioration ou une détérioration. Le changement minimum détectable de 8.6 points suggère qu'un changement du GVI de l'ordre de 9 points est nécessaire chez le patient FRDA marchant sans aide de marche.

Les résultats obtenus chez des patients ataxiques ont montré une certaine validité relative du Gait Variability Index par rapport à l'échelle clinique ICARS utilisée classiquement. Il serait nécessaire à l'avenir de réaliser le même type d'étude sur une population de FRDA déambulants et de suivre l'évolution de la marche dans le cadre d'une étude longitudinale. La fin du PHRC sur l'intérêt de la pioglitazone et le traitement des données qui en sont issues devraient permettre d'avancer sur ce sujet, avec, en parallèle, l'étude longitudinale de la pathologie dans le groupe « placebo » et l'influence de la molécule sur l'état clinique dans le groupe « pioglitazone ». D'autre part, nos résultats semblent une fois encore plaider en faveur d'une évaluation conjointe du FAPS et du GVI, un même niveau de stabilité dynamique pouvant être atteint avec des organisations différentes et une même organisation pouvant mener à des niveaux de stabilité différents.

Jusque maintenant, nous nous sommes intéressés exclusivement à des sujets jeunes, enfants, adolescents ou adultes. Or, il est clairement identifié que vieillir induit des difficultés croissantes dans le contrôle de l'équilibre et augmente le risque de chute. Dans une dernière expérimentation, nous allons donc évaluer le GVI chez des personnes âgées, asymptomatiques ou cérébrolésés.

## **CHAPITRE VII - Etude préliminaire chez la personne âgée saine ou pathologique**

Avec l'âge, les systèmes physiologiques subissent une lente dégradation, inhérente au processus de vieillissement. Les systèmes impliqués dans le contrôle du mouvement et de l'équilibre ont tendance à devenir moins efficaces, réduisant la capacité à réagir de façon appropriée face à des perturbations et menant potentiellement à la chute. Evidemment, la sénescence n'est pas homogène dans la population. Le risque de chute quant à lui est multifactoriel et est associé à de nombreux facteurs tels que la faiblesse musculaire, la médication, les troubles cognitifs ou la dépression (Lord, Ward, Williams, & Anstey, 1994 ; Tinetti, Inouye, Gill, & Doucette, 1995). Si l'âge n'est pas en lien direct avec le nombre de chutes, il est cependant un facteur non négligeable. Une personne âgée de 65 à 75 ans sur quatre déclare avoir chuté dans l'année. Avec environ 5000 décès par an, la chute serait la première cause de mortalité accidentelle chez les plus de 65 ans. De plus, chaque année, les fractures du fémur et des membres supérieurs des personnes de plus de 75 ans sont à l'origine, dans 37% des cas, d'une hospitalisation après passage aux urgences (Direction de la recherche, des études, de l'évaluation et des statistiques, 2010). Outre l'impact humain et psychologique, la chute représente donc un véritable enjeu économique dans une société à la proportion de personnes âgées grandissante. Or, 69% des chutes recensées chez la personne âgée de plus de 65 ans ont lieu au cours de la marche. Il est donc indispensable de trouver des moyens pour détecter l'instabilité dynamique le plus tôt possible et en limiter les conséquences. De plus, certaines pathologies peuvent venir augmenter les difficultés de contrôle et le risque de chute. L'accident vasculaire cérébral (AVC), de large prévalence chez

la personne âgée, est un exemple majeur. Dans ce contexte, un protocole de recherche observationnelle a été rédigé et soumis au Comité d'Evaluation de l'Ethique des Projets de Recherche Biomédicale (CEEPRB). Le projet de recherche intitulé « *Study of the temporospatial gait parameters with the electronic carpet GAITRite in patients with walking impairment after stroke and in old faller subjects* » a reçu l'aval du CEEPRB (Annexes, p. 248). Au cours de cette étude (Identifiant ClinicalTrials.gov : NCT01443052) dont les inclusions sont en cours, la marche de quatre-vingt-dix sujets âgés de 65 à 80 ans sera enregistrée au moyen d'une piste de marche électronique GAITRite, au sein du service de médecine physique et de réadaptation du Pr Alain Yelnik (Groupe hospitalier Lariboisière - Fernand Widal, Paris). Trois populations sont représentées avec chacune trente participants : des sujets asymptomatiques, des sujets chuteurs et des patients cérébrolésés. Compte-tenu des inclusions au moment de la réalisation des résultats présentés dans ce chapitre, ces derniers ne concerneront que des sujets âgés sains et des patients cérébrolésés.

## **1 - Introduction**

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est la première cause de handicap acquis. En France, on recense environ 130000 nouveaux cas chaque année (Prévention et prise en charge des AVC en France, Ministère de la Santé, rapport 2009). L'AVC désigne soit l'obstruction (AVC ischémique, environ 80%) soit la rupture d'un vaisseau (AVC hémorragique, environ 20%) transportant le sang dans le cerveau, résultant en une privation en dioxygène. L'âge est un facteur de risque très important : le taux d'incidence est multiplié par deux tous les dix ans après 55 ans. Trois quarts des AVC surviennent après 65 ans et plus de 50% chez les personnes de 75 ans et plus. Près des deux tiers des patients gardent des séquelles de l'AVC. Ces conséquences sont variables selon la localisation et l'étendue de la lésion et peuvent

notamment consister en des troubles moteurs et sensitifs, du langage, de la perception et/ou de la cognition. L'affection de la fonction motrice entraîne souvent une hémiparésie ou une hémiparésie du côté controlatéral au siège de l'AVC. Les dommages neuronaux causent une altération dans le contrôle postural et la réalisation des mouvements réflexes ou volontaires. Si la reprise de la marche s'effectue dans huit cas sur dix, 70% conservent un déficit moteur au terme de leur rééducation, avec perte d'autonomie pour 50 à 70% d'entre eux (Jørgensen, Nakayama, Raaschou, & Olsen, 1995). Les troubles de la marche et de l'équilibre sont un objectif majeur de la rééducation car ils constituent un handicap important, responsable de nombreuses chutes, aux conséquences parfois dramatiques. Divers protocoles expérimentaux s'attachent ainsi à améliorer l'équilibre statique et dynamique après AVC (Bonan et al., 2007 ; Yelnik et al., 2008).

Le Gait Variability Index pourrait être utile dans le suivi thérapeutique du patient. Comme dans d'autres populations avec des troubles de la marche, les individus cérébrolésés présentent une variabilité accrue de leurs paramètres spatiotemporels en comparaison à des sujets contrôles. De plus grands écarts-types pour la longueur de pas, la durée du cycle et la durée de la phase oscillante ont par exemple été retrouvés chez des sujets cérébrolésés dont le délai post-AVC était d'au moins six mois (Balasubramanian et al., 2009). L'AVC affectant principalement un côté du corps, la mesure de la variabilité comportementale d'un hémicorps et sa comparaison par rapport à l'autre pourrait alors s'avérer intéressant dans une optique de mise en évidence d'un membre avec une fonction prioritaire de régulation de l'équilibre. A notre connaissance, seuls deux auteurs ont étudié la différenciation de variabilité entre les membres inférieurs, l'un chez des parkinsoniens présentant un freezing de la marche (Plotnik et al., 2005), l'autre chez des patients post-AVC (Balasubramanian et al., 2009). Dans cette étude préliminaire, notre objectif principal sera d'essayer de tracer des pistes de réflexion. Nous réaliserons une comparaison des paramètres spatiotemporels et de leur variabilité entre

des patients cérébrolésés et des sujets contrôles, ainsi que l'étude comparative entre la jambe la plus affectée et la jambe la moins affectée.

## **2 - Méthode**

### **2.1 - Participants**

Huit sujets cérébrolésés ( $73,3 \pm 4,7$  ans, 66-78 ans), victimes d'un premier et unique accident vasculaire cérébral (4 AVC droits et 4 AVC gauches), au moins un an avant l'inclusion, et considérés comme stabilisés, ont participé à l'étude. Hospitalisés ou recrutés par le biais de la consultation, ils devaient être capables de marcher seuls, sans aide humaine ou technique. Quinze sujets sains du même âge ( $72,8 \pm 5,7$  ans, 65-80 ans) ont également pris part à l'expérimentation. Tous les patients et sujets ont reçu une notice d'information sur le but de l'étude, la durée de leur participation et sur la nature et la confidentialité des données recueillies.

### **2.2 - Protocole expérimental**

Les participants ont marché trois fois sur une piste de marche électronique GAITRite (4,27 mètres de longueur active d'enregistrement) à leur vitesse de confort. Contrairement à l'analyse de la marche chez l'enfant, il est d'usage chez la personne âgée de réaliser des enregistrements avec les pieds chaussés. Selon les recommandations de Kressig et Beauchet (2008), les sujets ont donc marché avec leurs chaussures, en prenant soin de vérifier que la hauteur de talon n'excédait pas trois centimètres. Suite à l'enregistrement de la marche à vitesse préférentielle, il a été demandé de réaliser trois passages à vitesse rapide. La différence entre la vitesse auto-sélectionnée et la vitesse rapide fournit une information quant aux réserves fonctionnelles de la personne (Bridenbaugh & Kressig, 2011).



En outre, pour les patients AVC, un score moteur (Rivermead Motricity Index, RMI) et un score d'équilibre (Berg Balance Scale, BBS), ont été obtenus. Le Rivermead Motricity Index (Collen et al., 1991) est une échelle clinique qui évalue la mobilité fonctionnelle (e.g. transferts, équilibre, marche) au travers de quinze items à la difficulté croissante et cotés 0 (incapacité à réaliser la tâche) ou 1 (capacité). Quatorze items sont renseignés d'après l'interrogatoire du patient et un item par l'observation directe (tenir debout sans aide pendant dix secondes). Le maximum est de 15 et un score élevé indique une meilleure performance. La validité et la reproductibilité du RMI ont été démontrées dans plusieurs études (Hsieh, Hsueh, & Mao, 2000 ; Green, Foster, & Young, 2001 ; Hsueh, Wang, Sheu, & Hsieh, 2003 ; Chen et al., 2007). La Berg Balance Scale (Berg, Wood-Dauphinee, Williams, & Maki, 1992) est une échelle comportant quatorze items qui évaluent la capacité à se lever, la station debout et les déséquilibres intrinsèques. L'évaluation est faite pour chaque item de 0 (incapable) à 4 (en sécurité) avec un score maximum de 56. Elle a d'abord été validée chez le sujet âgé pour lequel un score supérieur ou égal à 45 indique une forte probabilité de ne pas tomber (Bogle Thorbahn & Newton, 1996). Néanmoins, chez le sujet âgé dépendant, il faudrait une différence d'au moins 8 points pour refléter une différence fonctionnelle (Conradsson et al., 2007). Elle a aussi été validée après accident vasculaire cérébral où elle s'adresse essentiellement à des patients ayant récupéré la marche (Berg, Wood-Dauphinee, & Williams, 1995).

### 2.3 - Analyse des données

Le logiciel GAITRite a calculé automatiquement le Functional Ambulation Performance Score (FAPS) et les paramètres spatiotemporels suivants pour chaque pas et cycle de marche : longueurs de pas et d'enjambée (cm) ; base de support (cm) ; durées de pas et d'enjambée (s) ; durées absolues (s) et relatives (%) des phases d'appui, oscillante, de

simple appui, de double appui ; vitesse (cm/s) ; cadence (pas/min). Pour l'étude individuelle des paramètres, les différents passages ont été moyennés.

La différence de performance entre les jambes a été évaluée au travers d'un index de symétrie représentant la part relative de la longueur de pas ( $l_{pas}$ ) du membre le plus affecté dans la longueur totale d'un cycle de marche (Balasubramanian et al., 2009) :

$$\text{Index de symétrie (SI)} = \frac{l_{pas} \text{ plégique}}{(l_{pas} \text{ plégique} + l_{pas} \text{ non plégique})}$$

Une marche symétrique devrait résulter en un index compris entre 0,475 et 0,525, un pas plégique plus court ou plus long donneraient respectivement  $SI < 0,475$  et  $SI > 0,525$ .

Le Gait Variability Index (GVI) moyen a été obtenu selon la procédure décrite précédemment. Les données du chapitre III concernant les GVI de sujets sains (123 sujets de 22 à 62 ans) ont été réutilisées à titre de population contrôle non âgée. Nous avons également conservé les valeurs de GVI spécifiques à chaque membre pour comparer les variabilités hémi-latérales.

De plus, afin de confronter nos résultats à la littérature, les coefficients de variation (C.V.) de la durée du cycle, de la durée de la phase oscillante et de la longueur de pas ont été calculés, à la fois pour l'ensemble des pas ou des enjambées (i.e. données moyennées des deux membres inférieurs) et pour les pas ou les enjambées plégiques et non plégiques considérés séparément. Ces trois C.V. seraient les variables les plus à même de révéler des changements significatifs dans la variabilité de la marche de populations pathologiques ou à risque de chute (Maki, 1997 ; Hausdorff et al., 2001b ; Frenkel-Toledo et al., 2005).

## 2.4 - Statistiques

Des méthodes non-paramétriques ont été utilisées exclusivement car elles sont plus appropriées lorsque les populations sont de petite taille. Les différences entre sujets âgés sains et patients cérébrolésés ont été évaluées par le test U de Mann-Whitney et le test de Kolmogorov-Smirnov\*. Les comparaisons entre marche à vitesse préférentielle versus marche à vitesse rapide et entre membre plégique versus membre non plégique ont été effectuées au moyen du test de Wilcoxon pour échantillons appariés. Les relations entre les différents paramètres ont été quantifiées par des coefficients de corrélation de rangs de Spearman.

## 3 - Résultats

Les moyennes et écarts-types des paramètres obtenus dans les groupes « contrôle » et « cérébrolésés » sont synthétisés dans le tableau VII.1 et présentés en annexes sous forme de boîtes à moustaches (pp. 249-252 : figures VII.2 à VII.5). Les corrélations entre les paramètres spatiotemporels et les scores cliniques des patients post-AVC apparaissent dans les tableaux VII.2 et VII.3 en annexes (pp. 253-254).

### 3.1 - En fonction de l'âge et de la pathologie

Le GVI a significativement diminué avec l'âge et la pathologie (figure VII.1) : de  $100.3 \pm 7.6$  de valeur moyenne et d'écart-type dans une population de sujets contrôles de 22 à 62 ans (Chapitre III.3), des valeurs de  $91.4 \pm 7.1$  et de  $73.7 \pm 6.5$  ont été obtenues respectivement chez les sujets âgés sains et chez les sujets âgés cérébrolésés.

---

\* Ces deux tests permettent de comparer des échantillons indépendants mais selon des hypothèses différentes. Le test U de Mann-Whitney utilise les rangs, c'est-à-dire l'ordre des observations. Le test de Kolmogorov-Smirnov compare la forme des distributions. Il n'est pas très sensible aux différences de position des distributions mais sera fortement affecté par les différences de forme. Utiliser les deux tests permet de mieux détecter de petits effets statistiques.

Tableau VII.1. Valeur moyenne et écart-type du Gait Variability Index et des paramètres spatiotemporels catégorisés par groupe de sujets et par allure de marche.

|   | Groupes de sujets considérés     |                |                                  |                 |
|---|----------------------------------|----------------|----------------------------------|-----------------|
|   | Personnes âgées contrôles        |                | Personnes âgées cérébrolésées    |                 |
|   | Allure préférentielle            | Allure rapide  | Allure préférentielle            | Allure rapide   |
| <b>Gait Variability Index</b>                               |                                  |                |                                  |                 |
| Moyenne   | 91.4 (7.1)                       | 88.5 (8.2)     | 73.7 (6.5) †                     | 79.5 (9.0) †    |
| Gamme de valeurs  | 78.3 – 102.7                     | 78.8 – 96      | 63.4 – 82.6 †                    | 69.7 – 95.4 †   |
| <b>Functional Ambulation Performance Score</b>              |                                  |                |                                  |                 |
|   | 92.7 (6.8)                       | 83.9 (12.8) *  | 69.5 (14.0) †                    | 82.0 (15.7)     |
| <b>Paramètres spatiotemporels</b>                           |                                  |                |                                  |                 |
| Durée du pas (s)  | 0.55 (0.03)                      | 0.47 (0.03) *  | 0.80 (0.25) †                    | 0.59 (0.14) †*  |
| Longueur de pas (cm)  | 63.5 (14.0)                      | 72.0 (13.6) *  | 44.4 (10.1) †                    | 52.8 (15.1) †   |
| Largeur de pas (cm)   | 8.4 (3.8)                        | 8.4 (4.1)      | 15.1 (5.2) †                     | 14.7 (5.7) †    |
| Cadence (pas/min)   | 108.9 (6.8)                      | 127.5 (7.0) *  | 80.8 (20.5) †                    | 106.4 (21.4) †* |
| Vitesse (cm/s)  | 115.6 (27.9)                     | 152.9 (29.3) * | 59.7 (20.7) †                    | 91.5 (29.4) †*  |
| Gain de vitesse à allure rapide (% de la vitesse spontanée) | 34.2 (12.5), gamme : 19.8 – 55.5 |                | 41.8 (29.3), gamme : -1.2 – 80.5 |                 |
| Index de symétrie   | 0.50 (0.01)                      | 0.50 (0.01)    | 0.53 (0.04) †                    | 0.54 (0.07) †   |
| Phase oscillante (%)  | 36.6 (2.4)                       | 38.2 (2.2) *   | 31.1 (3.7) †                     | 34.4 (2.9) †    |
| Phase de double appui (%)                                   | 26.9 (5.0)                       | 23.4 (4.4) *   | 37.9 (7.2) †                     | 30.9 (6.0) †    |
| <b>Coefficients de variation</b>                            |                                  |                |                                  |                 |
| C.V. Durée du cycle (%)                                     | 2.7 (0.8)                        | 2.5 (1.5)      | 5.8 (4.3) †                      | 4.5 (2.0) †     |
| C.V. Longueur de pas (%)                                    | 3.7 (1.5)                        | 3.8 (1.4)      | 9.3 (2.0) †                      | 6.2 (3.3) †*    |
| C.V. Durée de la phase oscillante (%)                       | 3.8 (1.5)                        | 3.6 (1.3)      | 9.1 (4.8) †                      | 7.1 (2.4) †     |

\* Différence significative ( $p < 0,05$ ) entre l'allure préférentielle et l'allure rapide d'un même groupe de sujets.

† Différence significative ( $p < 0,05$ ) entre le groupe « contrôle » et le groupe « cérébrolésés » pour une même allure.

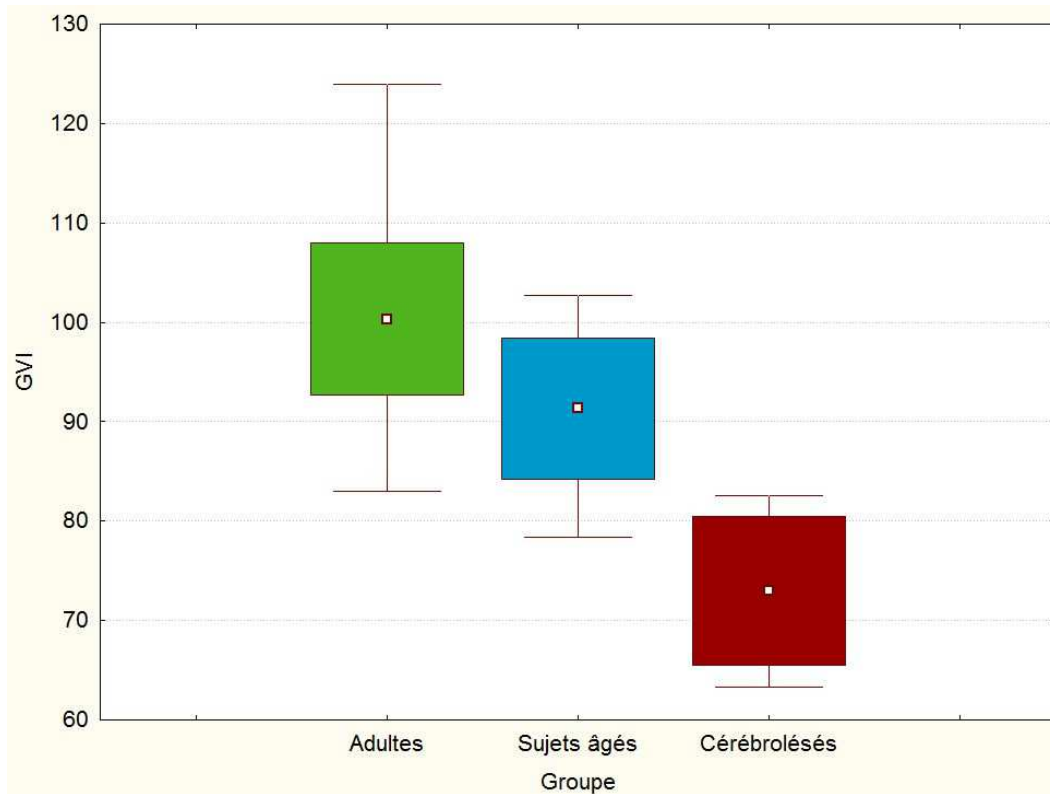


Figure VII.1. Valeurs de GVI pour des adultes sains, des personnes âgées contrôles et des personnes âgées cérébrolésées. Le carré central représente la moyenne du groupe, la boîte représente l'intervalle  $[-1,+1]$  écart-type et les moustaches symbolisent l'étendue des valeurs.

Le FAPS a également diminué significativement avec l'âge et la pathologie : de  $98.2 \pm 2.5$  chez le jeune adulte (Chapitre IV.1), il était de  $92.7 \pm 6.8$  chez les personnes âgées contrôles et de  $69.5 \pm 14.0$  chez les personnes âgées cérébrolésées.

Alors que les deux groupes âgés ne différaient pas en termes d'âge, de taille et de poids, des différences ont été identifiées entre tous les paramètres spatiotemporels des personnes âgées contrôles et ceux des patients cérébrolésés. La pathologie a impliqué : une diminution de la vitesse de marche spontanée, de la cadence, de la longueur de pas, de la durée relative de la phase oscillante ; une augmentation de la durée du pas, de la base de support, de la durée relative de la phase de double appui et des coefficients de variation de la durée du cycle, de la longueur de pas et de la durée de la phase oscillante. La normalisation de la vitesse par la

longueur de jambe ne modifiait en rien les résultats, c'est pourquoi nous avons présenté uniquement les paramètres bruts. Alors que les sujets sains présentaient tous une symétrie de la longueur de pas, les patients ont démontré trois profils différents : quatre d'entre eux étaient symétriques ( $0.475 \leq SI \leq 0.525$ ), trois avaient un pas plus long du côté plégique ( $SI > 0.525$ ) et un avait un pas plus court du côté plégique ( $SI < 0.475$ ).

Les scores du Rivermead Motricity Index se sont étendus de 9 à 14 sur 15 pour une moyenne de 11.9 ( $\pm 1.8$ ), ceux de la Berg Balance Scale de 26 à 54 sur 56 pour une moyenne de 41.8 ( $\pm 8.4$ ).

L'étude des corrélations entre les différents paramètres des patients a montré que le GVI et le FAPS n'étaient pas liés du tout dans notre population. Le GVI était corrélé aux coefficients de variation de la durée du cycle et de la phase oscillante. Le FAPS était corrélé à la longueur de pas, à la vitesse et la durée relative de la phase oscillante.

Le Rivermead Motricity Index n'était corrélé qu'à l'index de symétrie, le score à la Berg Balance Scale à aucun autre paramètre. L'index de symétrie était fortement lié au gain de vitesse entre les conditions marche spontanée et marche rapide ( $r^2 = 0.69$ ,  $p < 0.05$ ).

### 3.2 - En fonction de l'allure de marche

Lorsqu'il était demandé de marcher à vitesse rapide, en moyenne, le gain de vitesse moyen n'était pas significativement différent entre les deux groupes de personnes âgées. Cependant ces valeurs étaient très variables d'un individu cérébrolésé à l'autre et démontraient une gamme plus étendue dans le groupe pathologique, avec notamment une différence de -1% pour un sujet (impossibilité à accélérer sa marche) et un gain de 81% pour un autre.

Chez les personnes âgées saines, une vitesse plus rapide a induit des modifications similaires à celles observées habituellement dans des populations asymptomatiques : la cadence et la longueur de pas ont augmenté ainsi que la durée relative de la phase oscillante ; la durée relative de la phase de double appui et la durée du pas ont diminué. Le FAPS a diminué du fait de vitesses trop élevées par rapport aux valeurs normales utilisées pour le calcul du score (voir chapitre II.2.2). Les autres paramètres, dont le GVI, n'étaient pas significativement modifiés par la condition de marche rapide.

Chez les sujets âgés pathologiques, une vitesse plus rapide a induit une augmentation de cadence ainsi qu'une diminution de la durée du pas et du C.V. de la longueur de pas. Le FAPS a montré une tendance à augmenter entre les deux conditions. Les autres paramètres n'étaient pas modifiés par la condition de marche rapide.

### 3.3 - Comparaison jambe plégique versus non plégique

Les paramètres des jambes droite et gauche des sujets contrôles ne différaient pas, nous avons donc utilisé l'ensemble de ces valeurs pour la comparaison avec les membres plégique et non plégique des sujets AVC.

Les tests statistiques ont identifié une différence entre les deux membres inférieurs pour la durée du pas ( $p < 0.05$ ) et pour la durée relative de la phase oscillante ( $p < 0.01$ ). Chez sept sujets sur huit, la durée du pas était plus longue pour le membre le plus affecté. La durée relative de la phase oscillante du côté non plégique était significativement plus courte que celle du membre plégique et que celle des sujets sains (figure VII.6).

Le GVI ne montrait pas de différence significative entre les deux jambes des patients cérébrolésés (figure VII.7).

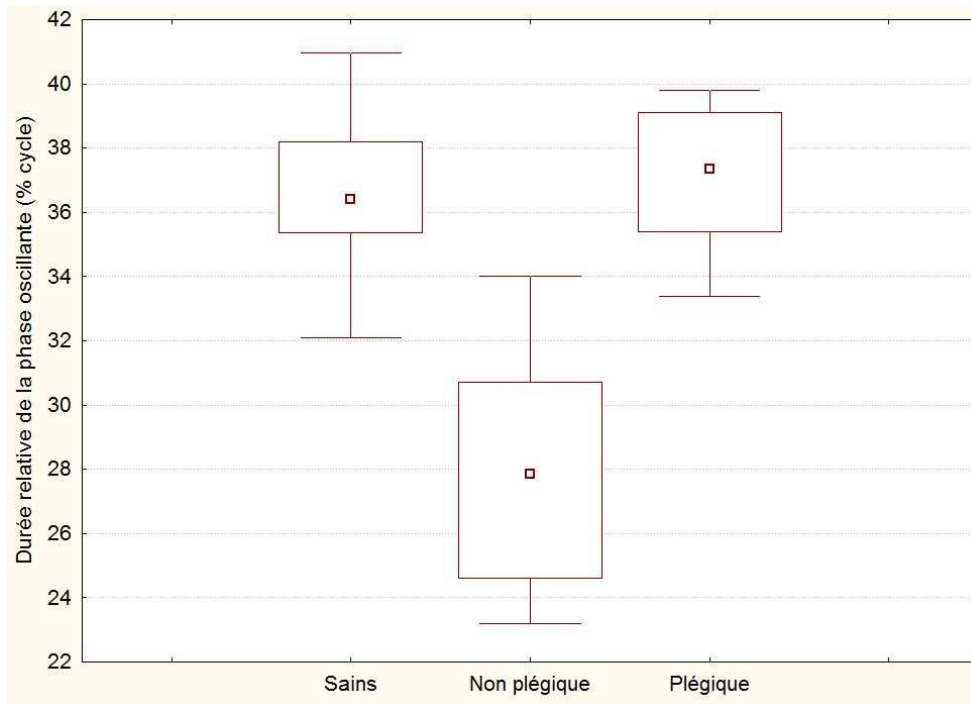


Figure VII.6. *Durée relative de la phase oscillante pour des personnes âgées contrôles et pour les membres plégique et non plégique de patients cérébrolésés. Le carré central représente la médiane du groupe, la boîte représente l'intervalle (25%-75% des valeurs) et les moustaches symbolisent l'étendue non atypique.*

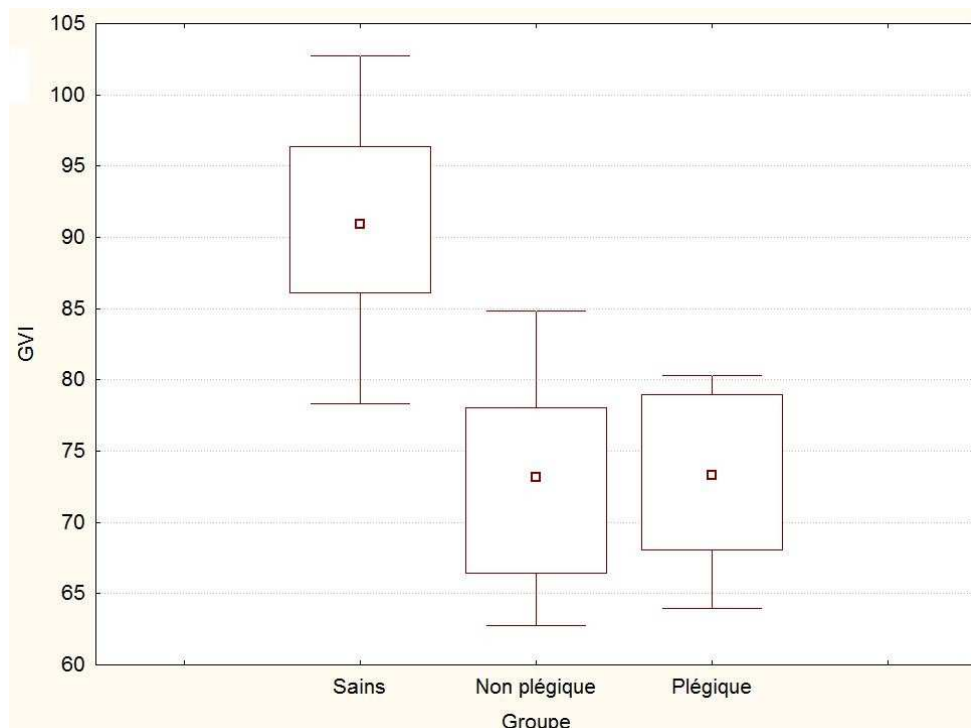


Figure VII.7. *Gait Variability Index pour des personnes âgées contrôles et pour les membres plégique et non plégique de patients cérébrolésés. Le carré central représente la médiane du groupe, la boîte représente l'intervalle (25%-75% des valeurs) et les moustaches symbolisent l'étendue non atypique.*



### 3.4 - Analyse complémentaire

Le GVI et le FAPS n'étaient pas corrélés, cependant la représentation graphique de l'un en fonction de l'autre semblait faire apparaître trois groupes distincts (figure VII.8) : un groupe A (n = 3) avec un FAPS entre 51 et 59 et un GVI entre 75 et 79 ; un groupe B (n = 3) avec un FAPS entre 70 et 75 et un GVI entre 63 et 69 ; un groupe C (n = 2) avec un FAPS entre 80 et 93 et un GVI entre 77 et 83.

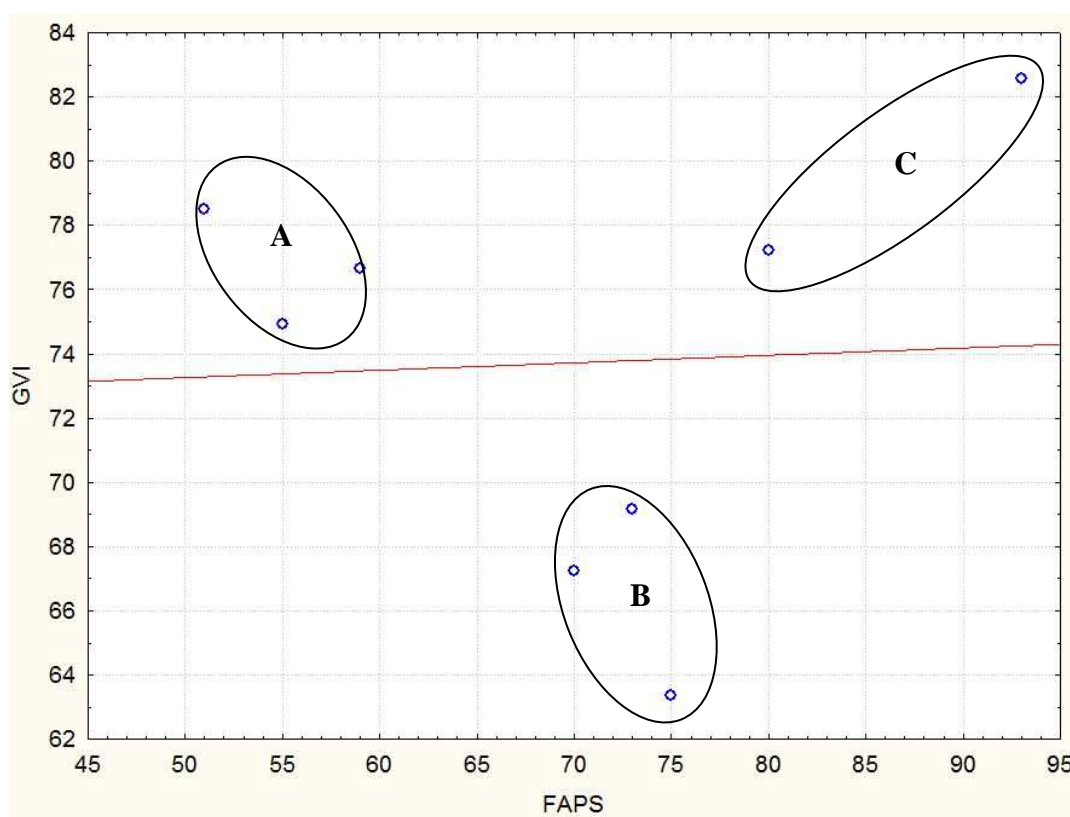


Figure VII.8. Nuage de points représentant les valeurs de GVI en fonction des FAPS dans le groupe cérébrolésés.

Il s'est avéré que les sujets d'un même groupe présentaient certaines caractéristiques communes que ne partageaient pas les sujets des autres groupes :

- **Groupe A (GVI - + / FAPS - -).** Ces individus marchaient le plus lentement et avaient une asymétrie de longueur de pas avec un pas plus long du côté plégique (SI > 0,525). Leurs RMI étaient les plus faibles.

- **Groupe B (GVI - - / FAPS - +)**. Ces patients marchaient avec une vitesse moyenne relativement à l'ensemble des sujets cérébrolésés. Deux d'entre eux avaient des longueurs de pas symétriques, un avait un pas plus court côté plégique. Leurs coefficients de variation étaient les plus élevés. Leurs RMI étaient les plus grands. Le gain de vitesse entre marche à allure spontanée et à allure rapide était supérieur par rapport aux groupes A et C.
- **Groupe C (GVI + + / FAPS + +)**. Ces deux derniers patients présentaient la marche la plus rapide de la cohorte et des longueurs de pas symétriques. Leurs RMI étaient élevés.

#### 4 - Discussion

Dans ce chapitre, nous souhaitons tracer, à partir des quelques données alors à notre disposition, des pistes pour l'analyse future des données de l'étude observationnelle en cours. Nos résultats sont donc à relativiser. Ils n'ont pas pour but d'établir des conclusions mais davantage d'amener à la réflexion.

Nous avons étudié l'influence de l'âge et de l'AVC sur le GVI, le FAPS et les paramètres de marche. Les résultats ont tout d'abord montré que la marche à vitesse préférentielle des personnes âgées asymptomatiques de 65 à 80 ans présenterait des différences par rapport à celle de sujets plus jeunes. Des FAPS réduits ont été obtenus du fait d'une vitesse de marche diminuée et de pas plus courts. Leurs GVI étaient également diminués comparativement à des sujets plus jeunes ; cependant treize personnes âgées sur quinze avaient un GVI compris dans un intervalle de [80 ; 110], les deux autres des GVI tout juste inférieurs à 80. L'âge semblait ainsi réduire la stabilité dynamique des personnes, évaluée au travers de la variabilité de leur marche, tout en restant dans les limites basses de la normale.

Dans l'ensemble, les patients cérébrolésés ont quant à eux montré des différences significatives pour tous les paramètres étudiés, notamment des FAPS plus faibles que leurs pairs asymptomatiques et des GVI diminués. Plusieurs études ont déjà rapporté des caractéristiques identiques, la marche du patient cérébrolésé étant plus lente, avec une cadence et une longueur de pas réduite, des durées de pas et de double appui plus longues (Bohannon, 1987 ; Von Schroeder, Coutts, Lyden, Billings, & Nickel, 1995) et une variabilité des paramètres spatiotemporels accrue (Balasubramanian et al., 2009).

Un point particulier nous semblera important à explorer dans cette population pathologique, la différence de performance et de variabilité d'un hémicorps par rapport à l'autre, étant donné que le membre plégique est davantage affecté que le membre non plégique. Il est possible de considérer que l'asymétrie reflète, par des différences bilatérales mesurées sur chaque hémicorps, leurs différences structurelles. Celles-ci peuvent être interprétées comme l'utilisation préférentielle d'un hémicorps, donc comme une stratégie fonctionnelle (Maupas, Paysant, Datie, Martinet, & André, 2002). L'apport préférentiel d'un membre par rapport à l'autre peut intervenir dans la réalisation d'une sous-tâche de la marche, comme par exemple la propulsion, l'amortissement ou l'équilibre. Conformément aux études antérieures (Von Schroeder et al., 1995 ; De Quervain, Simon, Leurgans, Pease, & McAllister, 1996), le membre non plégique de nos patients passait significativement moins de temps en phase oscillante que le membre plégique et, de fait, davantage de temps en phase de simple appui. Durant la durée relativement courte où le poids du patient est supporté par le membre plégique, le membre non plégique est avancé rapidement résultant en une courte phase oscillante. Pour la même raison, la durée du pas était plus longue pour le membre le plus affecté. Hormis ces deux paramètres, aucun autre n'a différencié entre les membres inférieurs. Dans de futurs résultats, nous pourrions peut-être observer des différences dans la variabilité des paramètres et dans les valeurs de GVI. En effet, chez quatre-vingt-quatorze patients

hémiparétiques, Balasubramanian et al. (2009) ont mis en évidence une variabilité significativement accrue de la durée de la phase oscillante pour le membre parétique comparé au membre non parétique, ainsi qu'une plus forte variabilité parétique de la durée du cycle et de la longueur de pas pour les patients aux performances fonctionnelles les moins bonnes. L'absence de distinction dans cette étude préliminaire trouve très certainement son origine dans la taille réduite de notre population ainsi que dans le bon niveau fonctionnel de nos patients. Six patients sur huit avaient un score à la Berg Balance Scale supérieur ou égal à 41 sur 56, alors qu'un score  $\geq 45$  indique une forte probabilité de ne pas chuter (Bogle Thorbahn & Newton, 1996) ; sept patients sur huit avaient un Rivermead Motricity Index  $\geq 10$  sur 15. Les comptes-rendus médicaux vont également dans ce sens, indiquant notamment la « remarquable adaptation à l'hémiplégie, avec un déficit moteur peu important » pour un patient ou « une évolution de l'accident vasculaire marquée par une bonne récupération motrice avec marche possible sans aide technique sur un kilomètre » pour un autre. Cela pourrait aussi expliquer qu'aucun paramètre n'était corrélé à la BBS et un seul au RMI. Toutefois, ces tests cliniques couramment utilisés pour évaluer les capacités après AVC, ne sont pas destinés à évaluer uniquement la stabilité de la marche. Le RMI prend aussi bien en compte la possibilité de passer d'un décubitus dorsal à une position latérale, que l'équilibration de l'assise ou la montée d'escaliers. Seuls trois items renseignent sur les capacités de marche. La BBS est orientée vers l'équilibre statique et ne comprend aucun item relatif à la marche. Le Dynamic Gait Index (Whitney et al., 2000) devrait peut-être être privilégié. Celui-ci évalue la performance au cours de huit tâches liées à la marche et a été montré comme étant valide et reproductible chez des individus cérébrolésés (Jonsdottir & Cattaneo, 2007).

D'autre part, les atteintes et les stratégies mises en place sont, de manière générale, très hétérogènes dans la population post-AVC et il peut être nécessaire de catégoriser les patients

pour mettre à jour des différences (Balasubramanian et al., 2009). Nous avons identifié trois sous-groupes, en fonction du rapport entre FAPS et GVI, qui pourraient s'avérer intéressants pour la suite de l'étude. Un premier groupe (A) de patients a présenté un faible FAPS et un GVI moyen, une marche lente, une longueur de pas plus longue du côté plégique et un RMI plus faible que pour les autres groupes. Nous pourrions faire l'hypothèse que la vitesse de marche réduite est une stratégie pour favoriser l'équilibre dynamique, d'autant plus que leur faible gain de vitesse à allure rapide démontrait des ressources adaptatives limitées ou peut-être une peur de chuter. Au contraire, dans le groupe C, le FAPS et le GVI étaient relativement élevés ainsi que le RMI, signes d'une marche fonctionnelle et stable. Les patients du groupe B avaient une vitesse intermédiaire aux groupes A et C, avec un FAPS moyen, un RMI élevé mais une forte variabilité des paramètres spatiotemporels et un faible GVI. Il semblerait possible que, dans ce groupe, la forte variabilité observée soit davantage liée à l'action régulatrice du membre non plégique. Si la variabilité peut être le reflet d'un équilibre dynamique altéré, elle peut parfois être le signe de la gestion par un membre des déséquilibres induits par le membre plus affecté.

Ce dernier chapitre, consacré à la personne âgée saine et pathologique, s'il pose encore de nombreuses questions, illustre l'utilisation qui pourrait être faite du Gait Variability Index pour mettre en évidence, non seulement les effets de la pathologie sur la marche, mais aussi les altérations de l'équilibre dynamique dues au processus de vieillissement. Ces premières données suggèrent en outre que les paramètres spatiotemporels de la marche de patients âgés devraient préférentiellement être comparés à ceux de sujets asymptomatiques du même âge, plutôt qu'à des adultes plus jeunes.

## **Chapitre VIII - Discussion générale et conclusion**

L'ambition principale de cette thèse était de concevoir un outil à même d'évaluer la stabilité au cours de la marche, par l'utilisation de variables quantifiables objectives. Le chapitre I a permis d'entrevoir de multiples pistes envisageables pour réussir à y parvenir. Cependant, nous avons pris le parti de développer un score qui puisse répondre aux besoins du plus grand nombre et qui soit applicable par la plupart des personnes concernées par l'analyse de la marche, écartant de facto certains paramètres. L'étude de la variabilité des paramètres spatiotemporels a semblé être la voie la plus appropriée à notre problématique générale, d'autant plus que la littérature laissait entrevoir une relation consistante entre la variabilité, la stabilité et le risque de chute, au travers de diverses populations asymptomatiques ou pathologiques. Le score développé, dénommé Gait Variability Index, a été appliqué dans différentes populations illustrant à la fois une diversité des âges et des types d'atteintes.

### **1 - De la stabilité des personnes asymptomatiques**

Si le développement du GVI répondait à une problématique majoritairement clinique, en évaluer la dynamique comportementale chez les sujets sains était indispensable à la lecture d'un niveau pathologique d'instabilité. De plus, nous pouvions envisager d'utiliser cet index comme un indicateur de l'évolution naturelle de la stabilité dynamique, des premiers pas à la marche adulte puis au cours du vieillissement.

L'ontogenèse de la marche a donc été notre premier objet d'étude (chapitre IV). La variabilité spatiale et temporelle de la marche, très élevée en début d'apprentissage, diminuait rapidement pendant les premiers mois, au fur et à mesure que l'enfant gagnait en expérience et en assurance. Les changements subséquents, plus progressifs, intervenaient dans leur majorité avant 7 ans, mais nos résultats démontraient que la variabilité n'atteignait pas un niveau similaire à l'adulte avant 12 ans, comme l'avait déjà suggéré Hausdorff et al. (1999). En accord avec les auteurs qui ont étudié la période des premiers pas (Bril & Brénière, 1992 ; Vaughan et al., 2003), nous avons ainsi identifié un schéma évolutif non-linéaire, avec de plus larges progrès dans la période initiale d'apprentissage.

L'apprentissage de la marche peut se concevoir comme l'intégration et la maîtrise progressive par l'enfant des contraintes dynamiques. Au cours des premiers pas, les contraintes sont trop nombreuses et la marche est extrêmement instable, résultant en un GVI très faible. Une solution adoptée par l'enfant consiste à « geler » une partie des degrés de liberté pour faciliter le contrôle du mouvement. Ainsi, on observe très rapidement une amélioration de la marche mais, en contre-partie, une attitude figée de l'enfant, avec une rigidification du corps et une conservation des angles articulaires favorisant très peu de liberté de mouvement. Avec l'expérience et l'amélioration du contrôle moteur, la stabilité devient meilleure, la variabilité de la marche diminue (par conséquent le GVI augmente) et un « dégel » progressif des degrés de liberté se produit. Sur la base d'une revue de la littérature, Assaiante et Amblard (1995) ont proposé un modèle explicatif de la construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant. Ce modèle distingue des stades de développement en lien avec la libération des degrés de liberté. Après une période de développement relative à la première année de vie, une deuxième période se situerait entre le début de la station debout et l'âge de 6 ans : d'abord bloquées afin de minimiser les degrés de liberté, les articulations seraient ensuite libérées progressivement. Au début de la marche autonome, chaque segment corporel est en effet stabilisé par rapport au

segment sous-jacent (e.g. la tête sur le tronc), un ensemble étant plus simple à contrôler que deux segments séparés. Par la suite, les segments se stabilisent individuellement par rapport à l'espace (Assaiante, Thomachot, & Aurenty, 1993 ; Assaiante, 1998), démontrant la maîtrise des degrés de liberté. La stabilisation du bassin sur l'espace serait présente dès la première semaine de marche, celle des épaules à partir du deuxième mois. Les troisième et quatrième périodes, caractérisées par la stabilisation de la tête sur l'espace, se situeraient entre 7 ans et l'âge adulte. Elles seraient toutefois différenciées par un contrôle sélectif des degrés de liberté du cou, possible uniquement chez l'adulte. L'évolution des valeurs du GVI pendant l'enfance et le fait que celui-ci ne soit pas encore totalement mature à 7 ans concordent avec ces observations. Chez l'enfant, le GVI pourrait ainsi constituer un indice développemental de la stabilité dynamique.

L'âge adulte représente la période optimale pour la stabilité de la marche. En condition non obstruée, les sujets adultes démontrent la marche la plus reproductible, et face à des perturbations pour leur équilibre, ils présentent la meilleure faculté d'adaptation. Pour ces raisons, les valeurs références du GVI ont été établies sur la base d'une population adulte.

A l'extrémité du spectre des âges (chapitre VII), le GVI des personnes âgées était diminué par rapport aux valeurs adultes, trahissant la dégradation des structures physiologiques et du contrôle moteur. Comme l'ont démontré de précédentes études (Hausdorff et al., 2001a), le vieillissement induit une instabilité dynamique qui est visible au travers d'une plus grande inconsistance du pattern de marche.

## **2 - De la nature de la variabilité**

Le GVI repose sur l'hypothèse selon laquelle une variabilité accrue des paramètres spatiotemporels reflète une instabilité dynamique au cours de la marche. De nombreuses



études ont en effet établi un lien de causalité entre la variabilité et l'instabilité ou le risque de chute (Maki, 1997 ; Hausdorff et al., 2001a ; Menz et al., 2003b ; Plotnik et al., 2005 ; Brach et al., 2007 ; Hollman et al., 2007 ; Balasubramanian et al., 2009). Evidemment, la variabilité n'est pas toujours un élément négatif dans la réalisation d'un mouvement. Une caractéristique majeure du comportement expert est la capacité à exploiter les degrés de liberté et à opter pour la configuration motrice la plus efficiente en fonction des contraintes de la tâche (Bernstein, 1967). Dans des conditions très perturbatrices pour l'équilibre, le sujet qui sera incapable de faire varier sa marche ne pourra pas assurer sa stabilité. Toutefois, pour une marche à vitesse auto-sélectionnée, non obstruée et sans contrainte particulière, un sujet sain devrait présenter un faible niveau de variabilité, alors qu'une pathologie affectant les capacités d'équilibration devrait induire une hausse de variabilité. Cela a été vérifié, puisque dans toutes nos expérimentations, les sujets sains ont toujours démontré des valeurs de GVI inférieures à celles de leurs pairs pathologiques.

Toutefois, certains résultats nous ont amené à soulever une problématique quant à la nature de la variabilité, celle-ci pouvant être de perturbation ou de régulation. Latash et Anson (2006) ont proposé de distinguer une « bonne » variabilité qui permet de réaliser avec succès une tâche et une « mauvaise variabilité » qui affecte la performance et cause de larges erreurs. L'hétérogénéité des populations de patients dans lesquelles a été évalué le GVI a permis d'identifier des spécificités et des similarités entre certains troubles.

Dans une pathologie neurodégénérative comme l'ataxie de Friedreich (chapitre VI), les capacités de contrôle sont affectées de manière globale et l'évolution relativement rapide de la symptomatologie clinique ne laisse pas le temps à la fixation de stratégies adaptatives. Le patient essaie de gérer au mieux les déséquilibres, un pas après l'autre et la variabilité de la marche reflète directement la perturbation. L'identification de résultats concordants entre le GVI et les scores cliniques utilisés classiquement pour évaluer l'ataxie va effectivement en ce

sens. Le vieillissement, s'il ne relève pas de la pathologie, est toutefois, en termes de nature de variabilité, assez similaire à une pathologie dégénérative, mais d'évolution très très lente.

Au contraire, lorsque l'état pathologique ne relève principalement que d'un hémicorps et/ou permet la stabilisation de stratégies de compensation (chapitres V et VII), les perturbations sont souvent associées à une régulation. Ce constat est plus simple à réaliser au travers des patients dont un membre inférieur est plus affecté que l'autre. Nous n'avons pas réussi à identifier de différence significative entre la variabilité du membre le plus affecté et celle du membre le moins affecté chez des sujets âgés hémiplegiques. Toutefois, la gamme plus large de valeurs de GVI obtenue pour le membre non plégique laissait supposer que, chez certains patients, ce membre avait effectivement un rôle régulateur. La littérature (Balasubramanian et al., 2009) et l'expérience clinique démontrent d'ailleurs que des variabilités réduites du côté pathologique et augmentées du côté « sain » sont couramment observées. Par son action, le membre le moins affecté ne cesse de s'adapter aux perturbations engendrées par le membre atteint pour conserver l'équilibre dynamique. Etant donné le mode de calcul du GVI, basé sur la variabilité générale des paramètres spatiotemporels, une variabilité accrue, qu'elle soit perturbatrice ou régulatrice, conduira à un GVI réduit. Bien évidemment, une variabilité de régulation n'a de sens que s'il existe une variabilité de perturbation. Pourtant, ces considérations quant à la nature de la variabilité pourraient être d'importance pour le suivi des patients, notamment pour évaluer l'intérêt d'un geste thérapeutique sur un membre régulateur, la modification pouvant mener à la perte de stabilité et de la marche.

Alors, comment identifier la nature régulatrice ou perturbatrice de la variabilité ? Seules des méthodes d'analyse non linéaire permettraient de statuer quant à la qualité intrinsèque de la variabilité. Nous avons vu dans la revue de littérature (chapitre I.4.2) que certaines techniques mettent à jour des informations « cachées » dans une structure temporelle, comme le caractère chaotique ou aléatoire des fluctuations. En des termes simples, une marche tout à fait stable et

reproductible va se traduire par un comportement périodique. Quand la variabilité de la marche d'un patient va être augmentée, l'analyse non linéaire va permettre de distinguer si cette variabilité est complètement aléatoire (perturbation) ou, au contraire, si elle démontre un comportement spécifique (régulation). Une telle étude (Buzzi et al., 2003), réalisée à partir de données cinématiques, a par exemple révélé que des personnes âgées présentaient plus de bruit (un comportement cinématique plus aléatoire) que des jeunes adultes dont le comportement était sensiblement plus proche d'un processus chaotique. L'écueil principal de ces méthodes, cependant, reste la nécessité de longues séries de données, excluant de fait les patients les plus atteints.

### **3 - Conclusion et perspectives**

Ce travail de thèse a conduit à la production d'un index quantifiant la stabilité au travers de la variabilité de la marche et à sa proposition à la communauté scientifique. L'application à différentes pathologies et à différents groupes d'âge a démontré qu'il pourrait représenter un outil pertinent. L'étude en cours chez le sujet âgé chuteur devrait apporter un éclairage supplémentaire et permettre de définir un seuil pour le risque de chute.

La principale limite de notre travail est liée à l'impossibilité de différencier par cet index la variabilité de perturbation de la variabilité de régulation. Quand la variabilité du patient est essentiellement de nature perturbatrice, il renseigne efficacement sur le niveau d'instabilité au cours de la marche. De ce fait, il peut constituer un outil très intéressant pour l'évaluation d'une pathologie comme l'ataxie de Friedreich ou du risque de chute chez la personne âgée, de même que pour le suivi développemental de l'enfant. Lorsqu'une variabilité de régulation est présente, il permet tout de même de chiffrer le niveau global de variabilité.

Comme tous les autres scores conglomérats, le GVI n'est de toute façon pas explicatif. Il indique un niveau général de variabilité, comparativement à une norme. Pour comprendre comment le patient s'organise, il est évidemment nécessaire de s'intéresser aux paramètres spatiotemporels individuels. Ces paramètres sont souvent riches d'enseignement sur la marche d'un patient et certaines données recueillies au cours de nos expérimentations pourraient mener à de nouvelles réflexions. Prenons l'exemple de l'ataxie de Friedreich : les dégénérescences liées à cette pathologie mènent inéluctablement à la perte de la marche. L'analyse rigoureuse des paramètres spatiotemporels de manière transversale et longitudinale pourrait peut-être permettre de déceler des seuils à partir desquels il serait certain d'une perte prochaine de la marche. Une telle information laisserait par exemple le temps au clinicien de l'annoncer en amont au patient et à ce dernier d'entamer le processus d'acceptation.

Rappelons toutefois que, si nous n'avons exploité que les scores finaux de GVI, dix-huit paramètres relatifs à la variabilité (grandeur et dynamique) sont calculés et il est donc possible de les étudier individuellement.

A ce jour, le calcul du GVI est réalisé à partir de deux macro-instructions successives. Nous tâcherons à l'avenir d'en perfectionner l'automatisation pour permettre son partage avec les communautés scientifique et clinique. Le traitement des données étant optimisé pour un enregistrement à partir de la piste de marche électronique GAITRite, une implémentation dans le logiciel pourrait être également envisagée.

De futurs travaux pourront nous amener à évaluer les modifications du GVI dans des conditions de double tâche ou de privation des afférences visuelles. De premiers essais chez des personnes aux ressources attentionnelles diminuées semblent prometteurs.

## BIBLIOGRAPHIE PERSONNELLE

### Revue scientifique indexée

Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Husson, I., Yelnik, A., & Penneçot, G.-F. (soumis). The Gait Variability Index: a new score to quantify gait stability from the spatio-temporal parameters. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.

Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Penneçot, G.-F., & Yelnik, A. (2011). Validity of Functional Ambulation Performance Score for the evaluation of spatiotemporal parameters of children's gait. *Journal of Motor Behavior*, 43(2), 95-100.

### Chapitres d'ouvrages

Gouelle, A., Mégrot, F., & Penneçot, G.-F. (2009). Le laboratoire d'analyse de la marche. In G.-F. Penneçot (Ed.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral* (pp. 71-81). Paris: Sauramps Médical.

Mégrot, F., & Gouelle, A. (2009). Analyse du mouvement et handicap : application à la marche pathologique. In F. Hug (Ed.), *Le mouvement* (pp. 85-100). Paris: Editions Revue EPS.

### Résumés

Gouelle, A., Mégrot, F., Yelnik, A., & Penneçot, G.-F. (2011). Un score pour évaluer la stabilité au cours de la marche : méthodologie et validation chez le patient atteint d'ataxie de Friedreich [Evaluating walking dynamic stability: A spatiotemporal parameters based score]. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 54S, e135, e139.

### Conférences

Gouelle, A., Mégrot, F., Yelnik, A., & Penneçot, G.-F. (2011). Un score pour évaluer la stabilité au cours de la marche : méthodologie et validation chez le patient atteint d'ataxie de Friedreich. 26<sup>ème</sup> congrès de la SOFMER (Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation), Nantes, 13-15 octobre 2011 (oral).

Gouelle, A., Mégrot, F., Penneçot, G.-F., & Yelnik, A. (2011). Un nouveau score pour quantifier la stabilité dynamique. X<sup>èmes</sup> journées de la SOFAMEA (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte), Saint-Etienne, 20-21 janvier 2011 (oral).

Mégrot, F., Gouelle, A., Presedo, A., Penneçot, G.-F., & Yelnik, A. (2011). Validité du Functional Ambulation Performance Score chez l'enfant. *X<sup>èmes</sup> journées de la SOFAMEA*, Saint-Etienne, 20-21 janvier 2011 (oral).

Gouelle, A., Mégrot, F., Penneçot, G.-F., & Yelnik, A. (2011). Evaluation de la qualité de la marche chez le patient atteint d'ataxie de Friedreich. *X<sup>èmes</sup> journées de la SOFAMEA*, Saint-Etienne, 20-21 janvier 2011 (affiché).

Gouelle, A., Mégrot, F., Penneçot, G.-F., & Yelnik, A. (2010). Utilisation du score fonctionnel de déambulation de Nelson (FAP) chez l'enfant. *IX<sup>èmes</sup> journées de la SOFAMEA*, Toulouse, 21-22 janvier 2010 (oral).

Mégrot, F., Mégrot, C., Gouelle, A., Lucet, A., & Gouraud, D. (2009). Functional Ambulation Profile: an index for quantifying gait dynamic stability. *4<sup>th</sup> European GAITRite Meeting*, Basel (Switzerland), 24-26 septembre 2009 (oral).

Gouelle, A., Mégrot, F., Yelnik, A., & Penneçot, G.-F. (2009). Création d'un index évaluant la stabilité au cours de la marche lancée à partir des paramètres spatiotemporels. *VIII<sup>èmes</sup> journées de la SOFAMEA*, Kremlin-Bicêtre, 15-16 janvier 2009 (oral).

Gouelle, A., & Mégrot, F. (2008). Intérêt et limites du Functional Ambulation Profile et du Gillette Gait Index dans l'interprétation de l'Analyse Quantifiée de la Marche chez l'enfant pathologique. *VII<sup>èmes</sup> Journées du GAMEA (Groupe d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*, Marseille, 17-18 janvier 2008 (oral).

## BIBLIOGRAPHIE

*La présentation des références utilisées au sein de ce travail de thèse répond aux exigences de l'American Psychological Association (consultables en ligne sur <http://www.apastyle.org/>).*

Abarbanel, H.D.I. (1996). *Analysis of observed chaotic data*. New York: Springer-Verlag.

Abdelkader, C.B., Cutler, R., & Davis, L. (2002). Stride and cadence as a biometric in automatic person identification and verification. *Proceedings of the 5th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, 372-377.

Abernethy, B. (1988). Dual-task methodology and motor skills research: some applications and methodologies constraints. *Journal of Human Movement Studies*, 14, 101-132.

Achache, V., André, E., Barré, P., Bérard, J., Bernard, J.C., Beucher, A., & Vuillerot, C. (2010). Les informations données au cours de la consultation. In C. Bérard (Ed.), *La paralysie cérébrale. Guide de la consultation : examen neuro-orthopédique du tronc et des membres inférieurs (2<sup>nd</sup> Edition)* (pp. 227-239). Montpellier, France: Sauramps Médical.

Adolph, K.E., Vereijken, B., & Shrouf, P.E. (2003). What changes in infant walking and why? *Child Development*, 74, 475-497.

Alexander, B.H., Rivara, F.P., & Wolf, M.E. (1992). The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *American Journal of Public Health*, 82, 1020-1023.

Alexander, N.B., Shepard, N., Gu, M.J., & Schultz, A. (1992). Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: kinematics. *Journals of Gerontology: Medical Sciences*, 47, M79-M87.

Alexander, R.M. (1992). *Exploring biomechanics: Animals in motion*. New York: Scientific American Library.

Allet, L., Armand, S., Golay, A., Monnin, D., De Bie, R.A., & De Bruin, E.D. (2008). Gait characteristics of diabetic patients: a systematic review. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, 24, 173-191.

Allet, L., Armand, S., De Bie, R.A., Golay, A., Pataky, Z., Aminian, K., & De Bruin, E.D. (2009a). Clinical factors associated with gait alterations in diabetic patients. *Diabetic Medicine*, 26, 1003-1009.

- Allet, L., Leemann, B., Guyen, E., Murphy, L., Monnin, D., Herrmann, F.R., & Schnider, A. (2009b). Effect of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90, 1408-1413.
- Al-Obaidi, S., Wall, J.C., Al-Yaqoub, A., & Al-Ghanim, M. (2003). Basic gait parameters: A comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40, 361-366.
- Alton, F., Braldehy, L., Caplan, S. & Morrissey, M.C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13, 434-440.
- André-Thoma, X. (1940). *Equilibre et équilibration*. Paris: Masson.
- Artuch, R., Aracil, A., Mas, A., Colome, C., Rissech, M., Monros, E., & Pineda, M. (2002). Friedreich's ataxia: idebenone treatment in early stage patients. *Neuropediatrics*, 33, 190-193.
- Assaiante, C., & Amblard, B. (1993). Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: Influence of visual cues. *Experimental Brain Research*, 93, 499-515.
- Assaiante, C., Thomachot, B., & Aurenty, R. (1993). Hip stabilization and lateral balance control in toddlers during the first four months of autonomous walking. *NeuroReport*, 4, 875-878.
- Assaiante, C., & Amblard, B. (1995). An ontogenetic model of sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Movement Science*, 14, 13-43.
- Assaiante, C. (1998). La construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant au cours d'activités posturocinétiques. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 41, 239-249.
- Assaiante, C., & Chabrol, B. (2010). Developmental and locomotor disorders in children. *Revue neurologique*, 166, 149-157.
- Assi, A., Ghanem, I., Lavaste, F., & Skalli, W. (2009). Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index. *Gait and Posture*, 30, 22-26.
- Babloyantz, A. (1986). *Molecule, dynamics, and life*. New York: Wiley.
- Balasubramanian, C.K., Neptune, R.R., & Kautz, S.A. (2009). Variability in spatiotemporal characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait and Posture*, 29, 408-414.
- Batani, H., & Maki, B.E. (2005). Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 134-145.



- Bauby, C.E., & Kuo, A.D. (2000). Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, *33*, 1433-1440.
- Beaton, D.E. (2000). Understanding the relevance of measured change through studies of responsiveness. *Spine*, *25*, 3192-3199.
- Beauchet, O., & Berrut, O. (2006). Marche et double tâche : définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychologie & NeuroPsychiatrie du vieillissement*, *4*, 215-225.
- Beauchet, O., Herrmann, F.R., Grandjean, R., Dubost, V., & Allali, G. (2008). Concurrent validity of SMTEC footswitches system for the measurement of temporal gait parameters. *Gait and Posture*, *27*, 156-159.
- Beauchet, O., Annweiler, C., Lecordroch, Y., Allali, G., Dubost, V., Herrmann, F.R., & Kressig, R.W. (2009). Walking speed-related changes in stride time variability: effects of decreased speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *6*, 32.
- Beck, R.J., Andriacchi, T.P., Kuo, K.N., Fermier, R.W., & Galante, J.O. (1981). Changes in the gait patterns of growing children. *American Edition of Journal of Bone and Joint Surgery*, *63*, 1452-1457.
- Beckung, E., Hagberg, G., Uldall, P., & Cans, C. (2008). Probability of walking in children with cerebral palsy in Europe. *Pediatrics*, *21*, 187-192.
- Belli, A., Lacour, J.R., Komi, P.V., Candau, R., & Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *70*, 510-517.
- Berg, K.O., Wood-Dauphinee, S.L., Williams, J.I., & Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian Journal of Public Health*, *83*, S7-S11.
- Berg, K.O., Wood-Dauphinee, S.L., & Williams, J.I. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, *27*, 27-36.
- Berger, W., Quintern, J., & Dietz, V. (1985). Stance and gait perturbations in children: developmental aspects of compensatory mechanisms. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, *61*, 385-395.
- Bernstein, N. (1967). *The coordination and regulation of movements*. Oxford, England: Pergamon Press.
- Berthoz, A., & Pozzo, T. (1988). Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. In B. Amblard, A. Berthoz, & F. Clarac (Eds.), *Development, adaptation and modulation of posture and gait* (pp. 189-198). Amsterdam: Elsevier.
- Berthoz, A. (1997). *Le sens du mouvement*. Paris, France: Editions Odile Jacob.

- Bogle Thorbahn, L., & Newton, R.A. (1996). Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Physical Therapy*, 76, 576-585.
- Bohannon, R.W. (1987). Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 68, 777-781.
- Bohannon, R.W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing*, 26, 15-19.
- Bonan, I., Yelnik, A., Colle, F., Michaud, C., Normand, E., Panigot, B., Roth, P., Guichard, J.P., & Vicaut, E. (2004). Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomised controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 274-278.
- Bonan, I., Hubeaux, K., Gellez-Leman, M.C., Guichard, J.P., Vicaut, E., & Yelnik, A. (2007). Influence of subjective visual vertical misperception on balance recovery after stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 78, 49-55.
- Bothner, K.E., Fischer, R., & Alderink, G. (2003). Assessment of reliability of the normalcy index for children with cerebral palsy. *Proceedings of the 8<sup>th</sup> Annual Meeting of the Gait and Clinical Movement Analysis Society*, 53-54.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1981). A sequence of postural movement precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters*, 22, 263-270.
- Brach, J.S., Berlin, J.E., VanSwearingen, J.M., Newman, A.B., & Studenski, S.A. (2005). Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2:21.
- Brach, J.S., Studenski, S.A., Perera, S., VanSwearingen, J.M., & Newman, A.B. (2007). Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 62, 983-988.
- Brenière, Y., Do, M.C., & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, 19, 62-76.
- Brénière, Y., & Bril, B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first five years of walking. *Experimental Brain Research*, 121, 255-262.
- Bridenbaugh, S.A., & Kressig, R.W. (2011). Laboratory review: The role of gait analysis in seniors' mobility and fall prevention. *Gerontology*, 57, 256-264.
- Bril, B. (2000). La genèse des premiers pas. In J. Rivière (Ed.), *Le développement psychomoteur du jeune enfant* (pp. 53-85). Marseille: Solal éditeur.

- Bril, B., & Brénière, Y. (1988). Pourquoi les enfants marchent en tombant alors que les adultes tombent en marchant ? *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences, série 3*, 307, 617-622.
- Bril, B., & Brénière, Y. (1992). Postural requirements and progression velocity in young walkers. *Journal of Motor Behavior*, 24, 105-116.
- Brown, T. (1911). The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proceedings of the Royal Society of London Serie B*, 84, 308-319.
- Brown, A.P. (1999). Reducing falls in elderly people: A review of exercise interventions. *Physiotherapy Theory and Practice*, 15, 59-68.
- Brun, V., Mousbeh, Z., Jouet-Pastre, B., Benaim, C., Kunnert, J.E., Dhoms, G., d'Angeli-Chevassut, M., Torres, B. & Péliissier, J. (2000). Evaluation clinique de la marche de l'hémiplégique vasculaire : proposition d'une modification de la Functional Ambulation Classification (FAC). *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 43, 1-48.
- Burnett, C.N., & Johnson, E.W. (1971). Development of gait in childhood. Part II. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 13, 207-215.
- Buyse, G., Mertens, L., Di Salvo, G., Matthijs, I., Weidemann, F., Eyskens, B., Goossens, W., Goemans, N., Sutherland, G.R., & Van Hove, J.L. (2003). Idebenone treatment in Friedreich's ataxia: neurological, cardiac, and biochemical monitoring. *Neurology*, 60, 1679-1681.
- Buzzi, U.H., Stergiou, N., Kurz, M.J., Hageman, P.A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18, 435-443.
- Buzzi, U.H., & Ulrich, B.D. (2004). Dynamic stability of gait cycles as a function of speed and system constraints. *Motor Control*, 8, 241-254.
- Campbell, A.J., Robertson, M.C., Gardner, M.M., Norton, R.N., Tilyard, M.W., & Buchner, D.M. (1997). Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. *British Medical Journal*, 315, 1065-1069.
- Cano, S.J., Hobart, J.C., Hart, P.E., Korlipara, L.V., Schapira, A.H., & Cooper, J.M. (2005). International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS): appropriate for studies of Friedreich's ataxia? *Movement Disorders*, 20, 1585-1591.
- Cans, C. (2005). Epidémiologie de la paralysie cérébrale (« Cerebral Palsy » ou CP). *Motricité Cérébrale*, 26, 51-58.
- Casolo, G., Balli, E., Taddei, T., Amuhasi, J., & Gori, C. (1989). Decreased spontaneous heart rate variability in congestive heart failure. *American Journal of Cardiology*, 64, 1162-1167.

- Chang, C.L., Kubo, M., Buzzi, U., & Ulrich, B. (2006). Early changes in muscle activation patterns of toddlers during walking. *Infant Behavior & Development*, 29, 175-188.
- Chen, H.-M., Hsieh, C.-L., Lo, K.S., Liaw, L.-J., Chen, S.-M., & Lin, J.-H. (2007). The test-retest reliability of 2 mobility performance tests in patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21, 347-352.
- Cheron, G., Bengoetxea, A., Bouacquaniti, F., & Dan, B. (2001). Early emergence of temporal co-ordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion. *Neuroscience Letters*, 308, 123-127.
- Child Health Corporation of America Nursing Falls Study Task Force (2009). Pediatric falls: State of the science. *Pediatric Nursing Journal*, 35, 227-231.
- Chou, L.-S., Kaufman, K.R., Brey, R.H., & Draganich, L.F. (2001). Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait and Posture*, 13, 17-26.
- Collen, F.M., Wade, D.T., Robb, G.F., & Bradshaw, C.M. (1991). The Rivermead Mobility Index: A further development of the Rivermead Motor Assessment. *International Disability Studies*, 13, 50-54.
- Conradsson, M., Lundin-Olsson, L., Lindelöf, N., Littbrand, H., Malmqvist, L., Gustafson, Y., & Rosendahl, E. (2007). Berg balance scale: intrarater test-retest reliability among older people dependent in activities of daily living and living in residential care facilities. *Physical Therapy*, 87, 1155-1163.
- Corbeil, P., Simoneau, M., Rancourt, D., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2001). Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9, 126-136.
- Crémieux, J., Mesure, S., & Amblard, B. (1994). Rôle de la vision dans la posture statique et quasidynamique. *Convergence*, 57, 14-18.
- Croarkin, E., Maring, J., Pfalzer, L., Harris-Love, M., Siegel, K., & DiProspero, N. (2009). Characterizing gait, locomotor status, and disease severity in children and adolescents with Friedreich Ataxia. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 33, 144-149.
- Crowinshield, R.D., Brand, R.A., & Johnston, R.C. (1978). The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 132, 140-144.
- Cunningham, D.A., Rechnitzer, P.A., Pearce, M.E., & Donner, A.P. (1982). Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66. *Journal of Gerontology*, 37, 560-564.
- Cutlip, R.G., Mancinelli, C., Huber, F., & DiPasquale, J. (2000). Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait and Posture*, 12, 134-138.

- Cwikel, J.G., Fried, A.V., Biderman, A., & Galinski, D. (1998). Validation of a fall-risk screening test, the Elderly Fall Screening Test (EFST), for community-dwelling elderly. *Disability & Rehabilitation*, 20, 161-167.
- Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M., & Pailhous, J. (2003). Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. *Gait and Posture*, 18, 69-77.
- Davis, R.B. (1990). A gait analysis data collection and reduction. *Human Movement Science*, 10, 575-587.
- Davis, R.B. (1997). Reflections on clinical gait analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 251-257.
- Degache, F., Perrier, M., Bayle, B., D'Anjou, M.C., & Gautheron, V. (2009). Etude des relations entre le score de Gillette et la vitesse de marche chez les enfants paralysés cérébraux [Study of relationships between the Gillette scale and walking speed in children with cerebral palsy]. *Motricité Cérébrale*, 30, 97-102.
- DeJaeger, D., Willems, P.A., & Heglund, N.C. (2001). The energy cost of walking in children. *European Journal of Physiology*, 441, 538-543.
- Delignières, D. (2004). L'approche dynamique du comportement moteur. In J. La Rue & H. Ripoll (Eds), *Manuel de Psychologie du Sport, tome 1* (pp. 65-80). Paris: Editions Revue EPS.
- Del Olmo, M.F., & Cudeiro, J. (2005). Temporal variability of gait in Parkinson disease: effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues. *Parkinsonism and Related Disorders*, 11, 25-33.
- Deneubourg, J.L. (1977). Application de l'ordre par fluctuation à la description de certaines étapes de la construction du nid chez les termites. *Insectes Sociaux*, 24, 117-130.
- De Quervain, I.A., Simon, S.R., Leurgans, S., Pease, W.S., & McAllister, D. (1996). Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 78, 1506-1514.
- Didier, J.P., Guilloux, D., Rouhier-Marcer, I., Casillas, J.M., & Gras, P. (1995). Coût énergétique de la marche à vitesse confortable et adaptation respiratoire dans deux groupes de personnes jeunes et âgées. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 38, 475-480.
- Diedrich, F.J., & Warren, W.H. (1995). Why change gaits? Dynamics of the walk-run transition. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 21, 183-202.
- Dingwell, J.B., & Cusumano, J.P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos*, 10, 848-863.

- Dingwell, J.B., Cusumano, J.P., Sternad, D., & Cavanagh, P.R. (2000). Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *Journal of Biomechanics*, 33, 1269-1277.
- Dingwell, J.B., Cusumano, J.P., Cavanagh, P.R., & Sternad, D. (2001). Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 27-32.
- Direction de la recherche, des études, de l'évaluation et des statistiques, DREES (2010). Objectif 99 - Chutes des personnes âgées. In DREES, *L'état de santé de la population en France - Suivi des objectifs annexés à la loi de santé publique - Rapport 2009-2010* (pp. 308-309).
- Drillis, R. (1958). Objective recording and biomechanics of pathological gait. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 74, 86-109.
- Drouin, L.M., Malouin, F., Richards, C.L., & Marcoux, S. (1996). Correlation between the Gross Motor Function Measure scores and gait spatiotemporal measures in children with neurological impairments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 38, 1007-1019.
- Durand, M., Goudal, C., Mercier, J., Le Gallais, D. & Micallef, J.P. (1994). Energy correlate of gait change according to locomotion speed. *Journal of Human Movement Studies*, 26, 187-203.
- Dürr, A., Cossée, M., Agid, Y., Campuzano, V., Mignard, C., Penet, C., Mandel, J.L., Brice, A., & Koenig, M. (1996). Clinical and genetic abnormalities in patients with Friedreich ataxia. *New England Journal of Medicine*, 335, 1169-1175.
- Dusing, S.C., & Thorpe, D.E. (2007). A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite® electronic walkway. *Gait and Posture*, 25, 135-139.
- Duval-Beaupère, G., Dubousset, J., Queneau, P., & Grossiord, A. (1970). A unique theory on the course of scoliosis. *La Presse Médicale*, 78, 1141-1146.
- Ebersbach, G., Sojer, M., Müller, J., Heijmenberg, M., & Poewe, W. (2000). Sociocultural differences in gait. *Movement Disorders*, 15, 1145-1147.
- Ekeland, I. (1984). *Le Calcul, l'Imprévu*. Paris: Le Seuil.
- Elble, R.J., Thomas, S.S., Higgins, C., & Colliver, J. (1991). Stride-dependent changes in gait of older people. *Journal of Neurology*, 238, 1-5.
- England, S.A., & Granata, K.P. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait and Posture*, 25, 172-178.
- Finley, F.R., & Cody, K.A. (1970). Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51, 423-426.

- Flansbjerg, U.B., Holmbäck, A.M., Downham, D., Patten, C., & Lexell, J. (2005). Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37, 75-82.
- Flavin, M.P., Dostaler, S.M., Simpson, K., Brison, R.J., & Pickett, W. (2006). Stages of development and injury patterns in the early years: a population-based analysis. *BMC Public Health*, 6, 187.
- Forsberg, H. (1985). Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Experimental Brain Research*, 57, 480-493.
- Freedland, R.L., Festa, C., Sealy, M., McBean, A., Elghazaly, P., Capan, A., Brozycki, L., Nelson, A.J., & Rothman, J. (2002). The effects of pulsed auditory stimulation on various gait measurements in persons with Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation*, 17, 81-87.
- Frenkel-Toledo, S., Giladi, N., Peretz, C., Herman, T., Gruendlinger, L., & Hausdorff, J.M. (2005). Effect of gait speed on gait rhythmicity in Parkinson's disease: variability of stride time and swing time respond differently. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2:23.
- Friedreich, N. (1863). Ueber degenerative Atrophie der spinalen Hinterstränge. *Archiv für Pathologische Anatomie und Physiologie und für Klinische Medicin*, 26, 391-419, 433-459.
- Gabell, A., & Nayak, U.S. (1984). The effect of age on variability in gait. *Journal of Gerontology*, 39, 662-666.
- Gage, J.R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.
- Ganley, K.J., & Powers, C.M. (2005). Gait kinematics and kinetics of 7-year old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait and Posture*, 21, 141-145.
- Gates, S., Smith, L.A., Fisher, J.D., & Lamb, S.E. (2008). Systematic review of accuracy of screening instruments for predicting fall risk among independently living older adults. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45, 1105-1116.
- Gehlsen, G.M., & Whaley, M.H. (1990). Falls in the elderly: Part I, gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71, 735-738.
- Gelfand, L.M., & Tsetlin, M.L. (1962). Some methods of control for complex systems. *Russian Mathematical Surveys*, 36, 307-319.
- Geurtsen, J.B., Altena, D., Massen, C.-H., & Verduin, M. (1975). A model for the description of the standing man and his dynamic behaviour. *Agressologie*, 17, 63-69.

- Giacomozzi, C., Macellari, V., Leardini, A., Benedetti, M.G. (2000). Integrated pressure-force-kinematics measuring system for the characterisation of plantar foot loading during locomotion. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 38, 156-163.
- Gibran, K. (1923). *The Prophet*. New York: Alfred A. Knopf.
- Gibson, J.J. (1950). *The perception of the visual world*. Boston: Houghton-Mifflin.
- Gibson, J.J. (1966). *The senses considered as perceptual systems*. Boston: Houghton-Mifflin.
- Gill, J., Allum, J., Carpenter, M., Held-Ziolkowska, M., Adkin, A., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *Journal of Gerontology*, 56A, M438-M447.
- Givon, U., Zeilig, G., & Achiron, A. (2009). Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal-spatial parameters using GAITRite® functional ambulation system. *Gait and Posture*, 29, 138-142.
- Glass, L. (1987). Complex cardiac rhythms. *Nature*, 330, 695-696.
- Goldberger, A.L. (1991). Is the normal heartbeat chaotic or homeostatic? *News in Physiological Sciences*, 6, 87-91.
- Goldberger, A.L., Amaral, L.A., Hausdorff, J.M., Ivanov, P., Peng, C.K., & Stanley, H.E. (2002). Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 99, Supplement 1, 2466-2472.
- Gordon, T. (1992). Chaos in social systems. *Technological Forecasting and Social Change*, 42, 1-15.
- Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Penneçot, G.F., & Yelnik, A. (2011). Validity of Functional Ambulation Performance Score for the evaluation of spatiotemporal parameters of children's gait. *Journal of Motor Behavior*, 43, 95-100.
- Gouraud, D., Lucet, A., & Mégrot, F. (2009). Orthèses : appareillage de l'IMC marchant. In G.F. Penneçot (Ed.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral* (p. 189-204). Montpellier, France: Sauramps Médical.
- Grabiner, P.C., Biswas, S.T., & Grabiner, M.D. (2001). Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 31-35.
- Graham, H.K., Harvey, A., Rodda, J., Nattrass, G.R., & Pirpiris, M. (2004). The functional mobility scale. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 24, 514-520.
- Gretz, H.R., Doering, L.L., Quinn, J., Raftopoulos, M., Nelson, A.J., & Zwick, D.E. (1998). Functional ambulation performance testing of adults with Down syndrome. *NeuroRehabilitation*, 11, 211-225.



- Green, J., Forster, A., & Young, J. (2001). A test-retest reliability study of the Barthel Index, the Rivermead Mobility Index, the Nottingham Extended Activities of Daily Living Scale and the Frenchay Activities Index in stroke patients. *Disability and Rehabilitation*, 23, 670-676.
- Gurfinkel, V.S. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, 14, 9-14.
- Gurfinkel, V.S., Levik, Y., Popov, K., Smetanin, B., & Shlikov, V. (1988). Body scheme in the control of posture activity. In J. Roll (Ed.), *Stance and Motion: facts and concepts* (pp. 185-193). New York: Plenum Press.
- Hackney, M.E., & Earhart, G.M. (2009). The effects of a secondary task on forward and backward walking in Parkinson Disease. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24, 97-106.
- Hageman, P.A., & Blanke, D.J. (1986). Comparison of gait of young women and elderly women. *Physical Therapy*, 66, 1382-1387.
- Hahn, M.E., & Chou, L.-S. (2003). Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? *Clinical Biomechanics*, 18, 737-744.
- Haken, H. (1983). *Synergetics: An introduction*. Berlin: Springer.
- Haken, H. (1984). *Advanced synergetics*. Berlin: Springer.
- Haken, H., Kelso, J.A.S. & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transition in human hand movement. *Biological Cybernetics*, 51, 347-356.
- Hallemaans, A., De Clercq, D., & Aerts, P. (2006). Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: A longitudinal follow-up study. *Gait and Posture*, 24, 270-279.
- Harbourne, R.T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: Principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, 89, 267-282.
- Harding, A.E. (1981). Friedreich's ataxia: a clinical and genetic study of 90 families with an analysis of early diagnostic criteria and intrafamilial clustering of clinical features. *Brain*, 104, 589-620.
- Harris-Love, M.O., Siegel, K.L., Paul, S., & Benson, K. (2004). Rehabilitation management of Friedreich ataxia: lower extremity force-control variability and gait performance. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 18, 117-124.
- Hatze, H. (1986). Motion variability: its definition, quantification and origin. *Journal of Motor Behavior*, 18, 5-16.
- Hausdorff, J.M., Peng, C.K., Ladin, Z., Wei, J.Y., & Goldberger, A.L. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*, 78, 349-358.

- Hausdorff, J.M., Purdon, P.L., Peng, C.K., Ladin, Z., Wei, J.Y., & Goldberger, A.L. (1996). Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *Journal of Applied Physiology*, *80*, 1448-1457.
- Hausdorff, J.M., Edelberg, H.K., Mitchell, S.L., Goldberger, A.L., & Wei, J.Y. (1997a). Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *78*, 278-283.
- Hausdorff, J.M., Mitchell, S.L., Firtion, R., Peng, C.K., Cudkowicz, M.E., Wei, J.Y., & Goldberger, A.L. (1997b). Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *Journal of Applied Physiology*, *82*, 262-269.
- Hausdorff, J.M., Cudkowicz, M.E., Firtion R., Wie, J.Y., & Goldberger, A.L. (1998). Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease. *Movement Disorders*, *13*, 428-437.
- Hausdorff, J.M., Zemani, L., Peng C.-K., & 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.
- Hausdorff, J.M., Lertratanakul, A., Cudkowicz, M.E., Peterson, A.L., Kaliton, D., & Goldberger, A.L. (2000). Dynamic markers of altered gait rhythm in amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of Applied Physiology*, *88*, 2045-2053.
- Hausdorff, J.M., Nelson, M.E., Kaliton, D., Layne, J.E., Bernstein, M.J., Nuernberger, A., & Fiatarone Singh, M.A. (2001a). Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. *Journal of Applied Physiology*, *90*, 2117-2129.
- Hausdorff, J.M., Rios, D.A., & Edelberg, H.K. (2001b). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*, 1050-1056.
- Hausdorff, J.M. (2004). Stride variability: beyond length and frequency. *Gait and Posture*, *20*, 304.
- Hausdorff, J.M. (2005). Gait variability: Methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *2*:19.
- Hausdorff, J.M. (2007). Gait dynamics, fractals and falls finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, *26*, 555-589.
- Hause, A.O., Aggoun, Y., Bonnet, D., Sidi, D., Munnich, A., Rotig, A., & Rustin, P. (2002). Idebenone and reduced cardiac hypertrophy in Friedreich's ataxia. *Heart*, *87*, 346-349.
- Heiderscheit, B.C. (2000). Movement variability as a clinical measure for locomotion. *Journal of Applied Biomechanics*, *16*, 419-427.

- Hiebert, G., Gorassini, M., Jiang, W., Prochazka, A., & Pearson, K. (1994). Corrective responses to loss of ground support during walking ii. Comparison of intact and chronic spinal cats. *Journal of Neurophysiology*, 71, 611-622.
- Hillman, S.J., Hazlewood, M.E., Schwartz, M.H., Van Der Linden, M.L., & Robb, J.E. (2007). Correlation of the Edinburgh Gait Score with the Gillette Gait Index, the Gillette Functional Assessment Questionnaire, and dimensionless speed. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 27, 7-11.
- Hillman, S.J., Stansfield, B.W., Richardson, A.M., & Robb, J.E. (2009). Development of temporal and distance parameters of gait in normal children. *Gait and Posture*, 29, 81-85.
- Hills, A.P., & Parker, A.W. (1991). Gait characteristics of obese children. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72, 403-407.
- Hislop, H., & Montgomery, J. (2006). *Le bilan musculaire de Daniels et Worthingham : Techniques de testing manuel*. Paris: Masson.
- Hodgkinson, I., & Bérard, C. (1998). Evaluation motrice fonctionnelle (EMFG). Une mesure objective pour enfants infirmes moteurs cérébraux. *Motricité Cérébrale*, 19, 9-12.
- Hoehn, M.M., & Yahr, M.D. (1967). Parkinsonism: onset, progression and mortality. *Neurology*, 17, 427-442.
- Hof, A.L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait and Posture*, 4, 222-223.
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., & Sinke, W.E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38, 1-8.
- Hof, A.L. (2008). The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. *Human Movement Science*, 27, 112-125.
- Holden, M.K., Gill, K.M., Magliozzi, M.R., Nathan, J., & Piehl-Baker, L. (1984). Clinical gait assessment in the neurologically impaired: reliability and meaningfulness. *Physical Therapy*, 64, 35-40.
- Hollman, J.H., Kovash, F.M., Kubik, J.J., & Linbo, R.A. (2007). Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait and Posture*, 26, 113-119.
- Holt, K., Hamill, J., & Andres, R.O. (1991). Predicting the minimal energy costs of human walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 491-498.
- Holt, K., Jeng, S.F., & Hamill J. (1995). Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride velocity. *Journal of Motor Behavior*, 27, 164-178.
- Horstmann, H.M., & Bleck, E.E. (2008). *Orthopaedic management in cerebral palsy (2<sup>nd</sup> Edition)*. London: Mac Keith Press.

- Hsieh, C.-L., Hsueh, I.-P., & Mao, H.-F. (2000). Validity and responsiveness of the Rivermead Mobility Index in stroke patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 32, 140-142.
- Hsuea, B.-J., Miller, F., & Su, F.-C. (2009a). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait and Posture*, 29, 465-470.
- Hsuea, B.-J., Miller, F., & Su, F.-C. (2009b). The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part II: Instantaneous velocity and acceleration of COM and COP and their relationship. *Gait and Posture*, 29, 471-476.
- Hsueh, I.-P., Wang, C.-H., Sheu, C.-F., Hsieh, C.-L. (2003). Comparison of psychometric properties of three mobility measures for patients with stroke. *Stroke*, 34, 1741-1745.
- Hurmuzlu, Y., & Basdogan, C. (1994). On the measurement of dynamic stability of human locomotion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 116, 30-36.
- Hurmuzlu, Y., Basdogan, C., & Stoianovici, D. (1996). Kinematics and dynamic stability of the locomotion of post-polio patients. *Journal of Biomechanical Engineering*, 118, 405-411.
- Imms, F.J., & Edholm, O.G. (1981). Studies of gait and mobility in the elderly. *Age and Ageing*, 10, 147-156.
- Inman, V.T., Ralston, H.J., & Todd, F. (1981). *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Iqbal, K., & Pai, Y.-C. (2000). Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement. *Journal of Biomechanics*, 33, 1619-1627.
- Jacquot, J.M., Strubel, D., Almeras, N., & Péliissier, J. (1999). La place des programmes d'entraînement physique dans la prévention des chutes. In J.M. Jacquot, D. Strubel, & J. Péliissier (Eds), *La chute de la personne âgée* (pp. 303-317). Paris: Masson.
- Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M.G., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait and Posture*, 1, 9-22.
- Jonsdottir, J., & Cattaneo, D. (2007). Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 1410-1415.
- Jordan, K., Challis, J.H., & Newell, K.M. (2006). Long range correlations in the stride interval of running. *Gait and Posture*, 24, 120-125.
- Jordan, K., Challis, J.H., & Newell, K.M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait and Posture*, 26, 128-134.

- Jørgensen, H.S., Nakayama, H., Raaschou, H.O., & Olsen, T.S. (1995). Recovery of walking function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 27-32.
- Judge, J.O, Davis, R.B., & Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology*, 51A, M303-M312.
- Kavanagh, J.J., & Menz, H.B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait and Posture*, 28, 1-15.
- Kay, R.M., Dennis, S., Rethlefsen, S., Reynolds, R.A., Skaggs, D.L., & 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., & Tolo, V.T. (2000b). Impact of postoperative gait analysis on orthopaedic care. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 374, 259-264.
- Kaya, B.K., Krebs, D.E., & Riley, P.O. (1998). Dynamic stability in elders: momentum control in locomotor ADL. *The Journals of Gerontology: Series A*, 53, M126-M134.
- Keele, J.W. (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin*, 70, 387-403.
- Kegelmeyer, D.A., Kloos, A.D., Thomas, K.M., & Kostyk, S.K. (2007). Reliability and validity of the Tinetti Mobility Test for individuals with Parkinson disease. *Physical Therapy*, 87, 1369-1378.
- Kelso, J.A.S., Holt, K.G., Rubin, P., & Kugler, P.N. (1981). Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: theory and data. *Journal of Neurophysiology*, 13, 226-261.
- Kelso, J.A.S. (1995). *Dynamics Patterns*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Kerrigan, D.C., Todd, M.K., Croce, U.D., Lipsitz, L.A., & Collins, J.J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 317-322.
- Kesler, A., Leibovich, G., Herman, T., Gruendlinger, L., Giladi, N., & Hausdorff, J.M. (2005). Shedding light on walking in the dark: the effects of reduced lighting on the gait of older adults with a higher-level gait disorder and controls. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2, 27.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Churchill-Livingstone, New York, 2006.
- Kleissen, R.F., Buurke, J.H., Harlaar, J., & Zilvold, G. (1998). Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait and Posture*, 8, 143-158.

- Köpke, S., & Meyer, G. (2006). The Tinetti test: Babylon in geriatric assessment. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, *39*, 288-291.
- Krebs, D.E., Jette, A.M., & Assmann, S.F. (1998). Moderate exercise improves gait stability in disabled elders. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *79*, 1489-1495.
- Kressig, R.W., & Beauchet, O. (2006). Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, *18*, 174-176.
- Kuan, T.S., Tsou J.Y., Su, F.C. (1999). Hemiplegic gait of stroke patients: The effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*, 777-784.
- Kugler, P.N., & Turvey, M.T. (1987). *Information, natural law, and the self-assembly of rhythmic movement*. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Kurosawa, K. (1994). Effects of various walking speeds on probe reaction time during treadmill walking. *Perceptual & Motor Skills*, *78*, 768-770.
- Kurtzke, J.F. (1983). Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*, *11*, 1444-1452.
- Kwon, O.Y., Minor, S.D., Maluf, K.S., & Mueller, M.J. (2003). Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait and Posture*, *18*, 105-113.
- Lacquaniti, F. (1992). Automatic control of limb movement and posture. *Current Opinion in Neurobiology*, *2*, 807-814.
- Lagarde, J., Peham, C., Licka, T., Kelso, J.A.S. (2005). The coordination dynamics of the horse-rider system. *Journal of Motor Behavior*, *37*, 418-424.
- Lamoth, C.J.C, Ainsworth, E., Polomski, W., & Houdijk, H. (2010). Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. *Medical Engineering & Physics*, *32*, 1009-1014.
- Latash, M.L., & Anson, J.G. (2006). Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Physical Therapy*, *86*, 1151-1160.
- Lebardier, P., & Presedo, A. (2009). Chirurgie orthopédique. In G.F. Penneçot (Ed.), *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral* (pp. 219-229). Montpellier, France: Sauramps Médical.
- Ledebt, A., Bril, B., & Brénière, Y. (1998). The build up of anticipatory behavior: an analysis of the development of gait initiation in children. *Experimental Brain Research*, *120*, 9-17.
- Ledebt, A. (2000). Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behavior and Development*, *23*, 79-89.

- Lichtenstein, M.J., Shields, S.L., Shiavi, R.G., & Burger, M.C. (1989). Exercise and balance in aged women: A pilot controlled clinical trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70, 138-143.
- Lintern, G., & Kugler, P.N. (1991). Self-organization in connectionist models: Associative memory, dissipative structures, and thermodynamic law. *Human Movement Science*, 10, 447-483.
- Lord, S.R., & Ward, J.A. (1994). Age-associated differences in sensorimotor function and balance in community dwelling women. *Age and Ageing*, 23, 452-460.
- Lord, S.R., Ward, J.A., Williams, P., & Anstey, K.J. (1994). Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *Journal of American Geriatrics Society*, 42, 1110-1117.
- Lucet, A., Mégrot, F., & 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.
- MacKeith, R.C., & Polani, P.E. (1959). The Little club: memorandum on terminology and classification of cerebral palsy. *Cerebral Palsy Bulletin*, 5, 27-35.
- MacKinnon, C.D., & Winter, D.A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26, 633-644.
- Maki, B.E., Holliday, P.J., & Topper, A.K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 49, M72-M84.
- Maki, B.E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45, 313-320.
- Malatesta, D., & Caillaud, C. (2004). Analyse fractale de la marche : application au sujet âgé. *Science & Motricité*, 53, 83-103.
- Malik, M., Farrell, T., Cripps, T., & Camm, A.J. (1989). Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: selection of optimal processing techniques. *European Heart Journal*, 10, 1060-1074.
- Mariotti, C., Solari, A., Torta, D., Marano, L., Fiorentini, C., & Di Donato, S. (2003). Idebenone treatment in Friedreich patients: one-year-long randomized placebo-controlled trial. *Neurology*, 60, 1676-1679.
- Maruyama, H., & Nagasaki, H. (1992). Temporal variability in the phase durations during treadmill walking. *Human Movement Science*, 11, 335-348.
- Mathias, S., Nayak, U.S., & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67, 387-389.

- Maupas, E., Paysant, J., Datie, A.M., Martinet, N., & André, J.M. (2002). Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait and Posture*, *16*, 304-312.
- McDonough, A.L., Batavia, M., Chen, F.C., Kwon, S., & Ziai, J. (2001). The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: a preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*, 419-425.
- McDowd, J.M., Vercruyssen, M., & Birren, J.E. (1991). Aging, divided attention, and dual-task performance. In D.L. Damos (Ed.), *Multiple-task performance* (pp. 387-414). London: Taylor & Francis.
- McGraw, M.B. (1940). Neuromuscular development of the human infant as exemplified in the achievement of erect locomotion. *Journal of Pediatrics*, *17*, 747-771.
- McMahon, T.A., & Bonner, J.T. (1983). *On size and life*. New York: Scientific American Library.
- Menz, H.B., Lord, S.R., & Fitzpatrick, R.C. (2003a). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking are associated with risk of falling in community-dwelling older people. *The Journals of Gerontology: Series A*, *58*, M446-M452.
- Menz, H.B., Lord, S.R., & Fitzpatrick, R.C. (2003b). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait and Posture*, *18*, 35-46.
- Menz, H.B., Lord, S.R., & Fitzpatrick, R.C. (2003c). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, *32*, 137-142.
- Menz, H.B., Latt, M.D., Tiedemann, A., Mun San Kwan, M., & Lord, S.R. (2004). Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait and Posture*, *20*, 20-25.
- Molenaers, G., Schörkhuber, V., Fagard, K., Van Campenhout, A., De Cat, J., Pauwels, P., Ortibus, E., De Cock, 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*, 421-429.
- Molloy, M., McDowell, B.C., Kerr, C., & Cosgrove, A.P. (2010). Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait and Posture*, *31*, 479-482.
- Moreno-Hernandez, A., Rodriguez-Reyes, G., Quinones-Uriostegui, G., Nunez-Carrera, L., & Perez-SanPablo, A.I. (2010). Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children. *Gait and Posture*, *32*, 78-81.
- Morse, J.M., Morse, R., & Tylko, S. (1989). Development of a scale to identify the fall-prone patient. *Canadian Journal on Aging*, *8*, 366-377.



- Morton, S.M., & Bastian, A.J. (2003). Relative contributions of balance and voluntary leg-coordination deficits to cerebellar gait ataxia. *Journal of Neurophysiology*, 89, 1844-1856.
- Mouchnino, L., Aurenty, R., Massion, J., & Pedotti, A. (1990). Coordinated control of posture and equilibrium during leg movement. In T. Brandt (Ed.), *Xth international symposium on disorder of posture and gait* (pp. 68-72). Munich: Verlag fur Medizin.
- Murray, M.P., Drought, A., & Kory, R.C. (1964). Walking patterns of normal men. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 46, 335-360.
- Murray, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H., Sepic, S.B. (1966). Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *American Journal of Physical Medicine*, 45, 8-24.
- Murray, M.P., Kory, R.C., & Clarkson, B.H. (1969). Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology*, 24, 169-178.
- Napier, J. (1967). The Antiquity of human walking. *Scientific American*, 216, 56-66.
- 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., & Zwick, D. (1999). The functional ambulation performance of elderly fallers and nonfallers walking at their preferred velocity. *NeuroRehabilitation*, 13, 141-146.
- Nelson, A.J., Zwick, D., Brody, S., Doran, C., Pulver, L., Roosz, G., Sadownick, M., Nelson, R., & Rothman, J. (2002). The validity of the GaitRite® and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *NeuroRehabilitation*, 17, 255-262.
- Newell, K.M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M.G. Wade, & H.T.A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 341-360). Dordrecht, Germany: Nijhoff.
- Newell, K.M., & Corcos, D.M. (1993). *Variability and Motor Control*. Champaign: Human Kinetics.
- Newell, K.M., & Slifkin, A.B. (1998). The nature of movement variability. In P. Piek (Ed.), *Motor behavior and human skill: a multidisciplinary approach* (pp. 143-160). Human Kinetics, Champaign.
- Nicolis, G., & Prigogine, I. (1977). *Self-organization in non-equilibrium systems*. New-York: J. Wiley and Sons.
- Niechwiej-Szwedo, E., Inness, E.L., Howe, J.A., Jaglal, S., McIlroy, W.E., & Verrier, M.C. (2007). Changes in gait variability during different challenges to mobility in patients with traumatic brain injury. *Gait and Posture*, 25, 70-77.

- Novacheck, T.F., Stout, J.L., & 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, 75-81.
- Okamoto, T., & Kumamoto, M. (1972). Electromyographic study of the learning process of walking in infants. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 12, 149-158.
- Okamoto, T., & Goto, Y. (1985). Human infant pre-independent and independent walking. In S. Kondo (Ed.), *Primate morphophysiology, locomotor analyses and human bipedalisms* (pp. 25-24). Tokyo: University of Tokyo Press.
- Okamoto, K., & Okamoto, T. (1994). Electromyographic characteristics of the learning process of walking in normal infants and children. In K. Yabe, K. Kusano, & H. Nakata (Eds.), *Adapted Physical Activity: Health and Fitness* (pp. 137-141). Tokyo: Springer-Verlag.
- Okamoto, K., Okamoto, T., & Ogawa, R. (1998a). Electromyographic case of study of recovery of walking in an elderly man after cerebral infarction. *Journal of Physical Therapy Science*, 10, 19-25.
- Okamoto, K., Okamoto, T., Andrew, P.D., & Ogawa, R. (1998b). An index of gait instability based on electromyographic finding during the development of gait. *Journal of Physical Therapy Science*, 10, 61-71.
- Okamoto, T., & Okamoto, K. (2007). *Development of gait by electromyography*. Osaka: Walking Development Group.
- Oliver, D., Britton, M., Seed, P., Martin, F.C., & Hopper, A.H. (1997). Development and evaluation of evidence-based risk assessment tool (STRATIFY) to predict which elderly inpatients will fall. *British Medical Journal*, 315, 1049-1053.
- Oliver, D., Daly, F., Martin, F.C., & McMurdo, M.E.T. (2004). Risk factors and risk assessment tools for falls in hospital in-patients: a systematic review. *Age and Ageing*, 33, 122-130.
- Ortega, J.D., Fehlman, L.A., & Farley, C.T. (2008). Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, 41, 3303-3308.
- Owings, T.M., Pavol, M.J., Foley, K.T., & Grabiner, M.D. (2000). Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48, 42-50.
- Owings, T.M., & Grabiner, M.D. (2004a). Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait and Posture*, 20, 26-29.
- Owings, T.M., & Grabiner, M.D. (2004b). Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *Journal of Biomechanics*, 37, 935-938.

- Pai, Y-C, & Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30, 4, 347-354.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39, 214-223.
- Parker, T.M., Osternig, L.R., Lee, H-J., Van Donkelaar, P., & Chou, L-S. (2005). The effect of divided attention on gait stability following concussion. *Clinical Biomechanics*, 20, 389-395.
- Pearson, K. (1894). Contributions to the mathematical theory of evolution. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 185, 71-110.
- Pearson, K., & Gordon, J. (1999). Locomotion. In E. Kandell, J. Schwartz, T. Jessell (Eds.), *Principles of neural science* (pp. 101-127). McGraw-Hill Medical.
- Pendergast, D.R., Fischer, N.M., & Calkins, E. (1993). Cardiovascular, neuromuscular and metabolic alterations with age leading to frailty. *The Journals of Gerontology*, 48, 61-67.
- Penneçot, G.F. (2009). *Marche pathologique de l'enfant paralysé cérébral*. Montpellier, France: Sauramps Médical.
- Perell, K.L., Nelson, A., Goldman, R.L., Luther, S.L., Prieto-Lewis, N., & Rubenstein, L.Z. (2001). Fall risk assessment measures: An analytic review. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, M761-M766.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function (2<sup>nd</sup> Edition)*. Thorofare: Slack Incorporated.
- Peurala, S.H., Titianova, E.B., Mateev, P., Pitkänen, K., Sivenius, J., & Tarkka, I.M. (2005). Gait characteristics after gait-oriented rehabilitation in chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 23, 57-65.
- Pierdon, D. (2010). Apport d'une prise en charge en psychomotricité en complément de la kinésithérapie chez l'enfant IMC ayant subi une intervention multifocale. *Kinésithérapie Scientifique*, 515, 5-14.
- Plotnik, M., Giladi, N., Balash, Y., Peretz, C., & Hausdorff, J.M. (2005). Is freezing of gait in Parkinson's disease related to asymmetric motor function? *Annals of Neurology*, 57, 656-663.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39, 142-148.
- Powell, L.E., & Myers, A.M. (1995). The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *The Journals of Gerontology Series A*, 50, M28-34.

- Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotory tasks in humans I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*, 82, 97-106.
- Pozzo, T., Levik, Y., & Berthoz, A. (1995). Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. *Experimental Brain Research*, 106, 327-338.
- Prigogine, I., & Stengers, I. (1979). *La nouvelle alliance, Métamorphose de la science*. Paris: Gallimard.
- Prigogine, I., & Stengers, I. (1988). *Entre le temps et l'éternité*. Paris: Fayard.
- Prince, F., Winter, D.A., Stergiou, P., & Walt, S.E. (1994). Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait and Posture*, 2, 19-25.
- Razmus, I., Wilson, D., Smith, R., & Newman, E. (2006). Falls in hospitalized children. *Pediatric Nursing Journal*, 32, 568-572.
- Richardson, J.K., Thies, S., & Ashton-Miller, J.A. (2008). An exploration of step time variability on smooth and irregular surfaces in older persons with neuropathy. *Clinical Biomechanics*, 23, 349-356.
- Romei, M., Galli, M., Motta, F., Schwartz, M., & Crivellini, M. (2004). Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait and Posture*, 19, 85-90.
- Romei, M., Galli, M., Motta, F., Schwartz, M., & Crivellini, M. (2005). Reply to "Letter to the Editor". *Gait and Posture*, 22, 378.
- Rose-Jacobs, R. (1983). Development of gait at slow, free, and fast speeds in 3- and 5-year-old children. *Physical Therapy*, 63, 1251-1259.
- Rosenbaum, P.L., Walter, S.W., Hanna, S.E., Palisano, R.J., Russell, D.J., Raina, P., Wood, E., Bartlett, D.J., & 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, 1357-1363.
- Rosenstein, M.T., Collins, J.J., & De Luca, C.J. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 65, 117-134.
- Rozumalski, A., & Schwartz, M.H. (2011). The GDI-Kinetic: A new index for quantifying kinetic deviations from normal gait. *Gait and Posture*, 33, 730-732.
- Ruelle, D., & Takens, F. (1971). On the nature of turbulence. *Communications in Mathematical Physics*, 20, 167-192.
- Russell, D.J., Rosenbaum, P.L., Cadman, D.T., Gowland, C., Hardy, S., & Jarvis, S. (1989). The gross motor function measure: a means to evaluate the effects of physical therapy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 31, 341-352.

- Russell, 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.
- Russell, D.J., Rosenbaum, P., Avery, L., & Lane, M. (2002). *Gross Motor Function Measure (GMFM-66 & GMFM-88) User's Manual*. London: Mac Keith Press.
- Ruthen, R. (1993). Adapting to complexity. *Scientific American*, 268, 130-135.
- Santos, M.L.P., & Suarez, C.G. (2003). A meta-analysis on the effects of different intervention programs in decreasing the incidence of falls in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, E14.
- Saul, J.P., Arai, Y., Berger, R.D., Lilly, L.S., Colucci, W.S., & Cohen, R.J. (1988). Assessment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis. *American Journal of Cardiology*, 61, 1292-1299.
- Schaafsma, J.D., Giladi, N., Balash, Y., Bartels, A.L., Gurevich, T., & Hausdorff, J.M. (2003). Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *Journal of the Neurological Sciences*, 212, 47-53.
- Schmidt, R.A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82, 225-260.
- Schutte, L.M., Narayanan, U., Stout, J.L., Selber, P., Gage, J.R., & Schwartz, M.H. (2000). An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait and Posture*, 11, 25-31.
- Schwartz, M.H., & Rozumalski, A. (2008). The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait and Posture*, 28, 351-357.
- Scott, V., Votova, K., Scanlan, A., & Close, J. (2007). Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. *Age and Ageing*, 36, 130-139.
- Scrutton, D.R. (1969). Footprint sequences of normal children under five years old. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 11, 44-53.
- Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., & Furuna, T. (1996). The invariant relationship between step length and step rate during free walking. *Journal of Human Movement Studies*, 30, 241-257.
- Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., & Furuna, T. (1997). Optimal walking in terms of variability in step-length. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26, 266-272.
- Sekiya, N., & Nagasaki, H. (1998). Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ratio (step length/step rate). *Gait and Posture*, 7, 225-227.

- Shapiro, S.S., Wilk, M.B., & Chen, H.J. (1968). A comparative study of various tests of normality. *Journal of the American Statistical Association*, *63*, 1343-1372.
- Shrout, P.E., & Fleiss, J.L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, *86*, 420-428.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M.H. (1995). *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, *80*, 896-903.
- Siggeirsdóttir, K., Jónsson, B.Y., Jónsson, H., & Iwarsson, S. (2002). The timed 'Up & Go' is dependent on chair type. *Clinical Rehabilitation*, *16*, 609-616.
- Slifkin, A.B., & Newell, K.M. (1998). Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, *7*, 170-177.
- Sliwinski, M.M., Sisto, S.A., Batavia, M., Chen, B., & Forrest, G.F. (2004). Dynamic stability during walking following unilateral total hip arthroplasty. *Gait and Posture*, *19*, 141-147.
- Sorsdahl, A.B., Moe-Nilssen, R., & Strand, L.I. (2008). Test-retest reliability of spatial and temporal gait parameters in children with cerebral palsy as measured by an electronic walkway. *Gait and Posture*, *27*, 43-50.
- Sosnoff, J.J., Weikert, M., Dlugonski, D., Smith, D.C., & Motl, R.W. (2011). Quantifying gait impairment in multiple sclerosis using GAITRite technology. *Gait and Posture*, *34*, 145-147.
- Statham, L., & Murray, M.P. (1971). Early walking patterns of normal children. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *79*, 8-24.
- Stewart, I. (1992). *Dieu joue-t-il aux dés ?* Paris: Flammarion.
- Stolze, H., Klebe, S., Zechlin, C., Baeker, C., Friege, L., & Deuschl, G. (2004). Falls in frequent neurological diseases: prevalence, risk factors and aetiology. *Journal of Neurology*, *251*, 79-84.
- Storey, E., Tuck, K., Hester, R., Hughes, A., & Churchyard, A. (2004). Inter-rater reliability of the International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS). *Movement Disorders*, *19*, 190-192.
- Sudarsky, L., & Ronthal, M. (1992). Gait disorders in the elderly: assessing the risk for falls. In B. Vellas, M. Toupet, L. Rubenstein, J. Albarede, & Y. Christen (Eds.), *Falls, balance and gait disorders in the elderly* (pp. 117-127). 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 and Child Neurology*, 42, 816-824.
- Sutherland, D.H., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S.L. (1980). The development of mature gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62A, 336-353.
- Sutherland, D., Olshen, R.A., Biden, E.N., & Wyatt, M.P. (1988). *The development of mature walking*. London: MacKeith Press.
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait and Posture*, 6, 163-170.
- Sutherland, D.H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait and Posture*, 14, 61-70.
- Tarnowski, D. (1993). Le chaos, monstre sensible et docile. *Science & Vie*, 914, 38-45.
- Thelen, E. (1984). Learning to walk: ecological demands and phylogenetic constraints. In L.P. Lipsitt (Ed.), *Advances in infancy research*, vol. 3 (pp. 213-260). Norwood, NJ: Ablex Publishing.
- Thelen, E. (1986). Development of coordinated movement: Implication for early human development. In M.G. Wade & H.T.A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 107-120). Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- Thelen, E., Bril, B., & Brénière, Y. (1992). The emergence of heel strike in newly walking infants: a dynamic interpretation. In M. Woollacott & F. Horak (Eds.), *Posture and gait: control mechanisms*, Vol. I (pp. 334-337). Portland: University of Oregon.
- Theologis, T., Thompson, N., & Harrington, M. (2005). Letter to the Editor. *Gait and Posture*, 22, 377.
- Thiéart, R.A., & Forgues, B. (1995). Chaos theory and organization. *Organization Science*, 6, 19-31.
- Thomson, W. (1883). *Electrical units of measurement*. Lecture to the Institution of Civil Engineers.
- Thorpe, D.E., Dusing, S.C., & Moore, C.G. (2005). Repeatability of temporospatial gait measures in children using the GAITRite electronic walkway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 2342-2346.
- Tinetti, M.E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34, 119-126.
- Tinetti, M.E., Richman, D., & Powell, L. (1990). Falls efficacy as a measure of fear of falling. *Journal of gerontology: Psychological Sciences*, 45, 239-243.

- Tinetti, M.E., Inouye, S.K., Gill, T.M., & Doucette, J.T. (1995). Shared risk factors for falls, incontinence, and functional dependence. Unifying the approach to geriatric syndromes. *Journal of the American Medical Association*, *273*, 1348-1353.
- Tinetti, M.E. (2003). Clinical practice. Preventing of falls among the elderly. *New England Journal of Medicine*, *348*, 42-49.
- Topper, A.K., Maki, B.E., & Holliday, P.J. (1993). Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? *Journal of the American Geriatrics Society*, *41*, 479-487.
- Trouillas, P., Takayanagi, T., Hallett, M., Currier, R.D., Subramony, S.H., Wessel, K., Bryer, A., Diener, H.C., Massaquoi, S., Gomez, C.M., Coutinho, P., Ben Hamida, M., Campanella, G., Filla, A., Schut, L., Timann, D., Honnorat, J., Nighoghossian, N., & Manyam, B. (1997). International Cooperative Ataxia Rating Scale for pharmacological assessment of the cerebellar syndrome. The Ataxia Neuropharmacology Committee of the World Federation of Neurology. *Journal of the Neurological Sciences*, *145*, 205-211.
- Tucker, C.A., Ramirez, J., Krebs, D.E., & Riley, P.O. (1998). Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait & Posture*, *8*, 117-123.
- Van Emmerik, R.E.A., & Wagenaar, R.C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, *29*, 1175-1184.
- VanSwearingen, J.M., Paschal, K.A., Bonino, P., & Yang, J.F. (1996). The Modified Gait Abnormality Rating Scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling adults. *Physical Therapy*, *76*, 994-1002.
- Vaughan, C.L. (2003). Theories of bipedal walking: an odyssey. *Journal of Biomechanics*, *36*, 513-523.
- Vaughan, C.L., Langerak, N.G., & OMalley, M.J. (2003). Neuromaturation of human locomotion revealed by non-dimensional scaling. *Experimental Brain Research*, *153*, 123-127.
- Viel, E. (2000). *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Paris: Masson.
- Vierordt, K. (1960). *Grundriss der Physiologie des Menschen*. Tübingen: H. Laupp.
- Von Schroeder, H.P., Coutts, R.D., Lyden, P.D., Billings, E., & Nickel, V.L. (1995). Gait parameters following stroke: A practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *32*, 25-31.
- Wagenaar, R.C., & Van Emmerik, R.E.A. (1996). Dynamics of movement disorders. *Human Movement Science*, *15*, 161-175.



- Waldrop, M.M. (1992). *Complexity: The emerging science at the edge of order and chaos*. New York: Simon & Schuster.
- Warren, W.H., & Shaw, R.E. (1984). *Persistence and change*. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Waters, R.L., Lumsford, B.R., Perry, J., & Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 5, 215-222.
- White, S.C., Yack, H.J., Tucker, C.A., & Lin, H.Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1537-1542.
- Whitney, S.L., Hudak, M.T., & Marchetti, G.F. (2000). The dynamic gait index relates to self-reported fall history in individuals with vestibular dysfunction. *Journal of Vestibular Research*, 10, 99-105.
- Whittle, M.W. (1986). Dynamic assessment of knee joint function. *Engineering in Medicine*, 15, 71-75.
- Whittle, M.W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Wiener, N. (1948). *Cybernetics - Control and Communication in the Animal and the Machine*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New-York: John Wiley & Sons.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Frank, J.S., & Walt, S.E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70, 340-347.
- Winter, D.A. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo (2nd ed), Ont., Canada: University of Waterloo Press.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3, 124-193.
- Woodworth, R.S. (1906). The cause of a voluntary movement. In J.H. Tufts (Ed.), *Studies in Philosophy and Psychology* (pp. 351-392). Boston: Houghton Mifflin.
- Woollacott, M.H., & Tang, P.F. (1997). Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physical Therapy*, 77, 646-660.
- Wu, G. (1998). Age-related differences in body segmental movement during perturbed stance in humans. *Clinical Biomechanics*, 13, 300-307.
- Yaguramaki, N., & Kimura, T. (2002). Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait and Posture*, 16, 69-77.

- Yamasaki, M., Sasaki, T., & Torii, M. (1991). Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62, 99-103.
- Yang, Y-R., Lee, Y-Y., Cheng, S-J., Lin, P-Y, & Wang, R-Y. (2008). Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. *Gait and Posture*, 27, 611-615.
- Yelnik, A. (2004). La rééducation de l'équilibre après accident vasculaire cérébral sur plateforme de force. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 47, 177-178.
- Yelnik, A., & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Clinical Neurophysiology*, 38, 439-445.
- Yelnik, A.P., Le Breton, F., Colle, F.M., Bonan, I.V., Hugeron, C., Egal, V., Lebomin, E., Regnaud, J.P., Pérennou, D., & Vicaut, E. (2008). Rehabilitation of balance after stroke with a multisensorial training. A single blind randomized controlled study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22, 468-476.
- Zarrugh, M., Todd, F., & Ralston, H. (1974). Optimization of energy expenditure during level walking. *European Journal of Applied Physiology*, 33, 293-306.
- Zijstra, W., Rutgers, A., Hof, A., & VanWeerden, T. (1995). Voluntary and involuntary adaptation of walking to temporal and spatial constraints. *Gait and Posture*, 3, 13-18.

# ANNEXES

Tableau IV.6. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la longueur de pas (cm) : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000  | 0,000000  | 0,000000 |
| 6-7 ans   | 0,000000 |          | 0,106734 | 0,001710  | 0,000034  | 0,000000 |
| 8-9 ans   | 0,000000 | 0,106734 |          | 0,127961  | 0,005422  | 0,000000 |
| 10-11 ans | 0,000000 | 0,001710 | 0,127961 |           | 0,131168  | 0,000017 |
| 12-13 ans | 0,000000 | 0,000034 | 0,005422 | 0,131168  |           | 0,030251 |
| Adultes   | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000017  | 0,000017  |          |

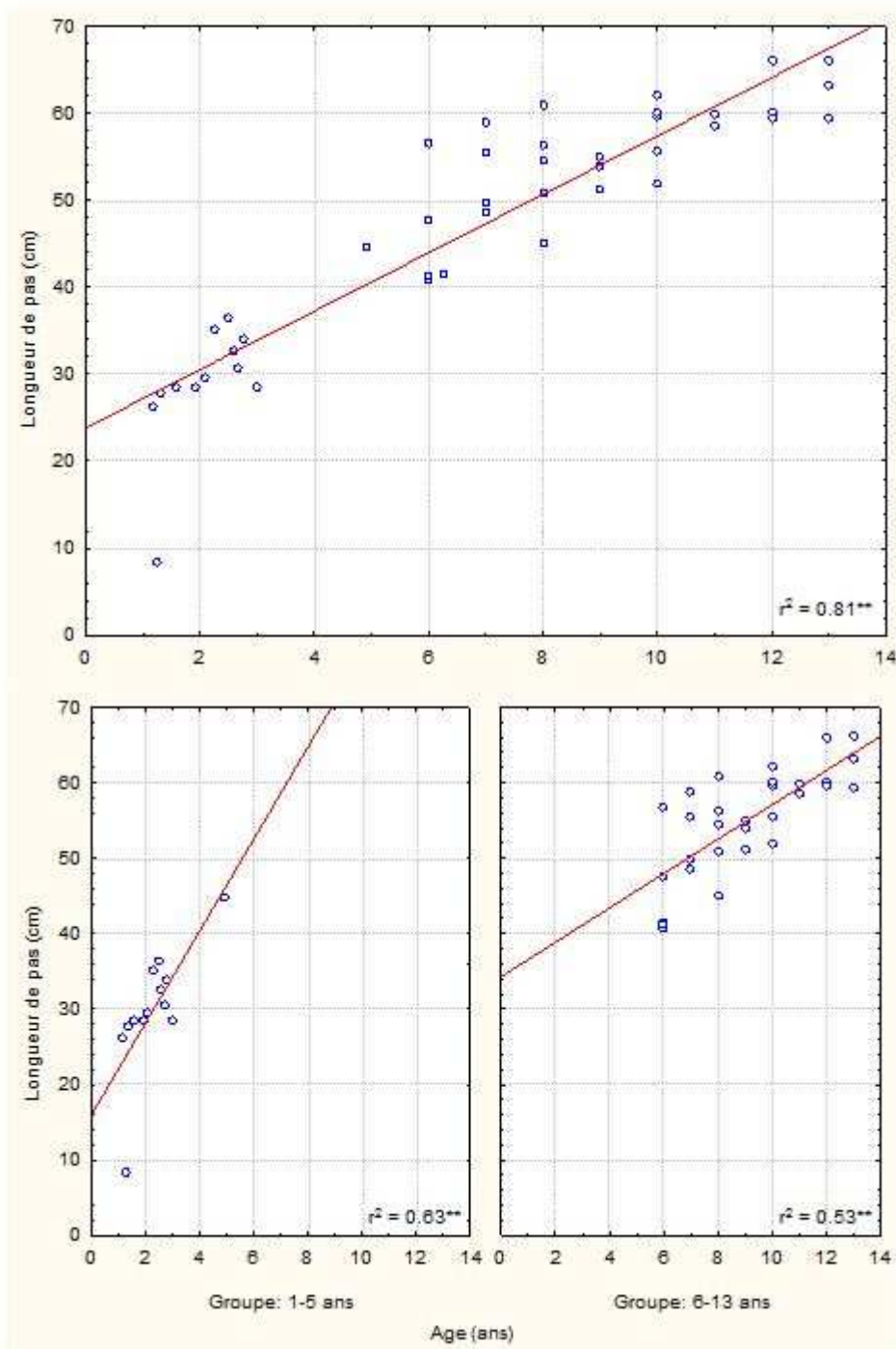


Figure IV.3. Nuages de points représentant la longueur de pas (cm) en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.7. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la longueur de pas normalisée  $\lambda$  : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,176389 | 0,056625 | 0,276222  | 0,267037  | 0,667920 |
| 6-7 ans   | 0,176389 |          | 0,566920 | 0,805418  | 0,939424  | 0,259788 |
| 8-9 ans   | 0,056625 | 0,566920 |          | 0,417791  | 0,555724  | 0,080920 |
| 10-11 ans | 0,276222 | 0,805418 | 0,417791 |           | 0,885200  | 0,404762 |
| 12-13 ans | 0,267037 | 0,939424 | 0,555724 | 0,885200  |           | 0,379156 |
| Adultes   | 0,667920 | 0,259788 | 0,080920 | 0,404762  | 0,379156  |          |

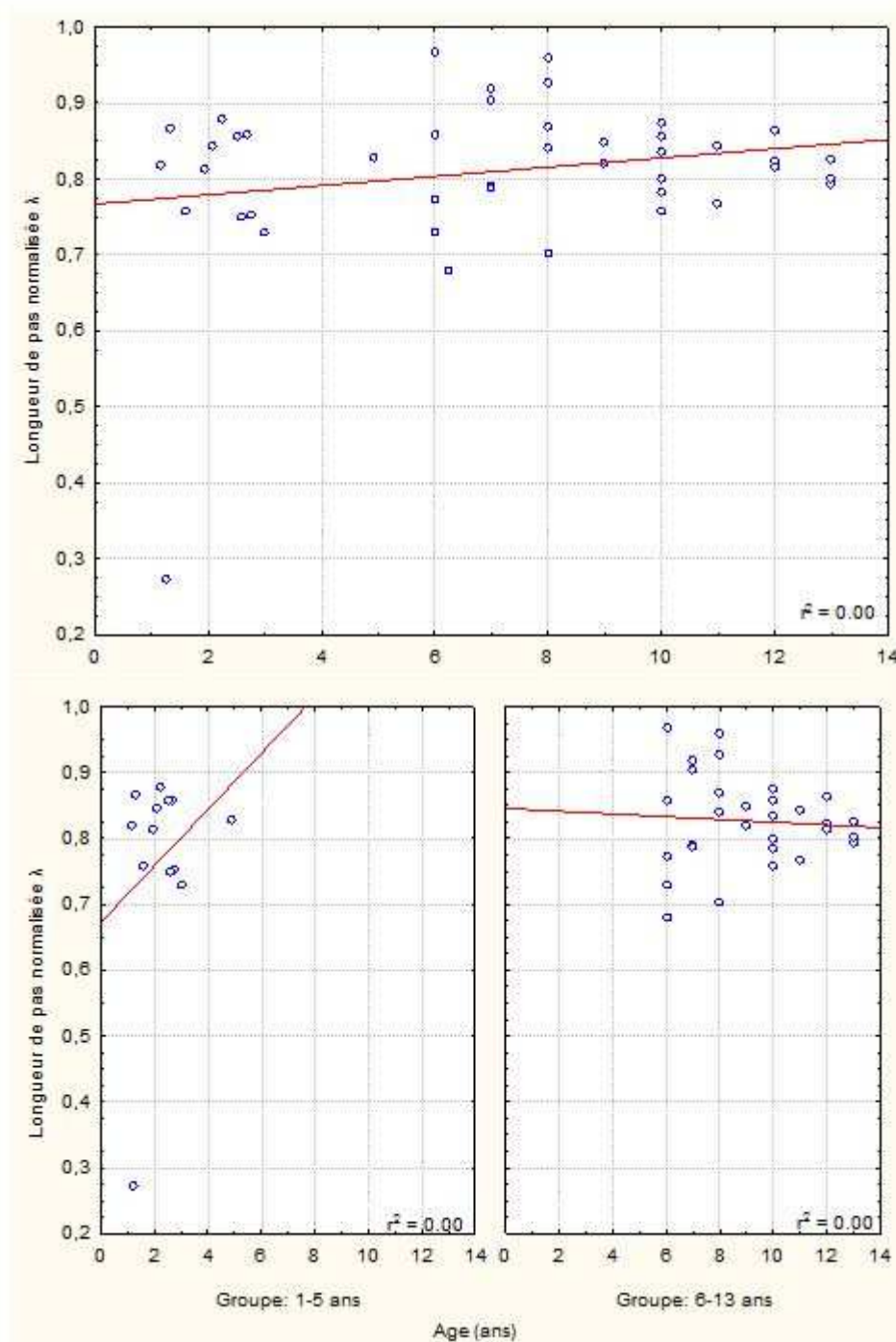


Figure IV.4. Nuages de points représentant la longueur de pas normalisée  $\lambda$  en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélacion indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.8. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la largeur de pas (cm) : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,656674 | 0,443184 | 0,854278  | 0,762812  | 0,836379 |
| 6-7 ans   | 0,656674 |          | 0,753755 | 0,810184  | 0,517220  | 0,500126 |
| 8-9 ans   | 0,443184 | 0,753755 |          | 0,584904  | 0,361560  | 0,309596 |
| 10-11 ans | 0,854278 | 0,810184 | 0,584904 |           | 0,664640  | 0,699835 |
| 12-13 ans | 0,762812 | 0,517220 | 0,361560 | 0,664640  |           | 0,864553 |
| Adultes   | 0,836379 | 0,500126 | 0,309596 | 0,699835  | 0,864553  |          |

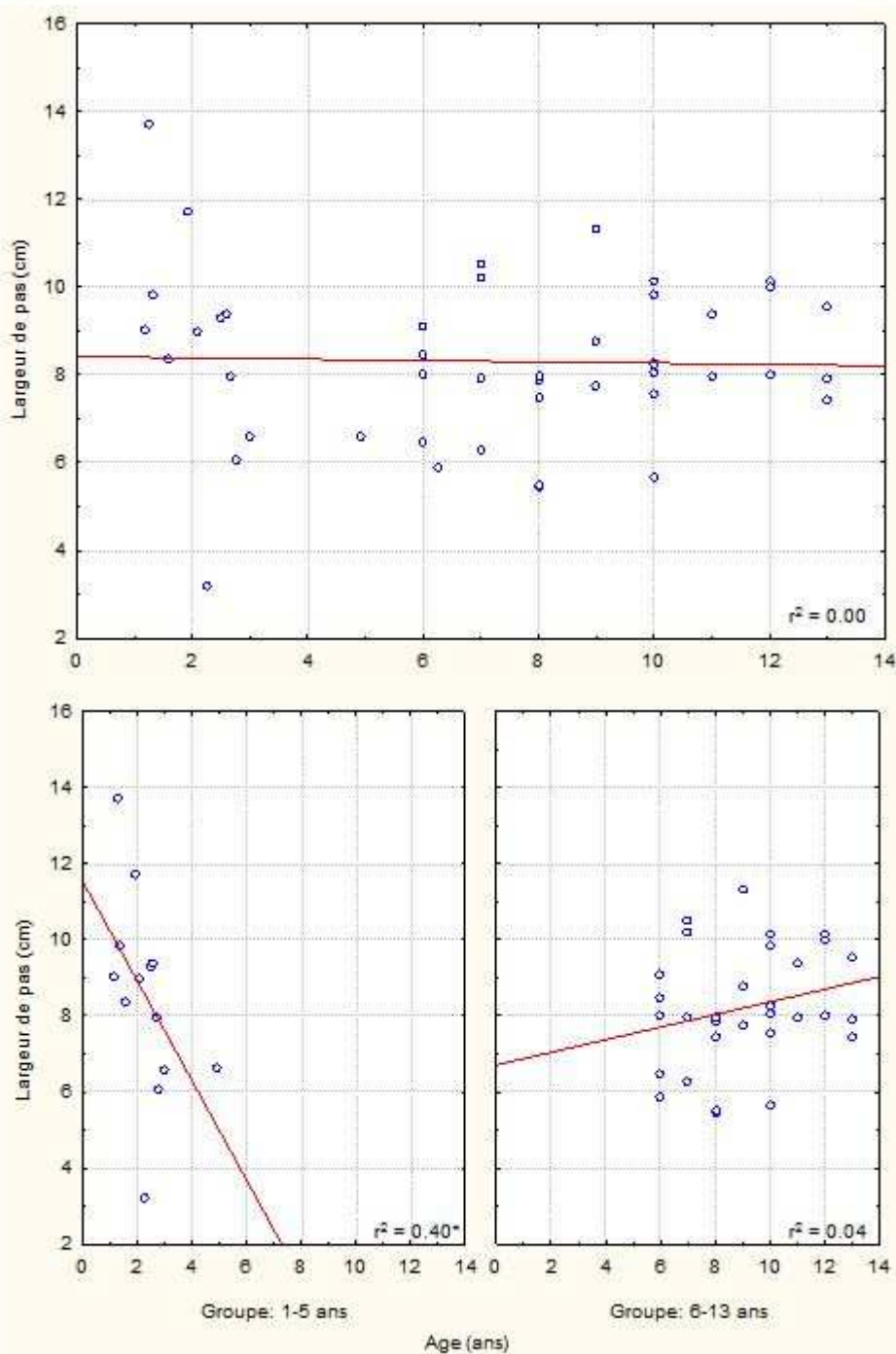


Figure IV.5. Nuages de points représentant la largeur de pas (cm) en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.9. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la largeur de pas normalisée  $\delta$  : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,000026 | 0,000004 | 0,000001  | 0,000008  | 0,000000 |
| 6-7 ans   | 0,000026 |          | 0,547416 | 0,391703  | 0,415452  | 0,048911 |
| 8-9 ans   | 0,000004 | 0,547416 |          | 0,817436  | 0,798988  | 0,233572 |
| 10-11 ans | 0,000001 | 0,391703 | 0,817436 |           | 0,961605  | 0,336717 |
| 12-13 ans | 0,000008 | 0,415452 | 0,798988 | 0,961605  |           | 0,442304 |
| Adultes   | 0,000000 | 0,048911 | 0,233572 | 0,336717  | 0,442304  |          |

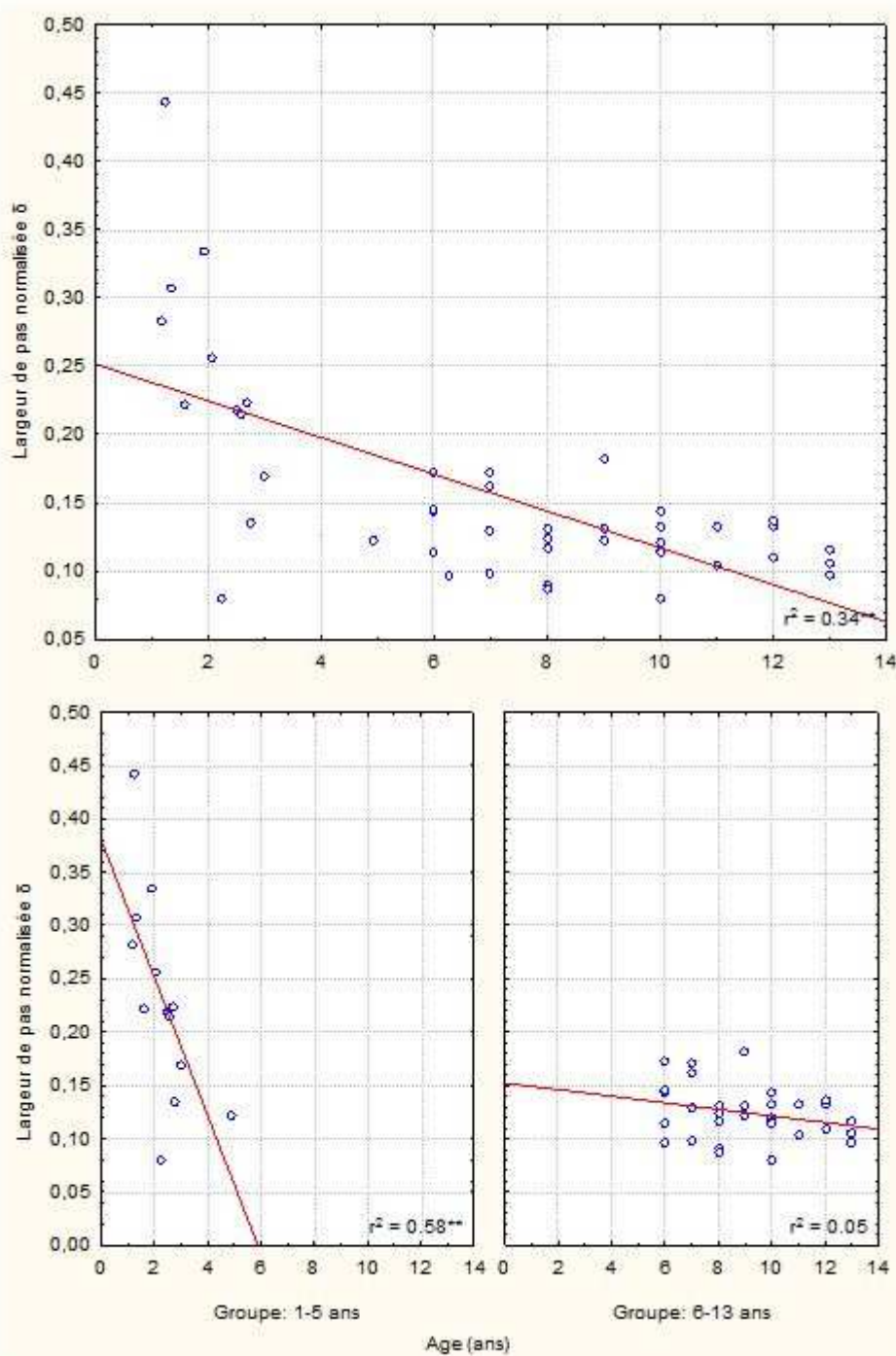


Figure IV.6. Nuages de points représentant la largeur de pas normalisée  $\delta$  en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.10. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la cadence (pas/min) : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,000028 | 0,000000 | 0,000000  | 0,000000  | 0,000000 |
| 6-7 ans   | 0,000028 |          | 0,027640 | 0,039617  | 0,014572  | 0,001844 |
| 8-9 ans   | 0,000000 | 0,027640 |          | 0,600629  | 0,673691  | 0,668865 |
| 10-11 ans | 0,000000 | 0,039617 | 0,600629 |           | 0,361809  | 0,274256 |
| 12-13 ans | 0,000000 | 0,014572 | 0,673691 | 0,361809  |           | 0,907849 |
| Adultes   | 0,000000 | 0,001844 | 0,668865 | 0,274256  | 0,907849  |          |

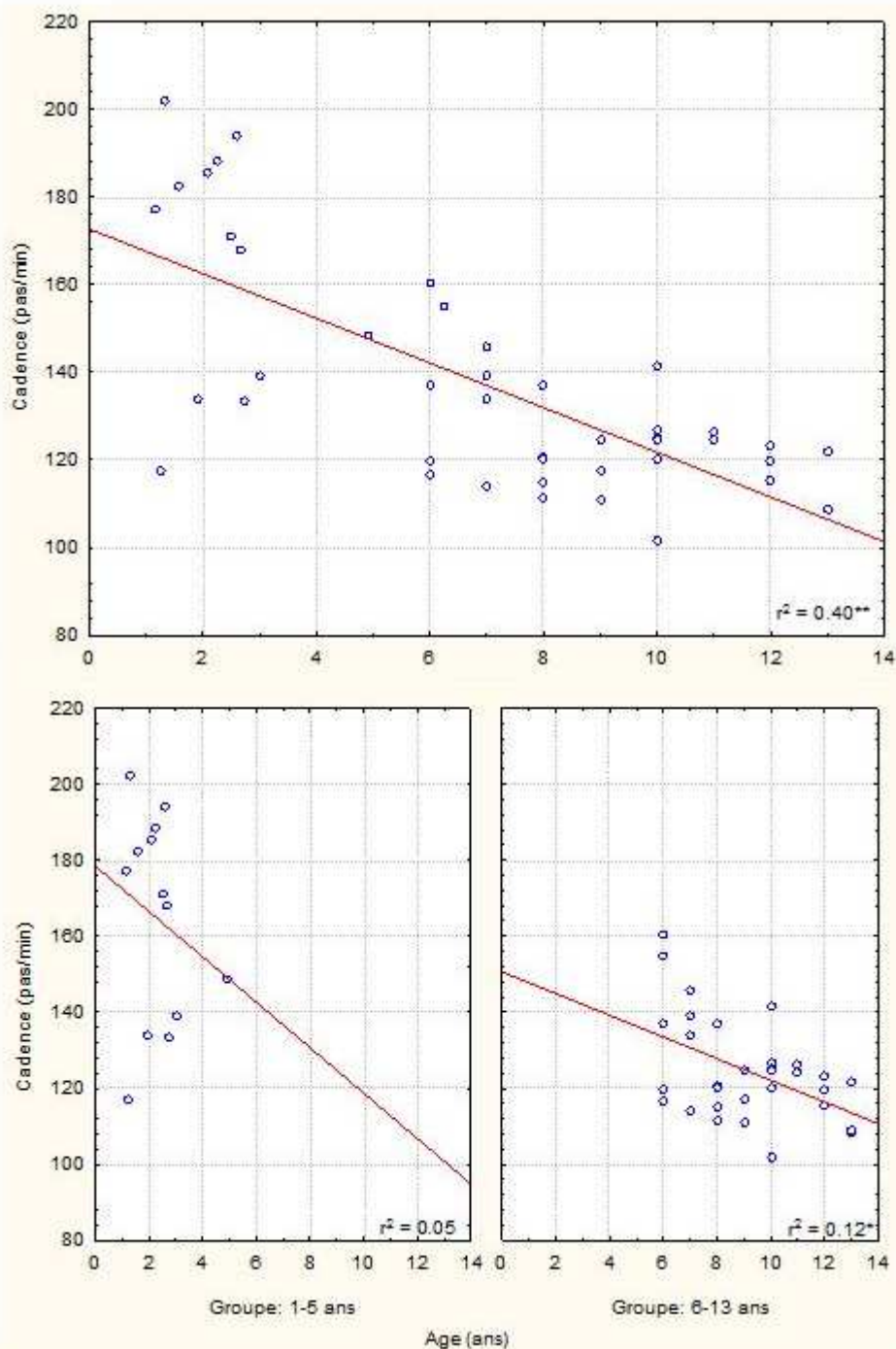


Figure IV.7. Nuages de points représentant la cadence (pas/min) en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée :  $*p < 0,05$  ;  $**p < 0,01$ ).



Tableau IV.11. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la cadence normalisée  $\phi$  : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans         | 6-7 ans  | 8-9 ans         | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes         |
|-----------|-----------------|----------|-----------------|-----------|-----------|-----------------|
| 1-5 ans   |                 | 0,492044 | 0,171772        | 0,572484  | 0,988417  | <b>0,034344</b> |
| 6-7 ans   | 0,492044        |          | 0,062681        | 0,909745  | 0,562476  | 0,259026        |
| 8-9 ans   | 0,171772        | 0,062681 |                 | 0,079142  | 0,259930  | <b>0,001386</b> |
| 10-11 ans | 0,572484        | 0,909745 | 0,079142        |           | 0,632572  | 0,206554        |
| 12-13 ans | 0,988417        | 0,562476 | 0,259930        | 0,632572  |           | 0,104397        |
| Adultes   | <b>0,034344</b> | 0,259026 | <b>0,001386</b> | 0,206554  | 0,104397  |                 |

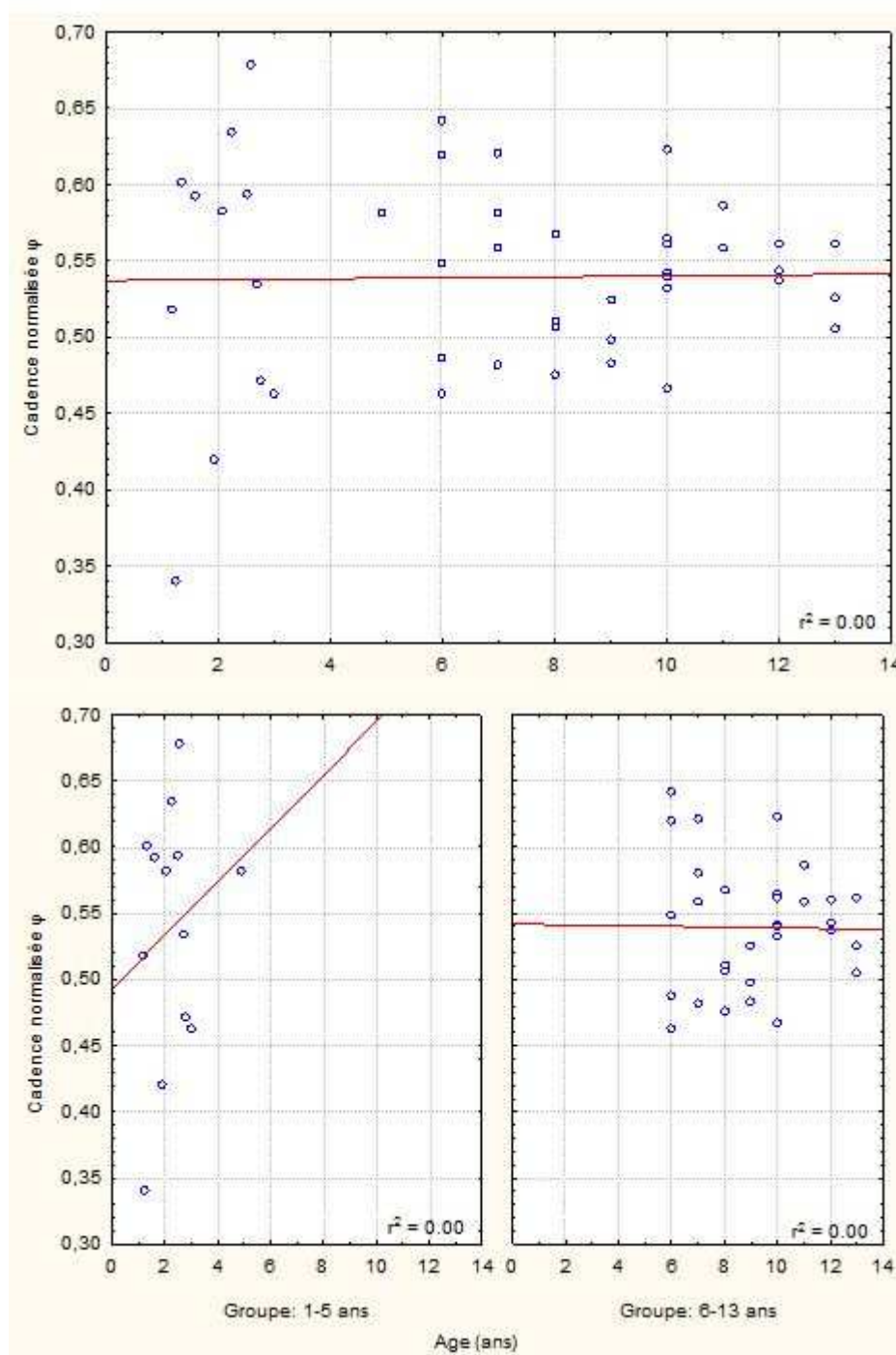


Figure IV.8. Nuages de points représentant la cadence normalisée  $\phi$  en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.12. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la vitesse (cm/s) : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,000308 | 0,001893 | 0,000004  | 0,000015  | 0,000000 |
| 6-7 ans   | 0,000308 |          | 0,683313 | 0,261720  | 0,212997  | 0,000504 |
| 8-9 ans   | 0,001893 | 0,683313 |          | 0,136421  | 0,115374  | 0,000169 |
| 10-11 ans | 0,000004 | 0,261720 | 0,136421 |           | 0,807120  | 0,024613 |
| 12-13 ans | 0,000015 | 0,212997 | 0,115374 | 0,807120  |           | 0,096206 |
| Adultes   | 0,000000 | 0,000504 | 0,000169 | 0,024613  | 0,096206  |          |

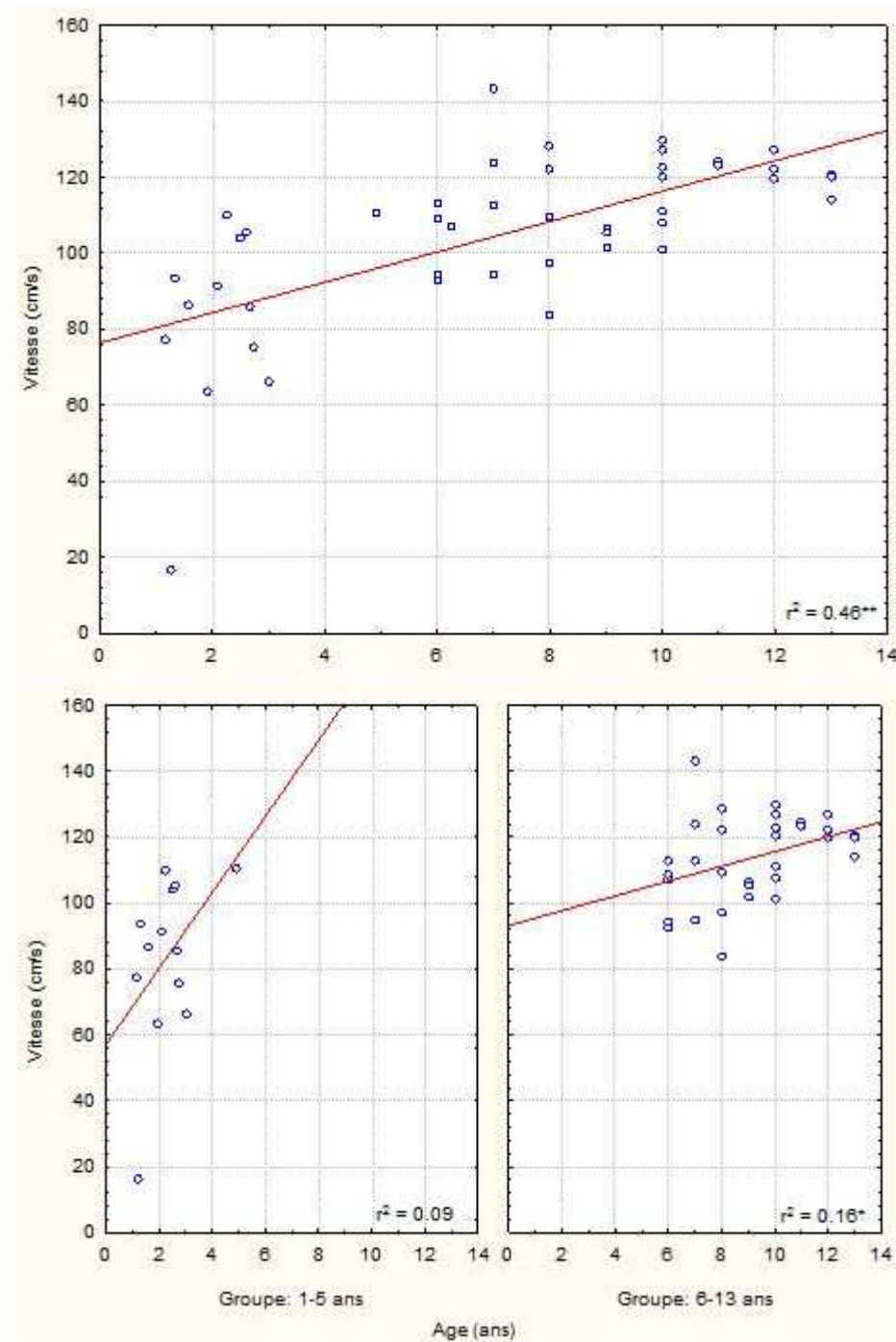


Figure IV.9. Nuages de points représentant la vitesse (cm/s) en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.13. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour la vitesse normalisée  $\beta$  : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,341924 | 0,936859 | 0,460973  | 0,670105  | 0,238068 |
| 6-7 ans   | 0,341924 |          | 0,437719 | 0,843276  | 0,700011  | 0,989725 |
| 8-9 ans   | 0,936859 | 0,437719 |          | 0,558355  | 0,746283  | 0,362529 |
| 10-11 ans | 0,460973 | 0,843276 | 0,558355 |           | 0,834732  | 0,821548 |
| 12-13 ans | 0,670105 | 0,700011 | 0,746283 | 0,834732  |           | 0,664418 |
| Adultes   | 0,238068 | 0,989725 | 0,362529 | 0,821548  | 0,664418  |          |

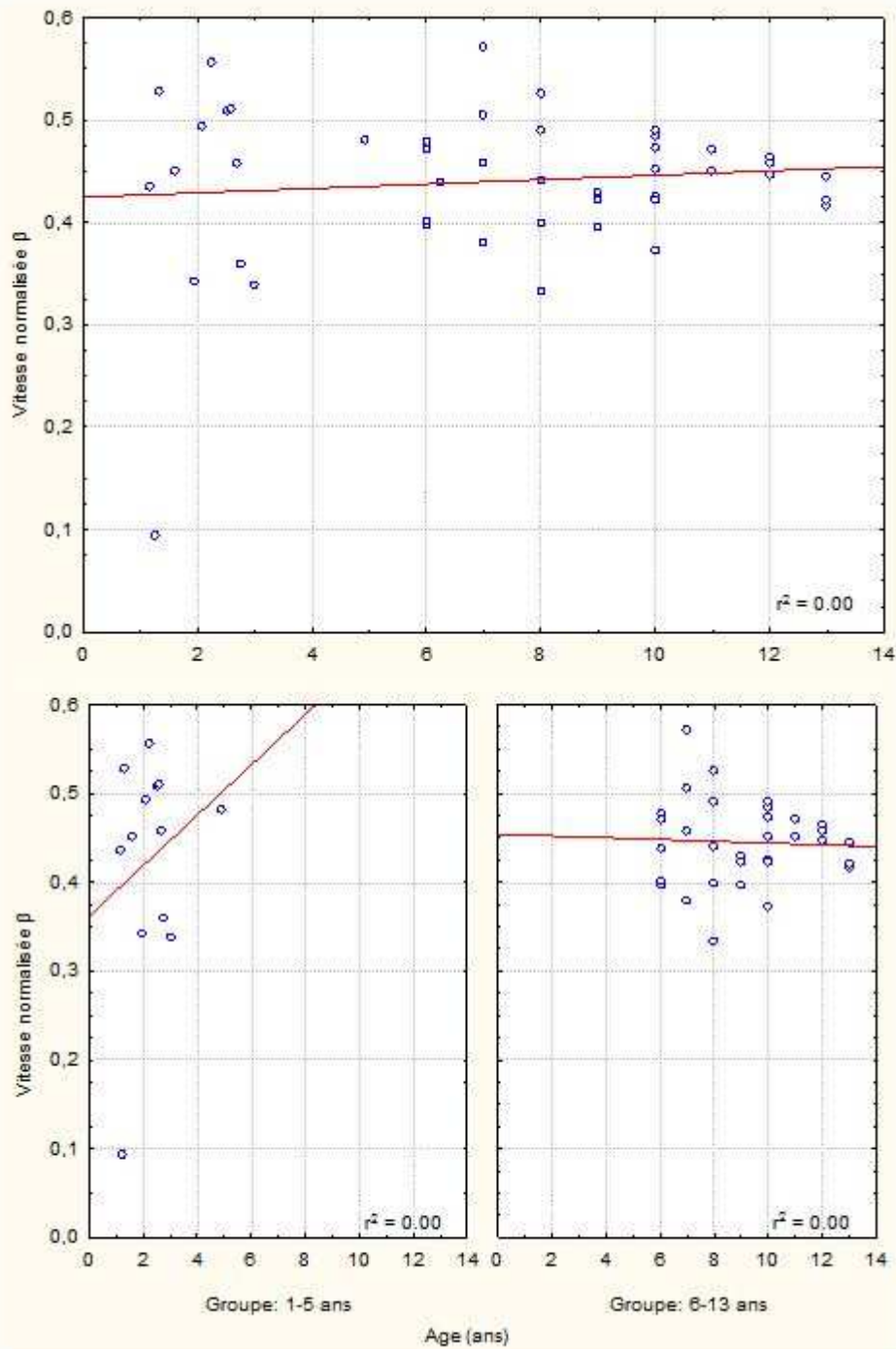


Figure IV.10. Nuages de points représentant la vitesse normalisée  $\beta$  en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.14. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour le Walk Ratio : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   |          | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000  | 0,000000  | 0,000000 |
| 6-7 ans   | 0,000000 |          | 0,005521 | 0,000277  | 0,000000  | 0,000000 |
| 8-9 ans   | 0,000000 | 0,005521 |          | 0,391485  | 0,004842  | 0,000000 |
| 10-11 ans | 0,000000 | 0,000277 | 0,391485 |           | 0,031687  | 0,000005 |
| 12-13 ans | 0,000000 | 0,000000 | 0,004842 | 0,031687  |           | 0,089908 |
| Adultes   | 0,000000 | 0,000000 | 0,000000 | 0,000005  | 0,089908  |          |

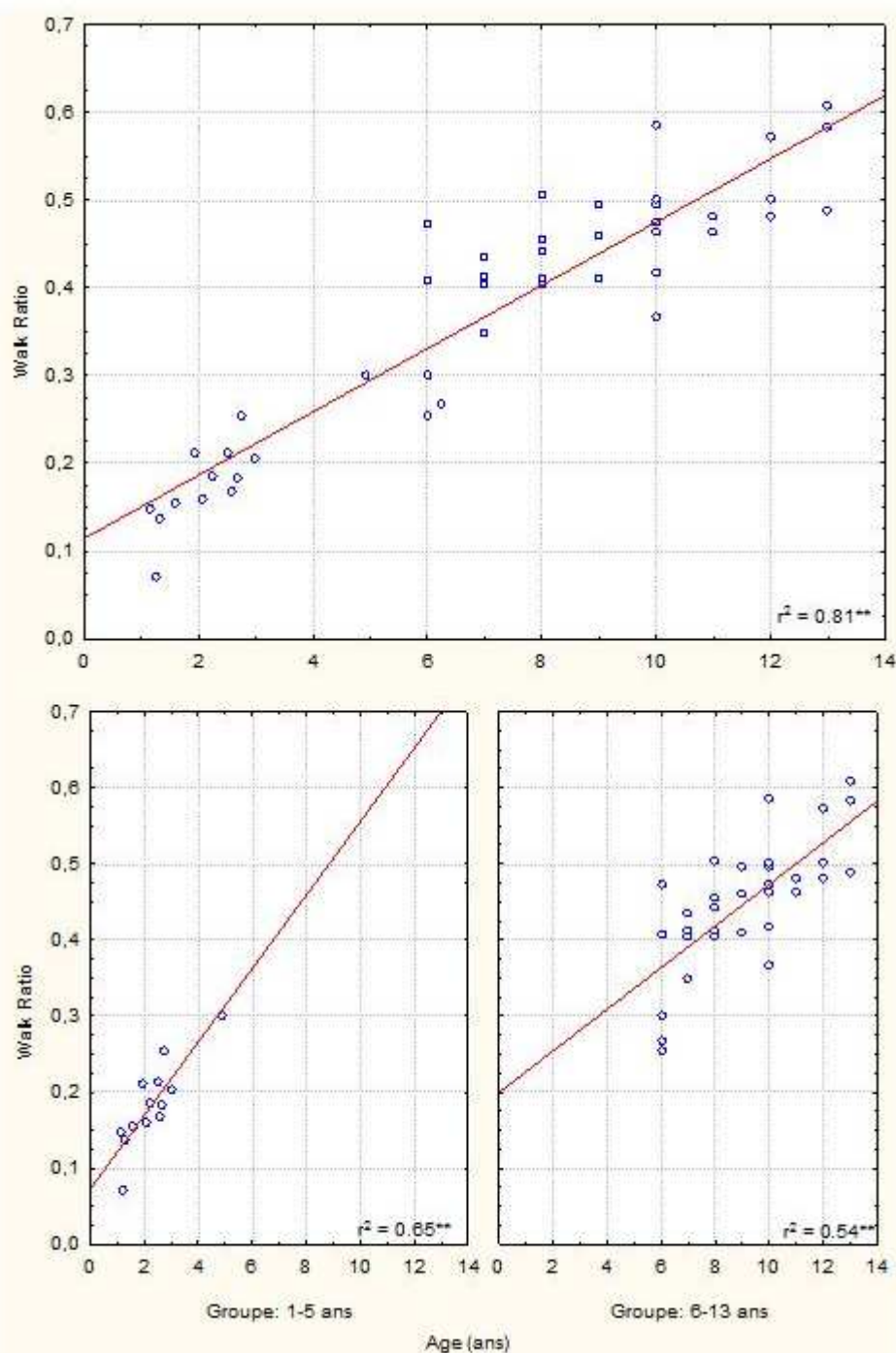


Figure IV.11. Nuages de points représentant le Walk Ratio en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau IV.15. Résultats des tests post-hoc (LSD de Fisher) pour le Walk Ratio normalisé  $WR_{LL}$  : la couleur rouge indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre deux groupes.

| Groupes   | 1-5 ans  | 6-7 ans  | 8-9 ans  | 10-11 ans | 12-13 ans | Adultes  |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|-----------|----------|
| 1-5 ans   | ///      | 0,398201 | 0,005357 | 0,630127  | 0,364741  | 0,179207 |
| 6-7 ans   | 0,398201 | ///      | 0,060874 | 0,736992  | 0,877249  | 0,036200 |
| 8-9 ans   | 0,005357 | 0,060874 | ///      | 0,028914  | 0,122389  | 0,000056 |
| 10-11 ans | 0,630127 | 0,736992 | 0,028914 | ///       | 0,649386  | 0,087885 |
| 12-13 ans | 0,364741 | 0,877249 | 0,122389 | 0,649386  | ///       | 0,048499 |
| Adultes   | 0,179207 | 0,036200 | 0,000056 | 0,087885  | 0,048499  | ///      |

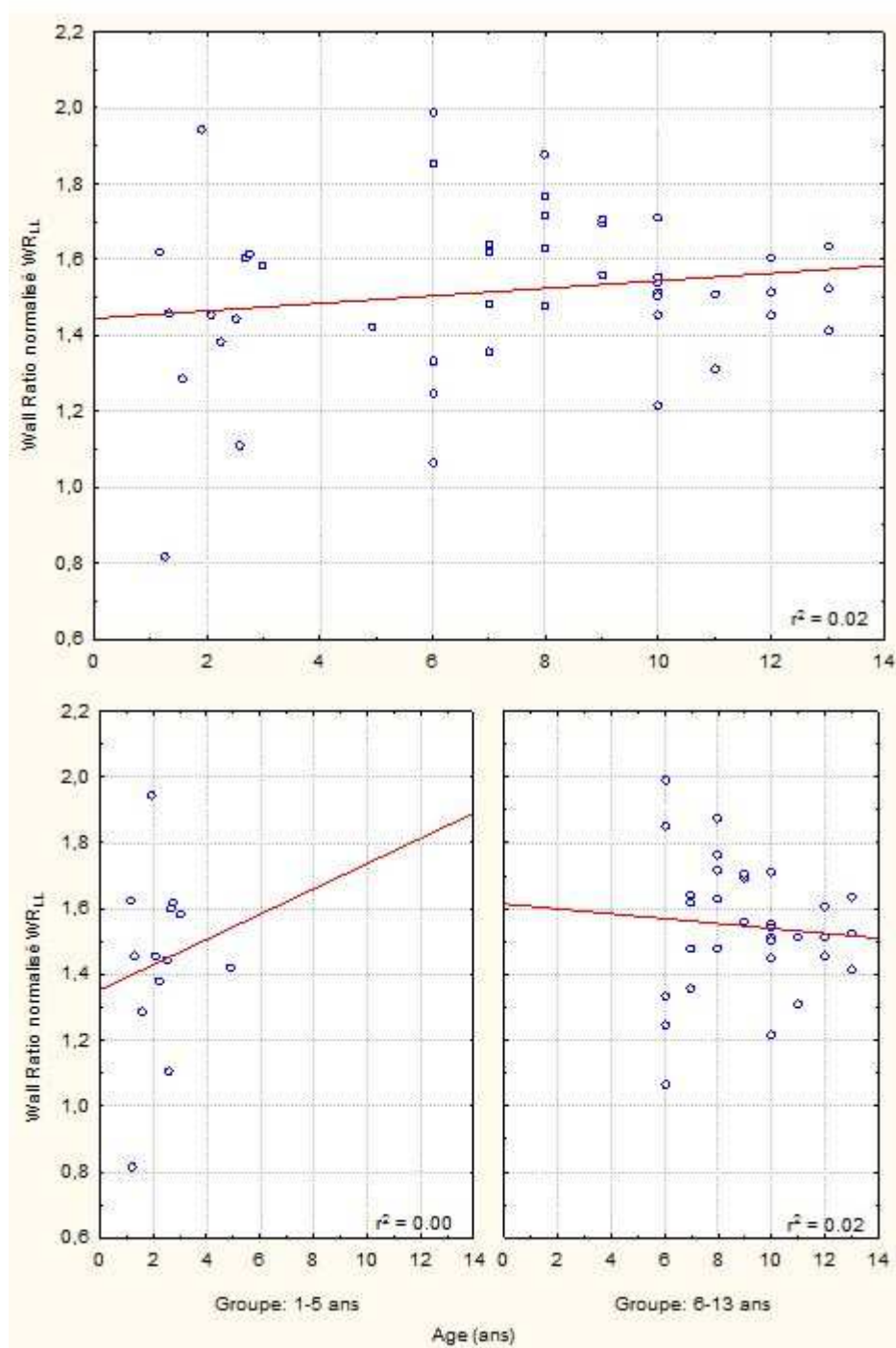


Figure IV.12. Nuages de points représentant le Walk Ratio normalisé  $WR_{LL}$  en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

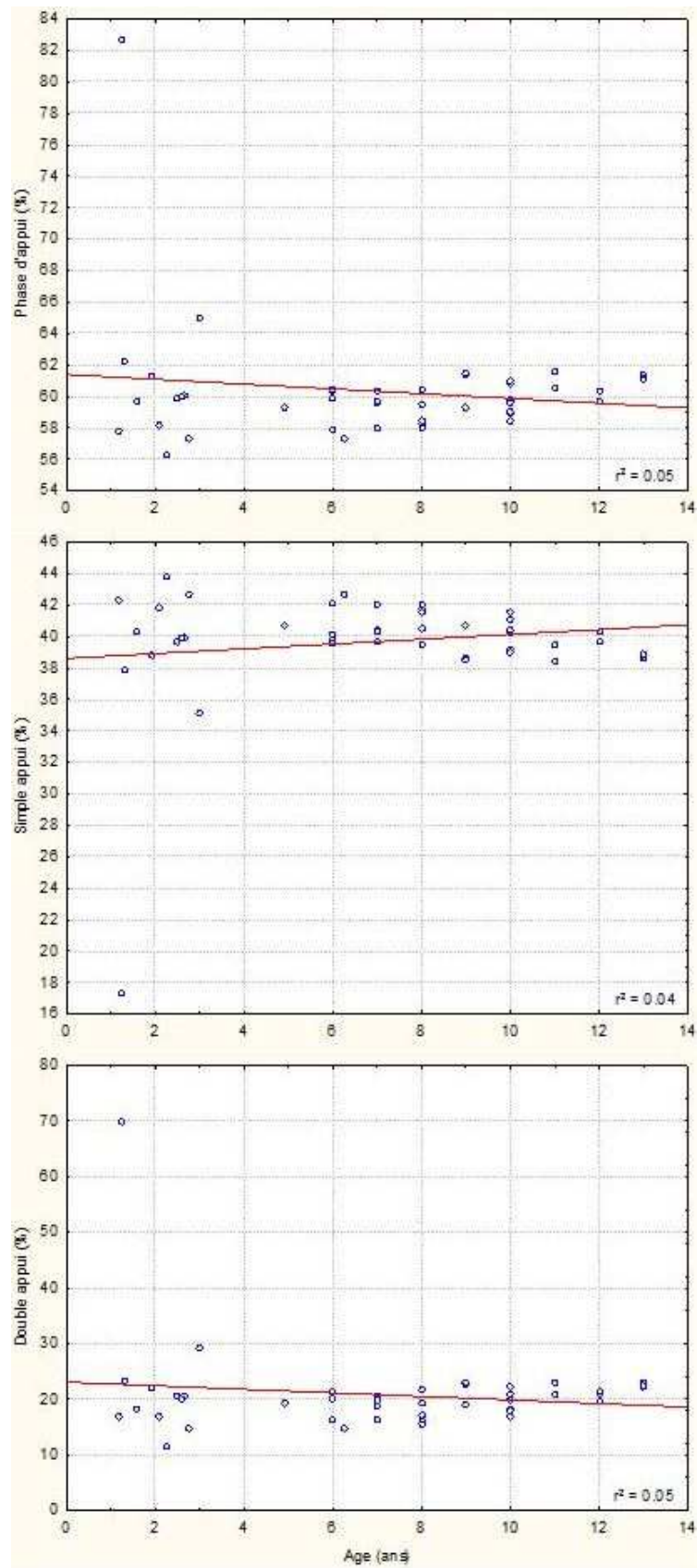


Figure IV.13. Nuages de points représentant les phases d'appui, de simple appui et de double appui (% du cycle de marche) en fonction de l'âge et coefficient de détermination de la relation linéaire (corrélacion indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

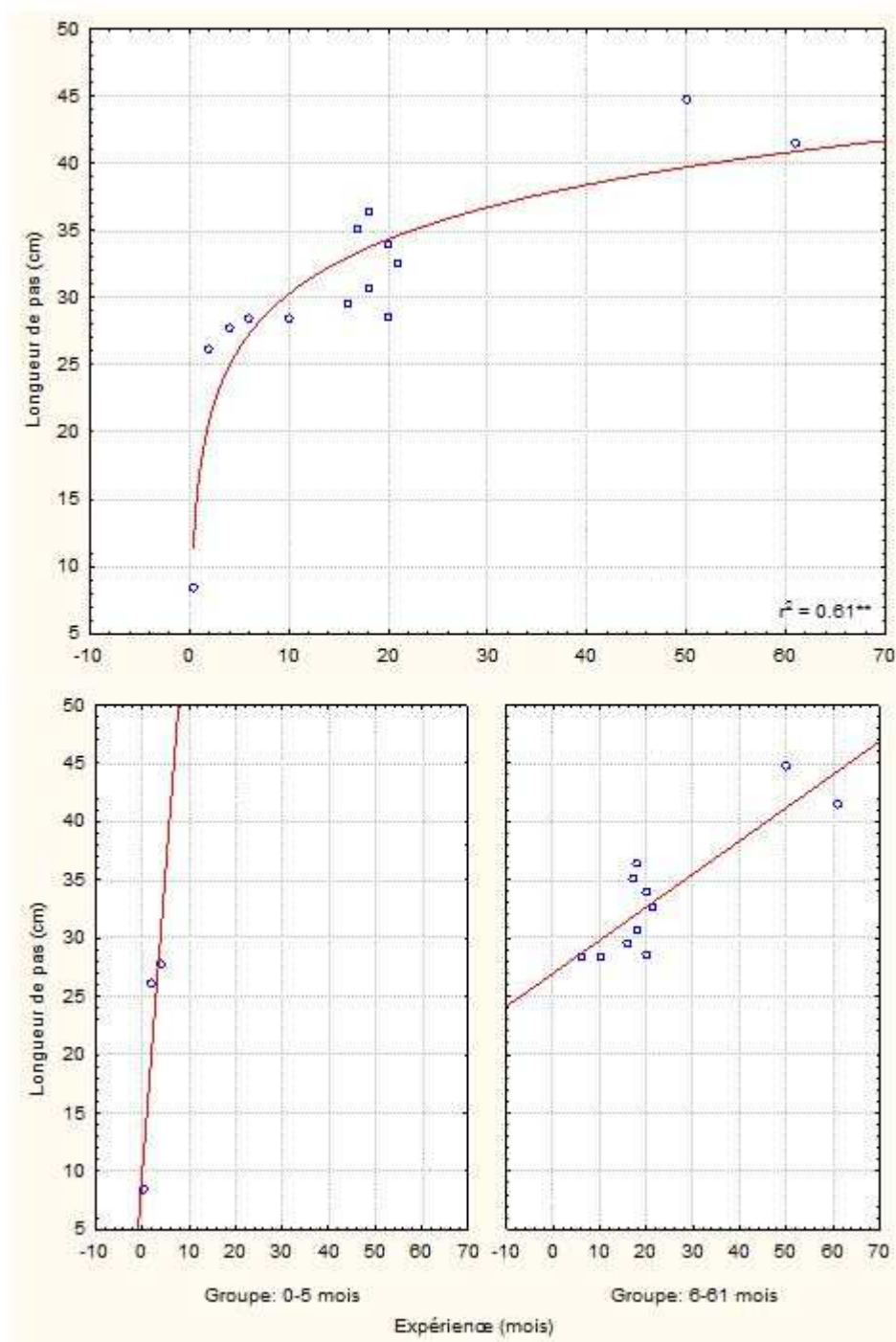


Figure IV.16. Nuages de points représentant la longueur de pas (cm) en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélations indiquées : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

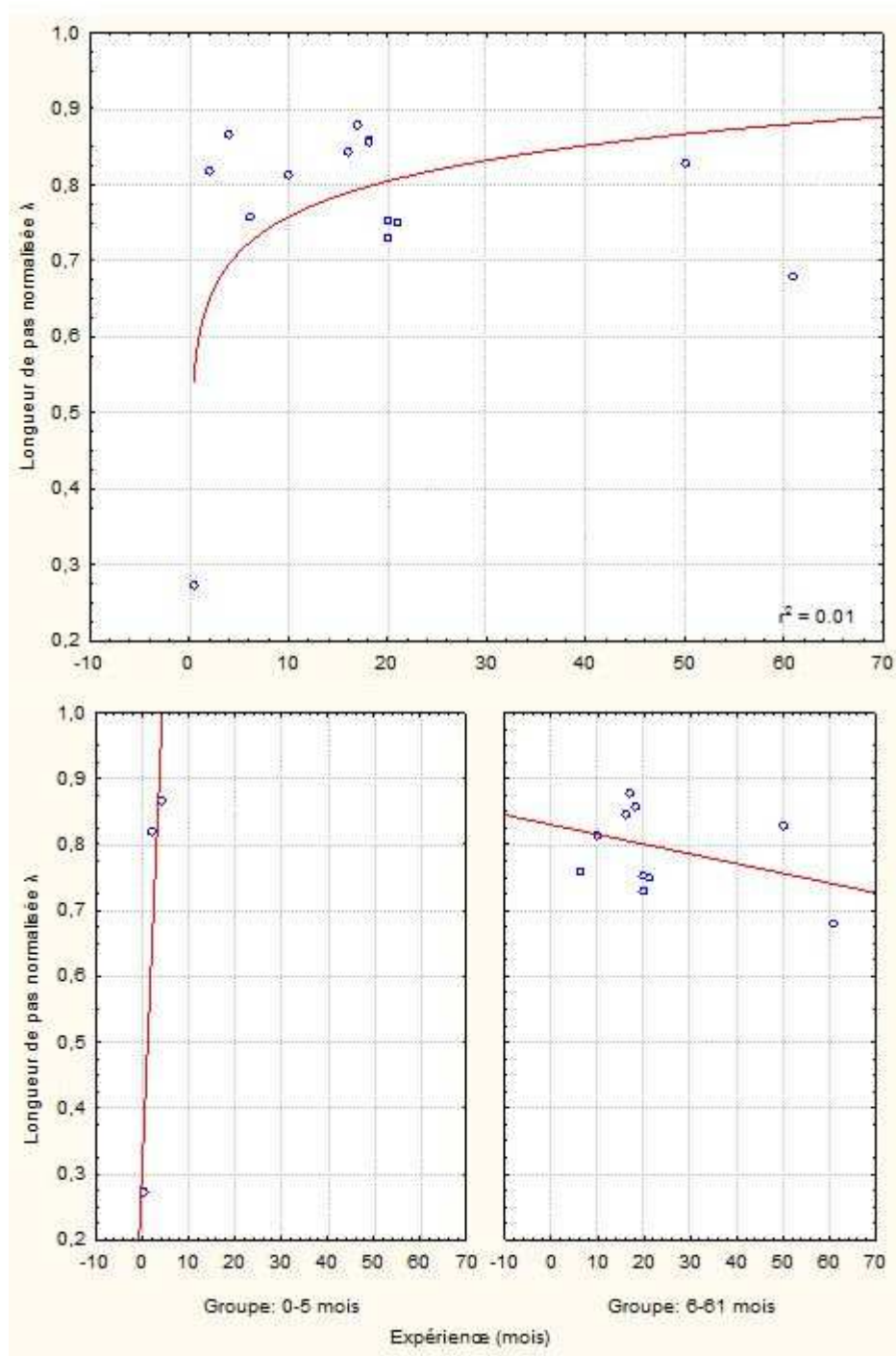


Figure IV.17. Nuages de points représentant la longueur de pas normalisée  $\lambda$  en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélacion indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).



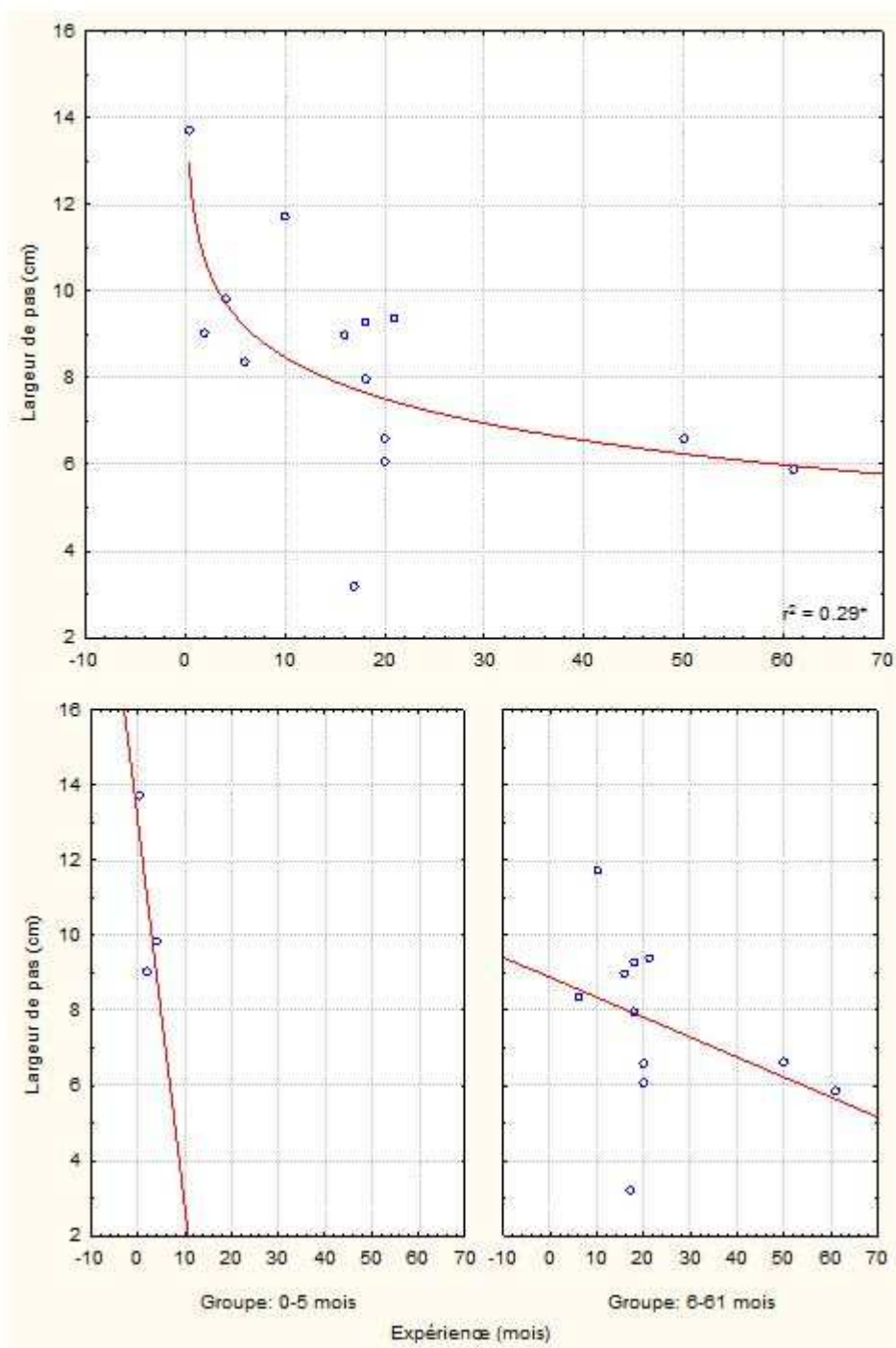


Figure IV.18. Nuages de points représentant la largeur de pas (cm) en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélacion indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

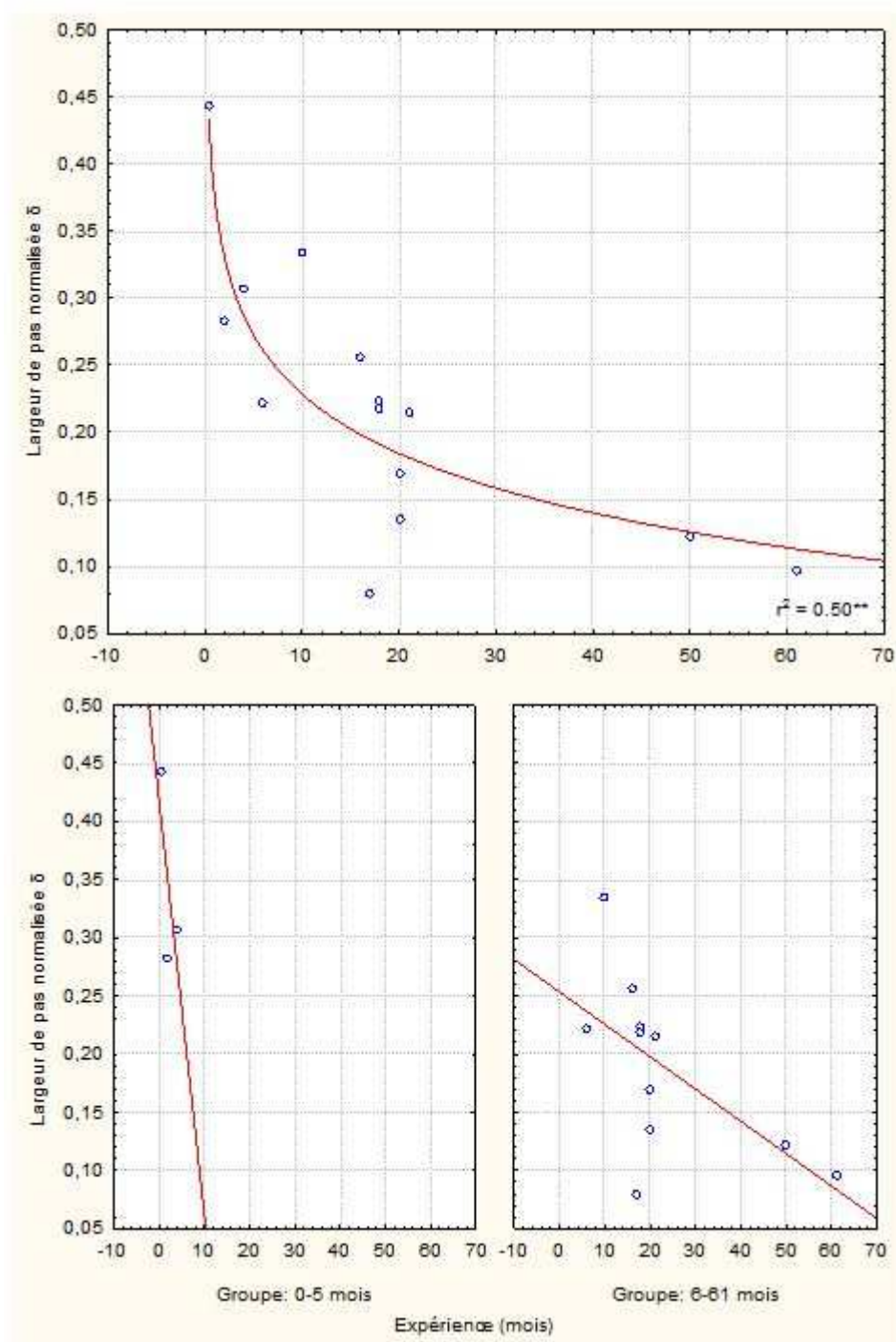


Figure IV.19. Nuages de points représentant la largeur de pas normalisée  $\delta$  en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

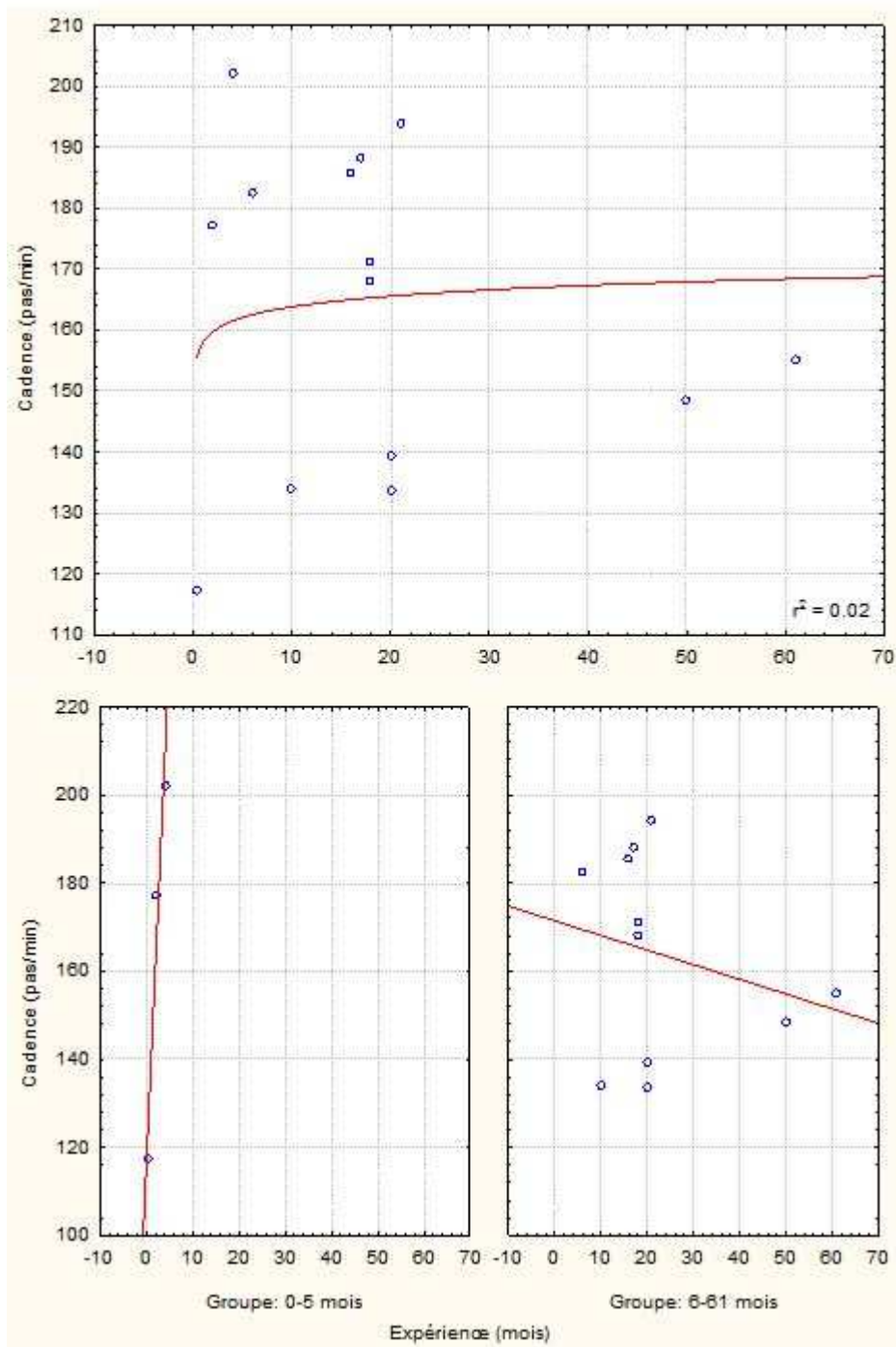


Figure IV.20. Nuages de points représentant la cadence (pas/min) en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélacion indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

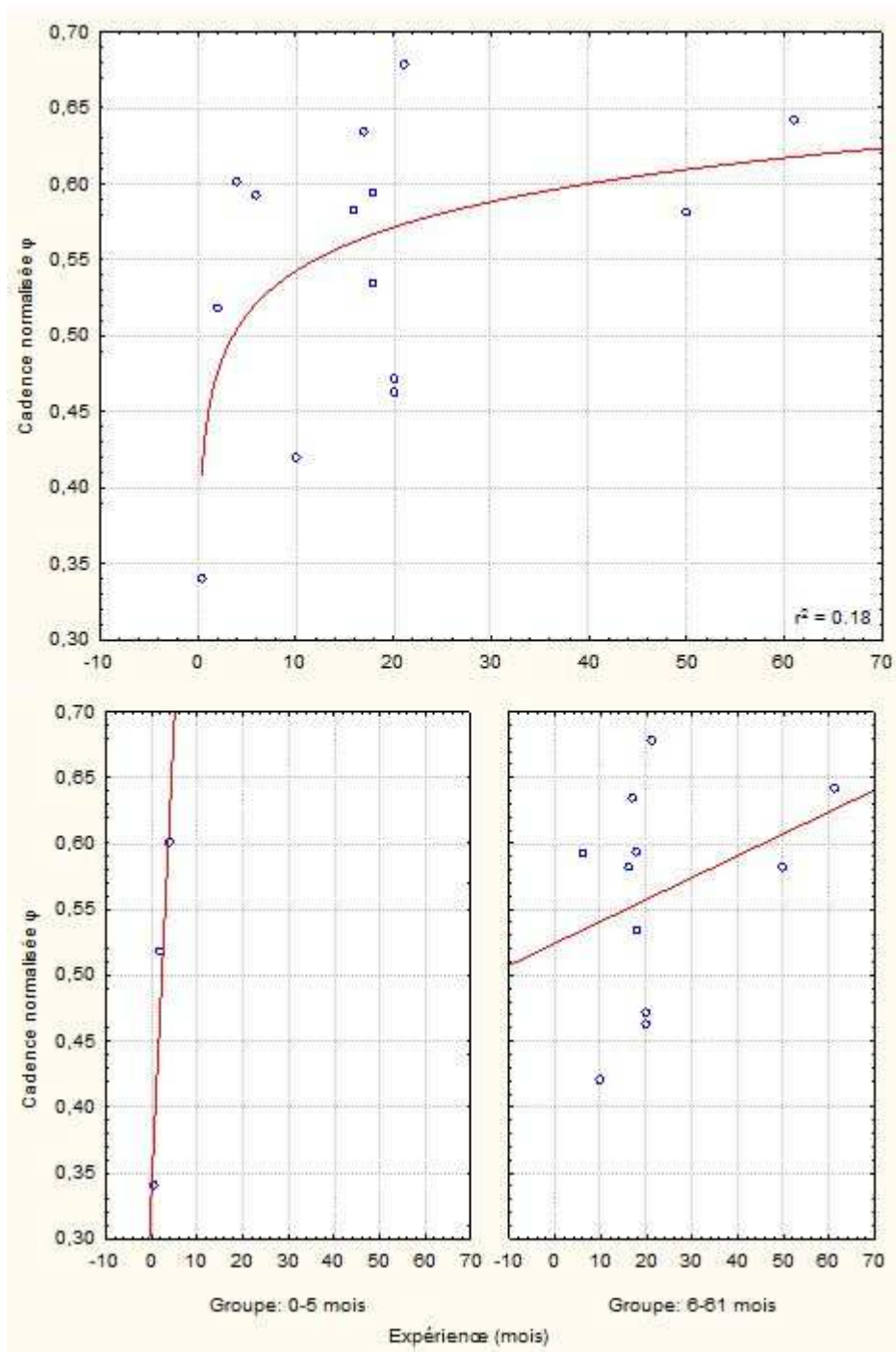


Figure IV.21. Nuages de points représentant la cadence normalisée  $\psi$  en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

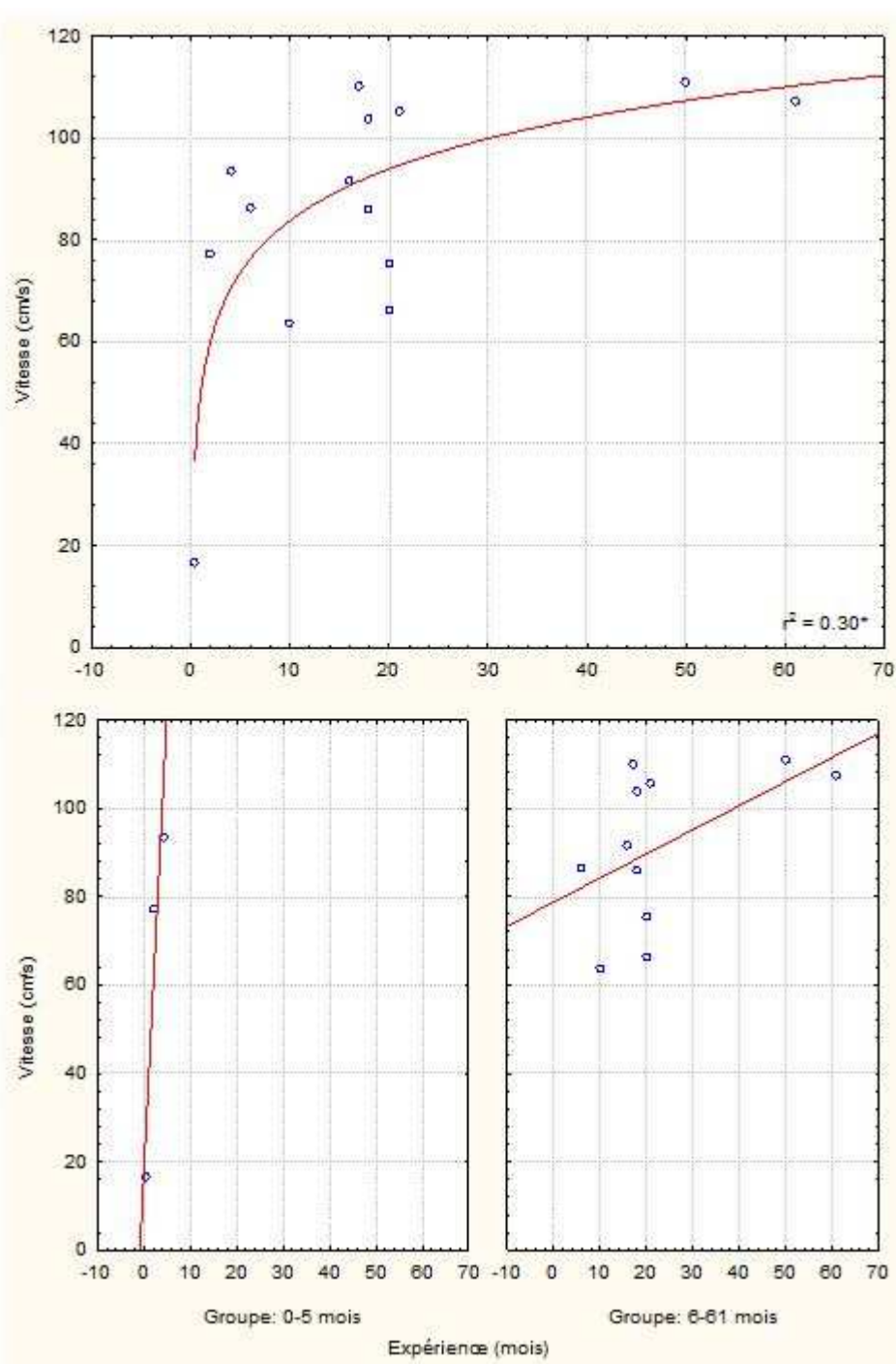


Figure IV.22. Nuages de points représentant la vitesse (cm/s) en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

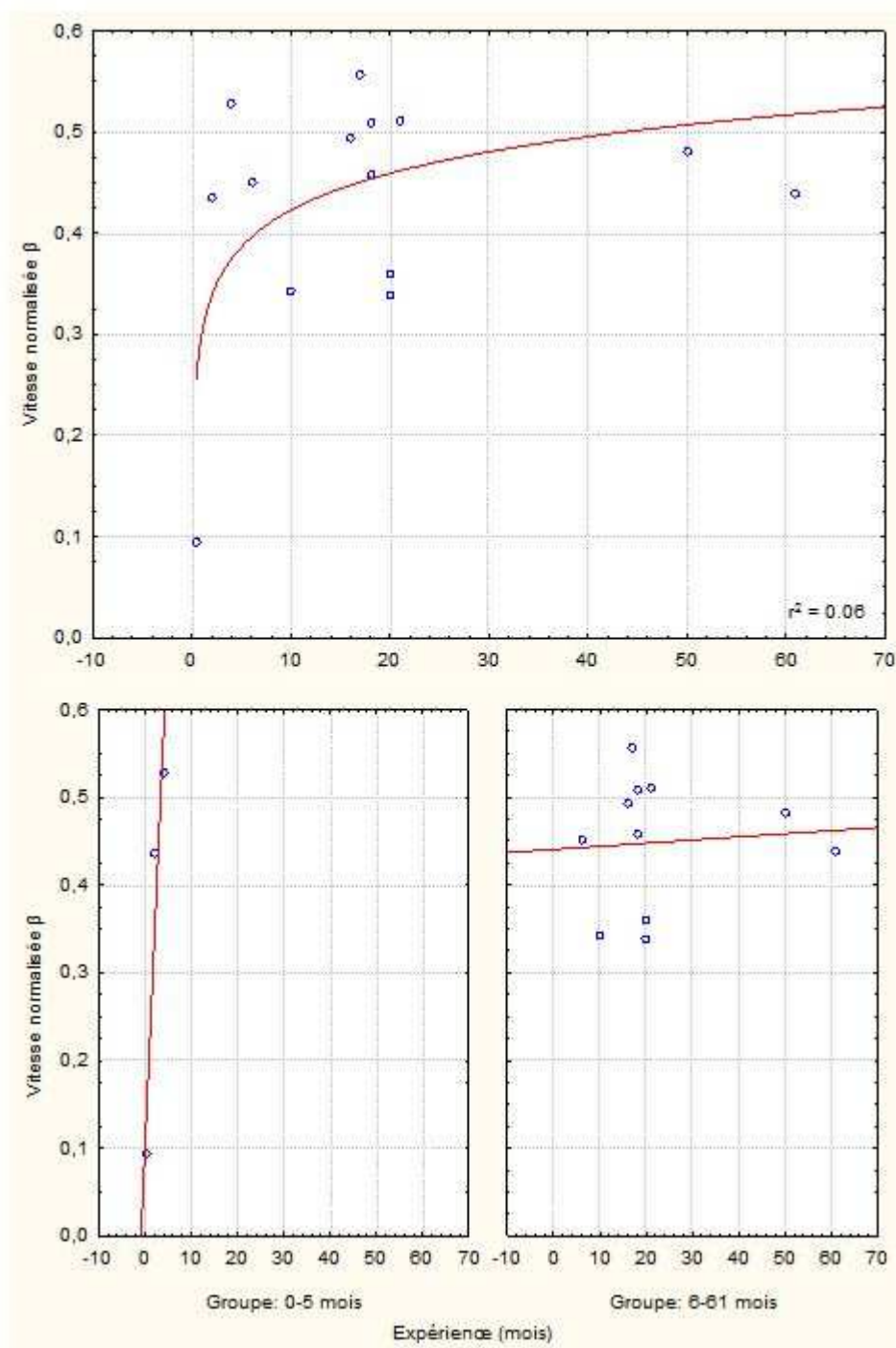


Figure IV.23. Nuages de points représentant la vitesse normalisée  $\beta$  en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

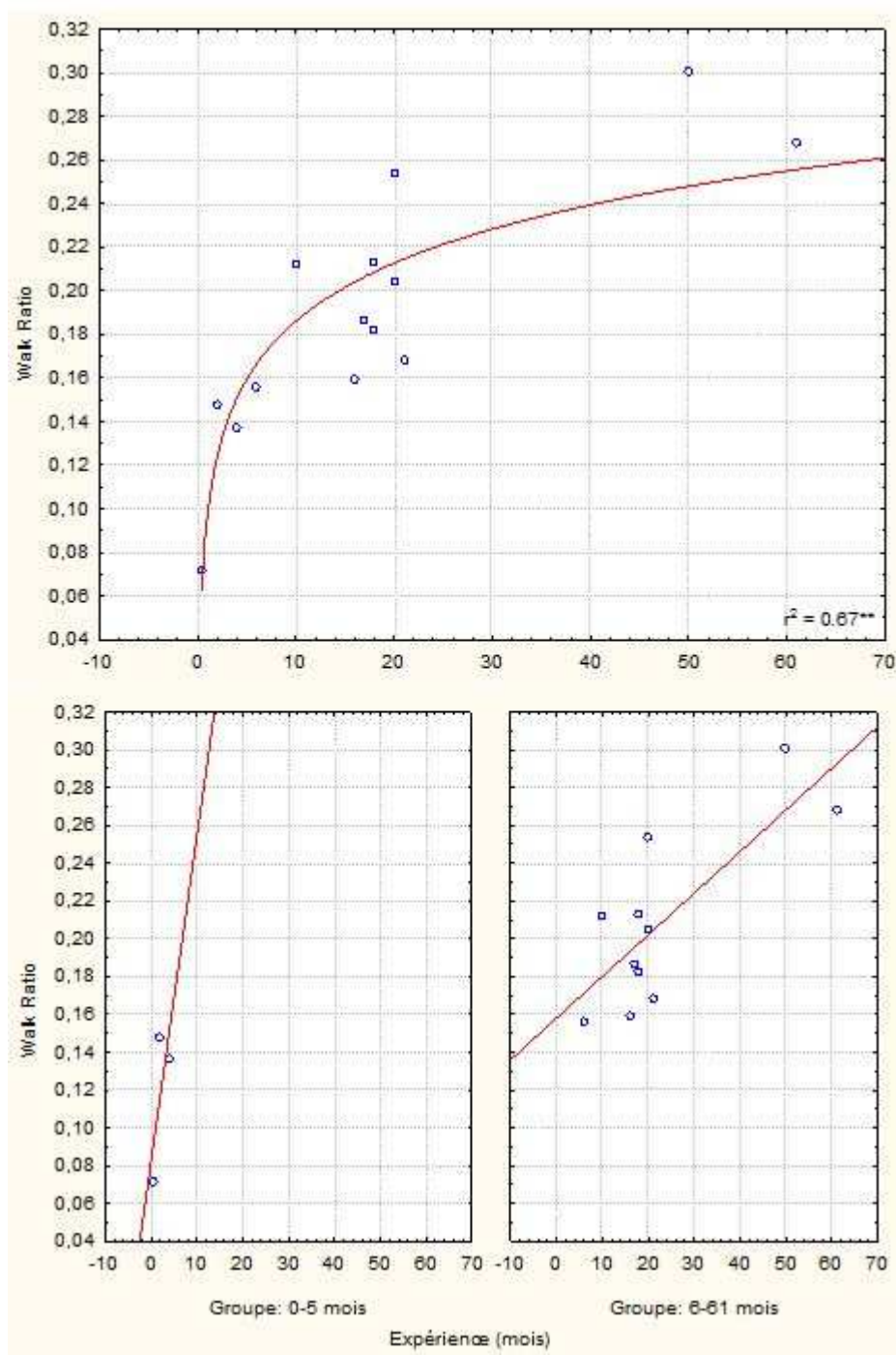


Figure IV.24. Nuages de points représentant le Walk Ratio en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélacion indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

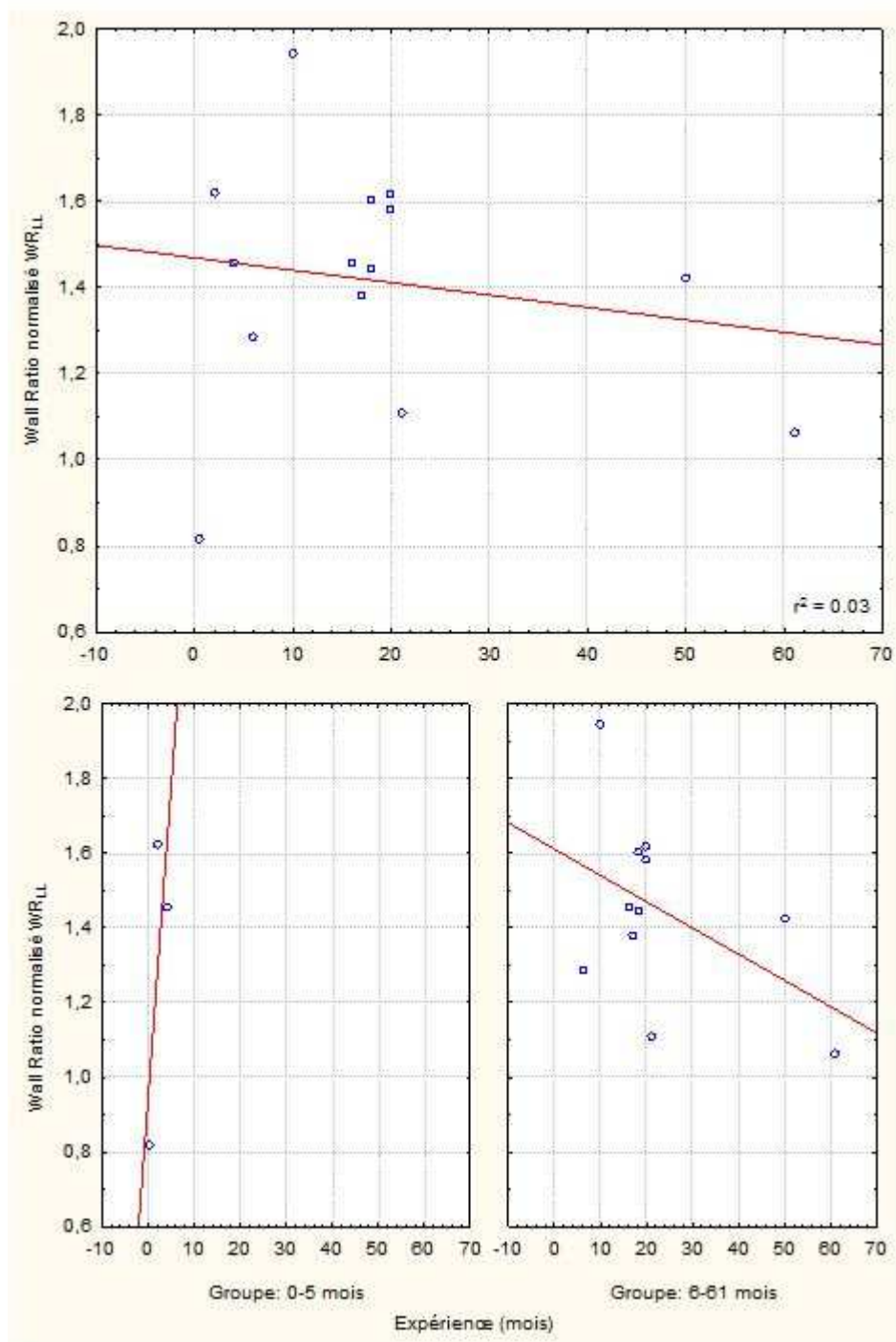


Figure IV.25. Nuages de points représentant le Walk Ratio normalisé  $WR_{LL}$  en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique (en haut) ou linéaire (en bas) est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).



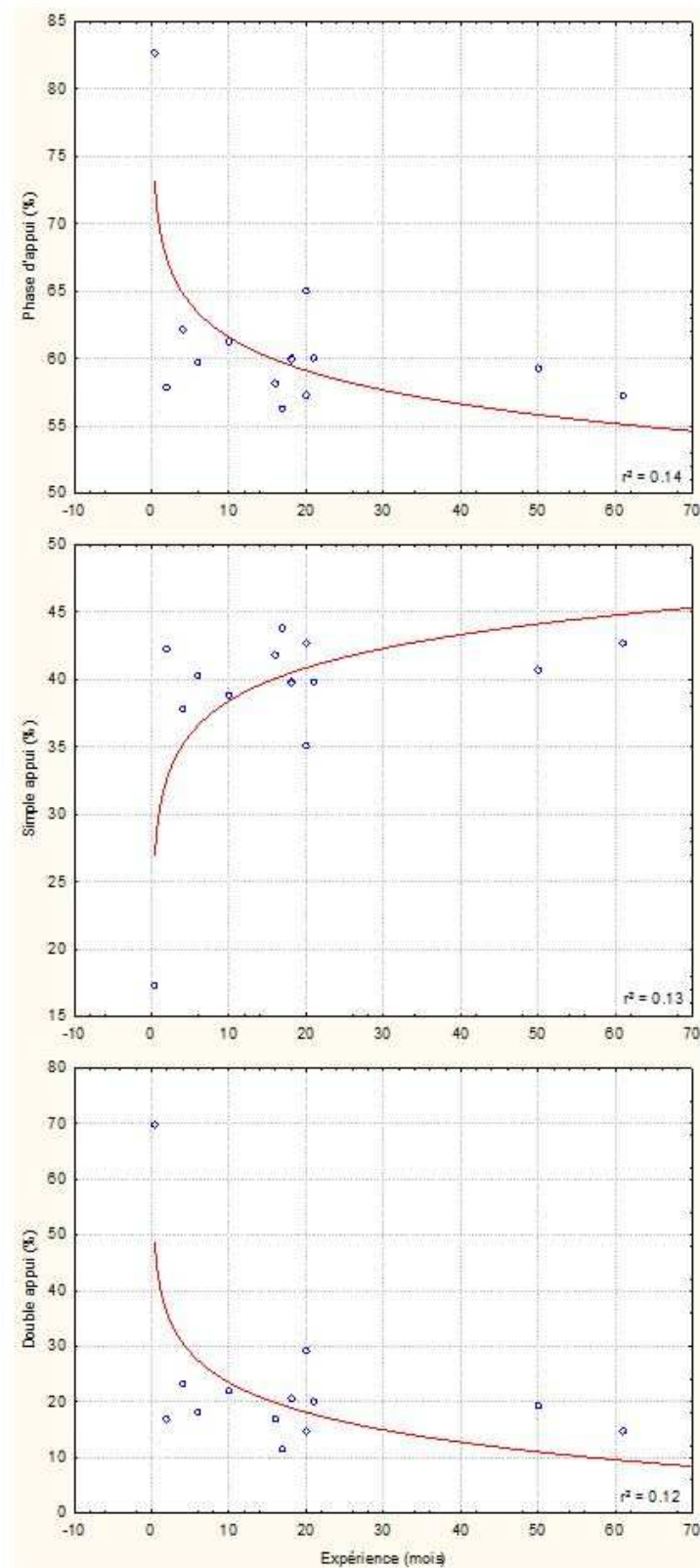


Figure IV.26. Nuages de points représentant les phases d'appui, de simple appui et de double appui (% du cycle de marche) en fonction de l'expérience de marche en mois. Un ajustement logarithmique est présenté (courbes rouges) et un coefficient de détermination est indiqué pour une relation linéaire dans l'ensemble des enfants (corrélation indiquée : \* $p < 0,05$  ; \*\* $p < 0,01$ ).

Tableau V.1. Ensemble des données relatives à l'expérimentation A.

| Série de données | Date de naissance | Date de l'EMFG | Date de l'AQMS | Délais EMFG/AQMS | Age lors de l'AQMS          | EMFG (D+E) | FAPS | GVI   |
|------------------|-------------------|----------------|----------------|------------------|-----------------------------|------------|------|-------|
| A1               | 16/06/1996        | 05/09/2007     | 04/09/2007     | -1               | 11 ans, 2 mois et 19 jours  | 90,01      | 72   | 76,91 |
| A2               | 21/09/1998        | 22/06/2009     | 23/06/2009     | 1                | 10 ans, 9 mois et 2 jours   | 67,63      | 81   | 66,42 |
| A3               | 12/08/1996        | 11/09/2008     | 11/09/2008     | 0                | 12 ans, 0 mois et 30 jours  | 98,02      | 84   | 72,63 |
| A4               | 12/08/1996        | 04/10/2007     | 04/10/2007     | 0                | 11 ans, 1 mois et 22 jours  | 98,02      | 81   | 75,80 |
| A5               | 12/08/1996        | 11/12/2007     | 11/12/2007     | 0                | 11 ans, 3 mois et 29 jours  | 98,61      | 74   | 75,83 |
| A6               | 12/08/1996        | 05/06/2009     | 05/06/2009     | 0                | 12 ans, 9 mois et 24 jours  | 98,02      | 93   | 78,74 |
| A7               | 06/08/1995        | 17/04/2007     | 17/04/2007     | 0                | 11 ans, 8 mois et 11 jours  | 85,95      | 91   | 80,79 |
| A8               | 10/01/1999        | 07/05/2009     | 07/05/2009     | 0                | 10 ans, 3 mois et 27 jours  | 97,92      | 85   | 72,88 |
| A9               | 05/09/1994        | 15/05/2009     | 15/05/2009     | 0                | 14 ans, 8 mois et 10 jours  | 100,00     | 90   | 84,98 |
| A10              | 05/09/1994        | 03/04/2008     | 03/04/2008     | 0                | 13 ans, 6 mois et 29 jours  | 97,92      | 99   | 91,27 |
| A11              | 13/11/1994        | 18/12/2008     | 18/12/2008     | 0                | 14 ans, 1 mois et 5 jours   | 97,33      | 95   | 75,72 |
| A12              | 13/11/1994        | 07/10/2008     | 07/10/2008     | 0                | 13 ans, 10 mois et 24 jours | 97,92      | 100  | 79,66 |
| A13              | 13/11/1994        | 11/12/2009     | 11/12/2009     | 0                | 15 ans, 0 mois et 28 jours  | 97,92      | 94   | 82,11 |
| A14              | 06/05/1998        | 20/10/2009     | 19/10/2009     | -1               | 11 ans, 5 mois et 13 jours  | 87,23      | 68   | 62,03 |
| A15              | 30/01/1998        | 03/04/2008     | 03/04/2008     | 0                | 10 ans, 2 mois et 4 jours   | 84,78      | 84   | 74,49 |
| A16              | 30/01/1998        | 17/04/2009     | 17/04/2009     | 0                | 11 ans, 2 mois et 18 jours  | 87,34      | 86   | 75,26 |
| A17              | 30/01/1998        | 11/02/2011     | 11/02/2011     | 0                | 13 ans, 0 mois et 12 jours  | 89,10      | 89   | 84,04 |
| A18              | 17/01/1994        | 08/04/2009     | 08/04/2009     | 0                | 15 ans, 2 mois et 22 jours  | 72,70      | 86   | 69,89 |
| A19              | 13/10/1996        | 19/06/2008     | 19/06/2008     | 0                | 11 ans, 8 mois et 6 jours   | 94,76      | 93   | 78,69 |
| A20              | 28/07/1994        | 03/04/2008     | 03/04/2008     | 0                | 13 ans, 8 mois et 6 jours   | 70,30      | 94   | 78,48 |
| A21              | 28/07/1994        | 24/01/2008     | 24/01/2008     | 0                | 13 ans, 5 mois et 140 jours | 72,38      | 95   | 80,36 |
| A22              | 06/09/1991        | 05/11/2009     | 06/11/2009     | 1                | 18 ans, 2 mois et 0 jour    | 90,71      | 93   | 77,93 |
| A23              | 06/09/1991        | 17/02/2011     | 17/02/2011     | 0                | 19 ans, 5 mois et 11 jours  | 89,53      | 93   | 96,26 |
| A24              | 07/08/1994        | 22/07/2008     | 22/07/2008     | 0                | 13 ans, 11 mois et 15 jours | 81,41      | 96   | 81,90 |
| A25              | 07/08/1994        | 29/10/2008     | 28/10/2008     | -1               | 14 ans, 2 mois et 21 jours  | 82,00      | 99   | 88,47 |
| A26              | 20/02/1996        | 09/10/2008     | 09/10/2008     | 0                | 12 ans, 7 mois et 19 jours  | 70,41      | 64   | 93,20 |
| A27              | 13/03/1997        | 12/11/2008     | 10/11/2008     | -2               | 11 ans, 7 mois et 28 jours  | 62,87      | 83   | 74,30 |

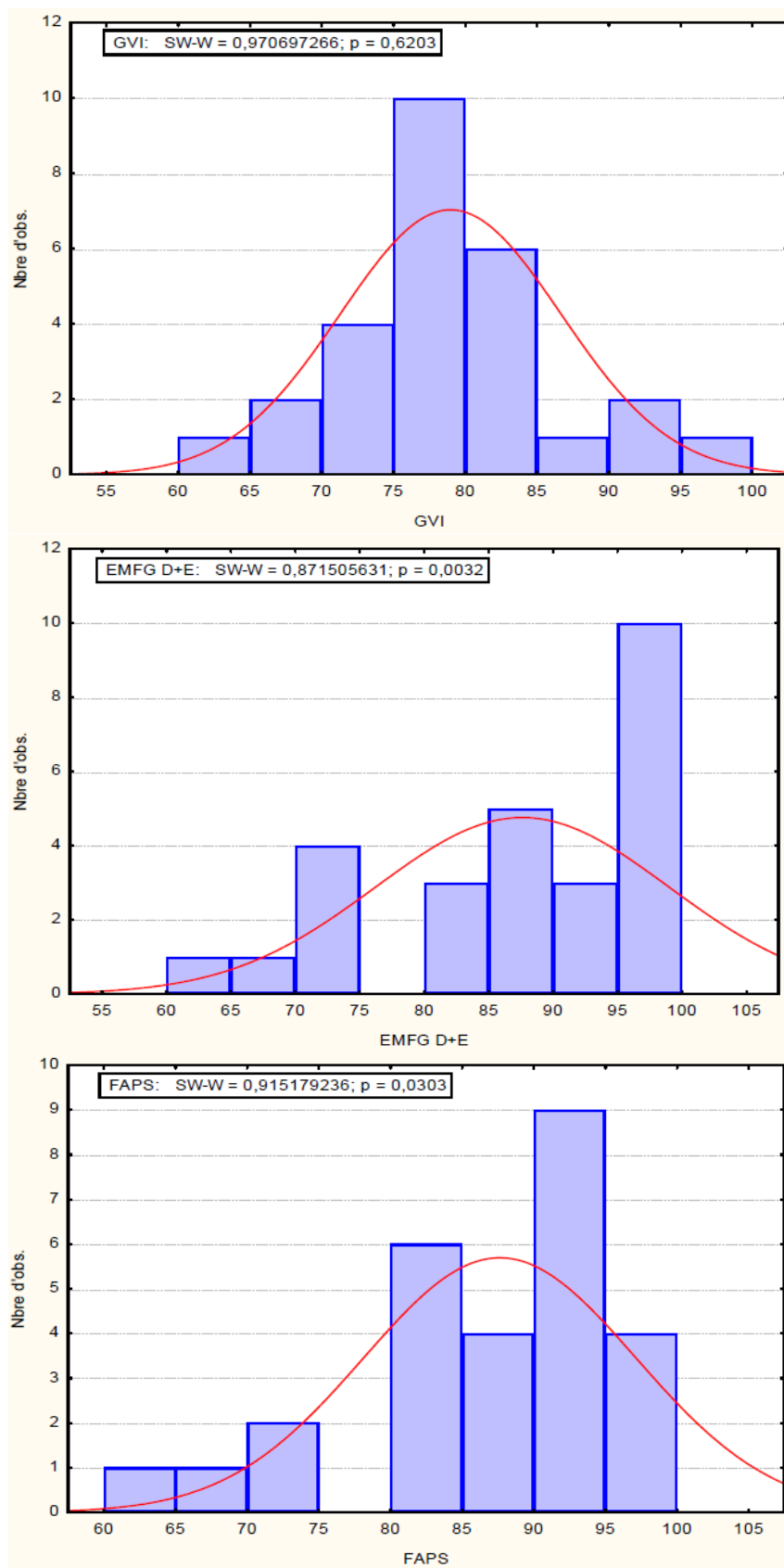


Figure V.1. Test de la normalité des distributions du GVI, de l'EMFG (D+E) et du FAPS pour les données de l'expérience A.

Tableau V.3. Ensemble des données relatives à l'expérimentation B.

| Série de données | Date de naissance | Date de l'AQM | Age lors de l'AQM           | GGI | GDI   | FAPS | GVI    |
|------------------|-------------------|---------------|-----------------------------|-----|-------|------|--------|
| B1               | 09/11/1996        | 30/09/2009    | 12 ans, 10 mois et 21 jours | 121 | 81,00 | 89   | 85,66  |
| B2               | 11/05/1998        | 30/09/2010    | 12 ans, 4 mois et 19 jours  | 395 | 65,22 | 67   | 72,53  |
| B3               | 08/03/1995        | 06/05/2010    | 15 ans, 1 mois et 28 jours  | 171 | 80,05 | 89   | 71,65  |
| B4               | 24/04/1999        | 25/03/2010    | 10 ans, 11 mois et 1 jour   | 60  | 91,33 | 81   | 78,58  |
| B5               | 09/06/1990        | 19/11/2009    | 19 ans, 5 mois et 10 jours  | 169 | 76,17 | 75   | 76,37  |
| B6               | 24/06/2000        | 07/04/2011    | 10 ans, 9 mois et 14 jours  | 424 | 46,18 | 66   | 65,50  |
| B7               | 10/07/2000        | 22/03/2011    | 10 ans, 8 mois et 12 jours  | 36  | 89,23 | 98   | 92,91  |
| B8               | 26/07/1997        | 24/06/2010    | 12 ans, 10 mois et 29 jours | 61  | 84,43 | 96   | 76,88  |
| B9               | 06/05/1998        | 19/10/2009    | 11 ans, 5 mois et 13 jours  | 612 | 47,80 | 68   | 62,03  |
| B10              | 04/11/1995        | 01/02/2011    | 15 ans, 2 mois et 28 jours  | 83  | 77,98 | 93   | 100,57 |
| B11              | 31/07/1992        | 08/07/2010    | 17 ans, 11 mois et 7 jours  | 25  | 92,86 | 98   | 83,92  |
| B12              | 07/04/1997        | 16/09/2010    | 13 ans, 5 mois et 9 jours   | 166 | 82,46 | 99   | 98,16  |
| B13              | 18/02/1999        | 17/05/2010    | 11 ans, 2 mois et 29 jours  | 105 | 83,34 | 90   | 72,60  |
| B14              | 28/04/1995        | 11/02/2010    | 14 ans, 9 mois et 14 jours  | 66  | 75,15 | 98   | 83,28  |
| B15              | 06/09/1991        | 17/02/2011    | 19 ans, 5 mois et 11 jours  | 109 | 71,01 | 93   | 96,26  |
| B16              | 20/02/1996        | 14/04/2011    | 15 ans, 1 mois et 25 jours  | 248 | 69,80 | 97   | 84,80  |
| B17              | 05/04/1996        | 23/09/2010    | 14 ans, 5 mois et 18 jours  | 57  | 87,31 | 97   | 79,92  |
| B18              | 25/09/1997        | 04/03/2010    | 12 ans, 5 mois et 7 jours   | 125 | 75,5  | 89   | 78,34  |
| B19              | 25/02/1999        | 26/04/2010    | 11 ans, 2 mois et 1 jour    | 38  | 81,92 | 89   | 81,64  |
| B20              | 26/02/2000        | 26/04/2011    | 11 ans, 2 mois et 0 jour    | 47  | 96,91 | 70   | 93,67  |
| B21              | 29/12/1992        | 02/02/2010    | 17 ans, 1 mois et 4 jours   | 329 | 66,32 | 91   | 71,29  |
| B22              | 10/07/1995        | 15/02/2011    | 15 ans, 7 mois et 5 jours   | 128 | 76,76 | 95   | 90,30  |
| B23              | 15/07/1995        | 10/03/2011    | 15 ans, 7 mois et 23 jours  | 98  | 81,42 | 93   | 96,80  |
| B24              | 24/09/1993        | 02/11/2009    | 16 ans, 1 mois et 9 jours   | 311 | 66,53 | 78   | 83,33  |

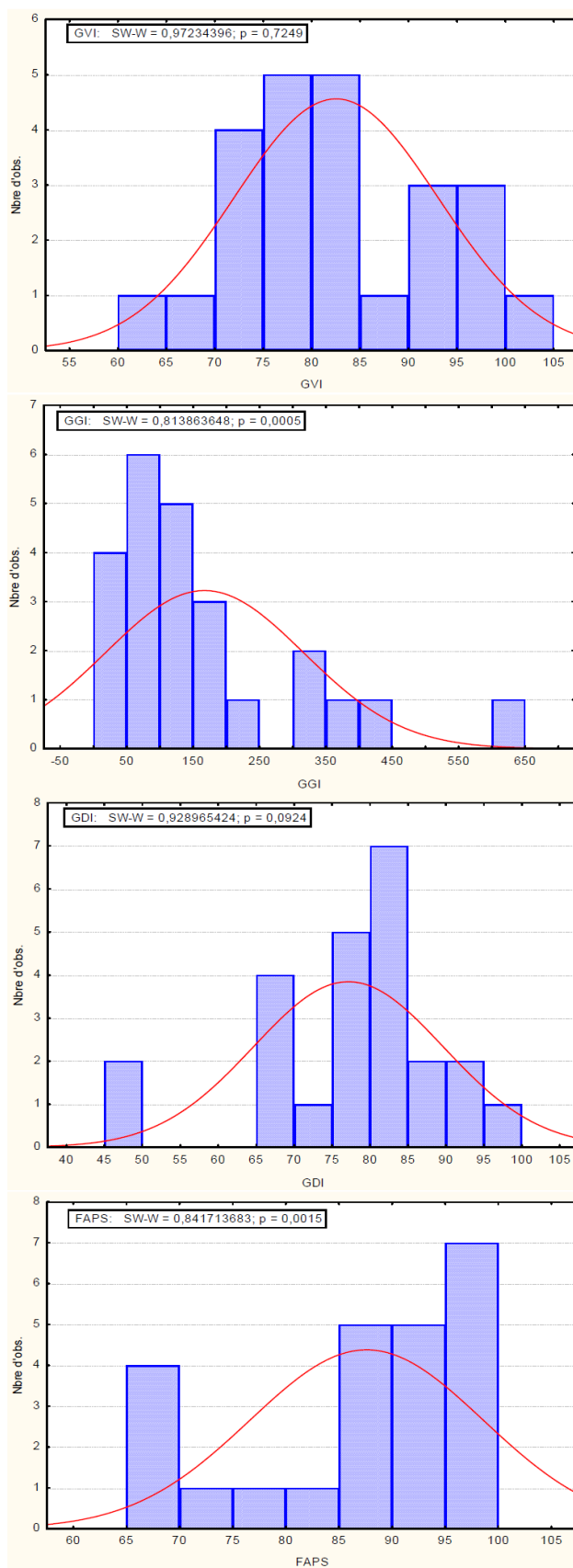


Figure V.2. Test de la normalité des distributions du GVI, du GGI, du GDI et du FAPS pour les données de l'expérimentation B.



**INSTITUTIONAL REVIEW BOARD (N°IRB00006477)  
COMITE D'EVALUATION DE L'ETHIQUE  
DES PROJETS DE RECHERCHE BIOMEDICALE  
(CEERB) DU GHU NORD**

**Pr Alain YELNIK  
Service de Médecine Physique  
et de Réadaptation  
Hôpital FERNAND WIDAL**

JMD/MDM/209-10

March 19, 2010.

**Subject: Study of the temporospatial gait parameters with the electronic carpet "GAITRite" in patients with walking impairment after stroke and in old faller subjects (n°10-040).**

Dear Colleague,

The « **Comité d'Evaluation de l'Ethique des projets de Recherche Biomédicale (CEERB) du GHU Nord** » (Institutional Review Board (IRB) of Paris North Hospitals, Paris 7 University, AP-HP), has reviewed and approved the research project entitled « **Study of the temporospatial gait parameters with the electronic carpet "GAITRite" in patients with walking impairment after stroke and in old faller subjects** » (Pr Alain YELNIK, principal investigator) in 2010. This approval covers the entire period during which the project will be developed until its completion.

With my best regards,  
Yours sincerely,

Professor J.M. DESMONTS,  
Chair of the Institutional Review Board (IRB)

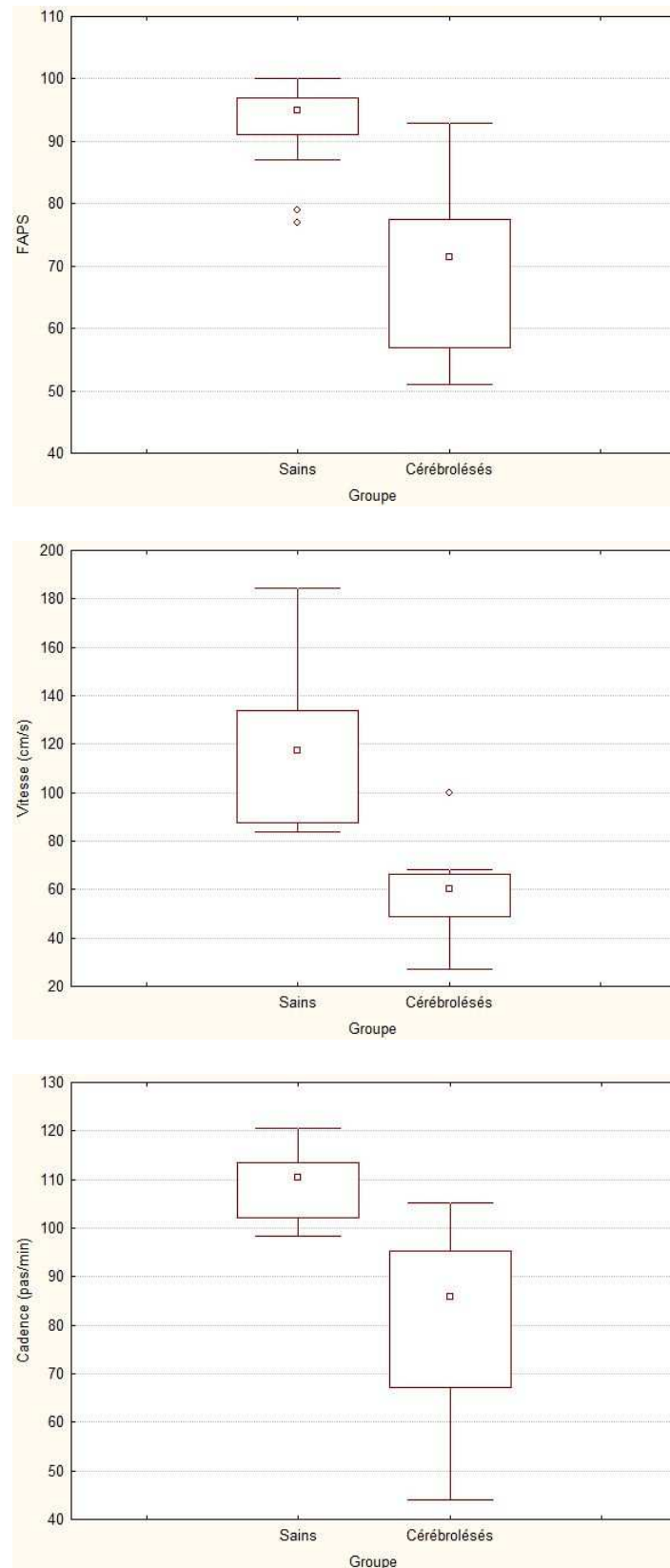


Figure VII.2. Différences entre personnes âgées contrôles et cérébrolésées : FAPS, vitesse, cadence. Le carré central représente la médiane du groupe, la boîte représente l'intervalle (25%-75% des valeurs) et les moustaches symbolisent l'étendue non atypique.

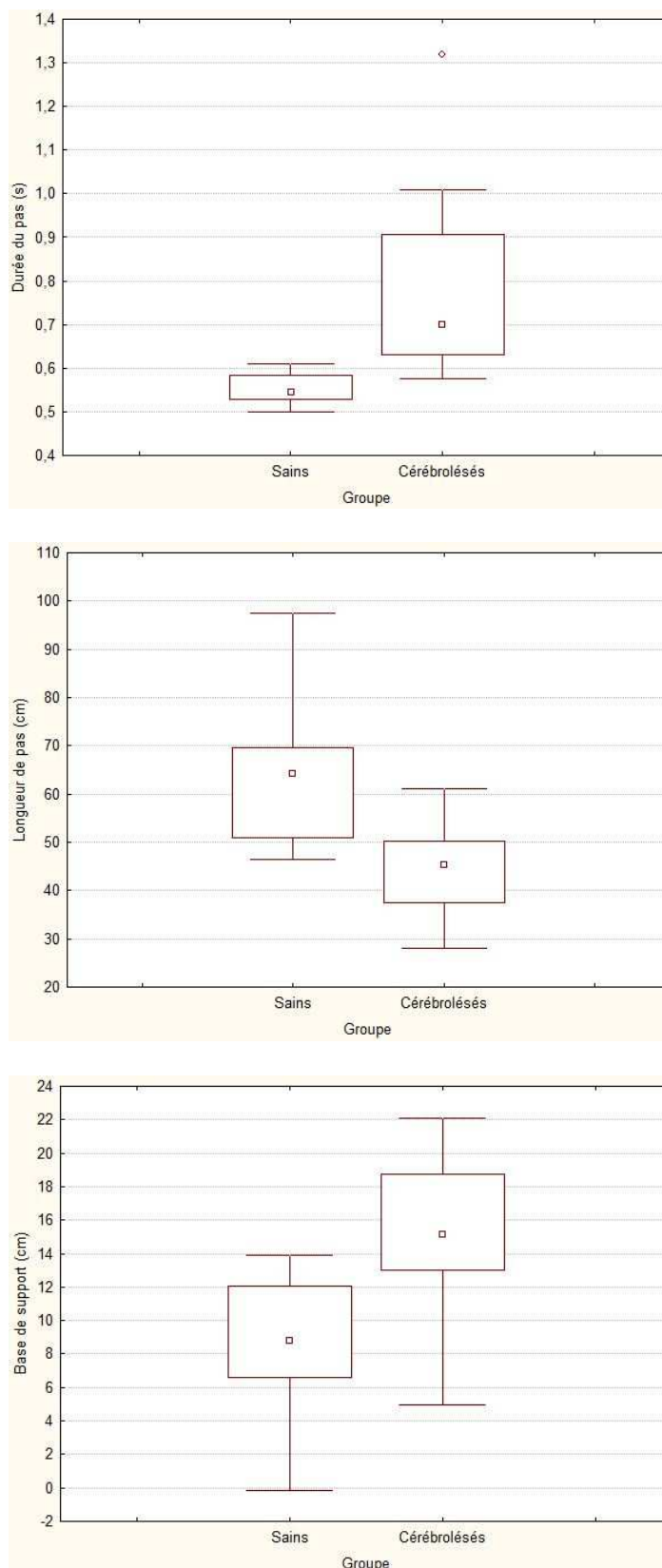


Figure VII.3. Différences entre personnes âgées contrôles et cérébrolésées : durée, longueur et largeur du pas. Le carré central représente la médiane du groupe, la boîte représente l'intervalle (25%-75% des valeurs) et les moustaches symbolisent l'étendue non atypique.



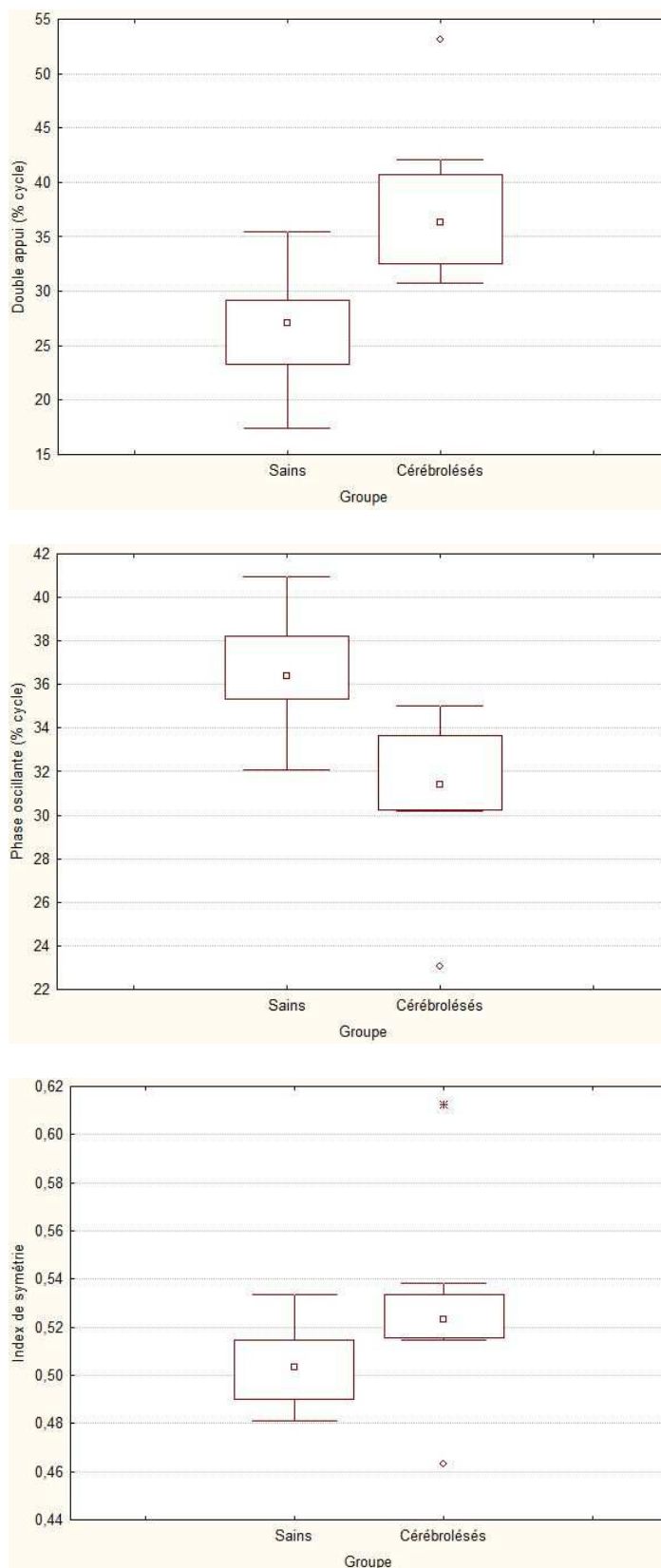


Figure VII.4. Différences entre personnes âgées contrôles et cérébrolésées : double appui, phase oscillante, index de symétrie. Le carré central représente la médiane du groupe, la boîte représente l'intervalle (25%-75% des valeurs) et les moustaches symbolisent l'étendue non atypique.

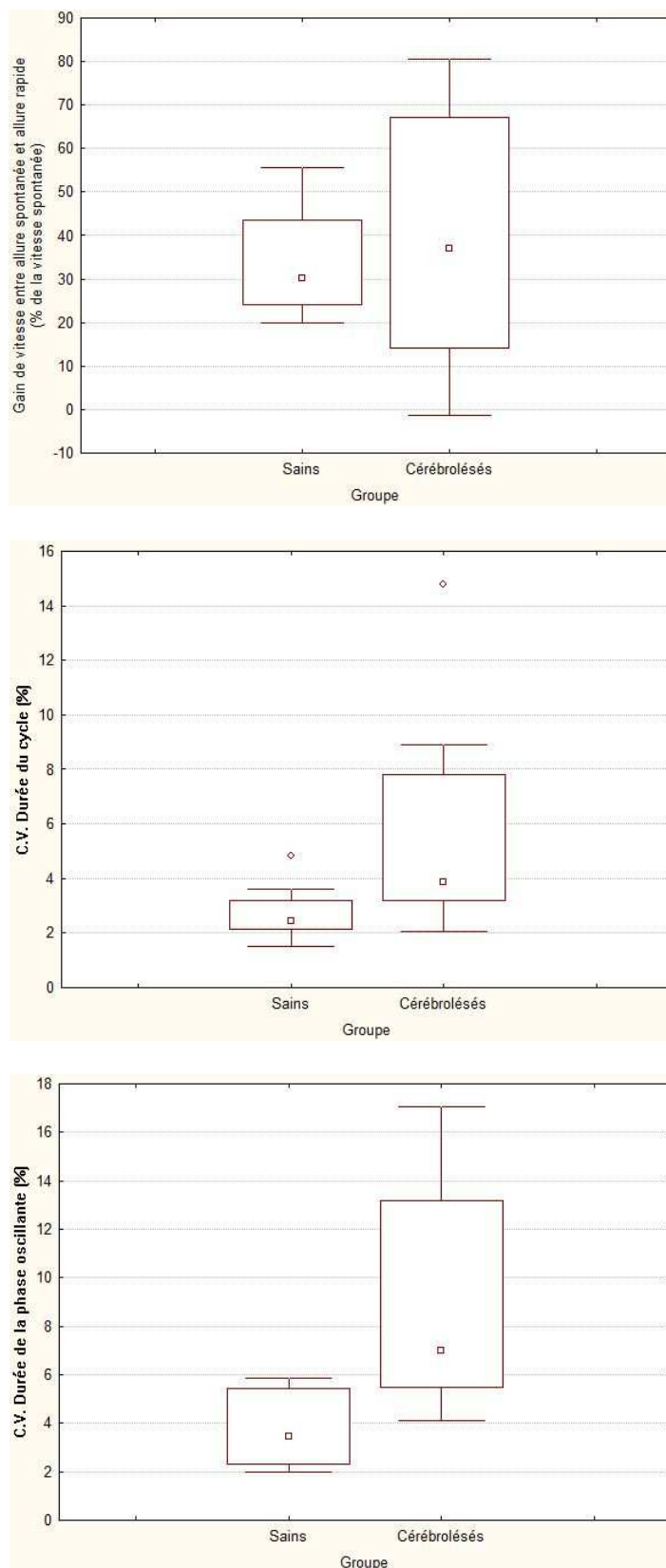


Figure VII.5. Différences entre personnes âgées contrôles et cérébrolésées : gain de vitesse, coefficient de variation de la durée du cycle et de la phase oscillante. Le carré central représente la médiane du groupe, la boîte représente l'intervalle (25%-75% des valeurs) et les moustaches symbolisent l'étendue non atypique.

Tableau VII.2. *Corrélations (rangs de Spearman) entre les différents paramètres des patients post-AVC (Corrélations significatives marquées à  $p < 0,05$ ) : Partie 1/2.*

| Variable                  | FAPS   | GVI    | Durée du pas | Longueur de pas | Base de support | Double appui | Phase oscillante |
|---------------------------|--------|--------|--------------|-----------------|-----------------|--------------|------------------|
| FAPS                      | 1,000  | 0,071  | -0,190       | 0,738           | -0,143          | -0,690       | 0,714            |
| GVI                       | 0,071  | 1,000  | -0,452       | 0,190           | 0,381           | -0,119       | 0,357            |
| Durée du pas              | -0,190 | -0,452 | 1,000        | 0,095           | -0,762          | 0,571        | -0,548           |
| Longueur du pas           | 0,738  | 0,190  | 0,095        | 1,000           | -0,476          | -0,286       | 0,452            |
| Base de support           | -0,143 | 0,381  | -0,762       | -0,476          | 1,000           | -0,095       | 0,024            |
| Double appui              | -0,690 | -0,119 | 0,571        | -0,286          | -0,095          | 1,000        | -0,952           |
| Phase oscillante          | 0,714  | 0,357  | -0,548       | 0,452           | 0,024           | -0,952       | 1,000            |
| Vitesse                   | 0,905  | 0,238  | -0,476       | 0,667           | 0,143           | -0,762       | 0,786            |
| Cadence                   | 0,190  | 0,452  | -1,000       | -0,095          | 0,762           | -0,571       | 0,548            |
| Index de symétrie         | -0,643 | 0,524  | 0,167        | -0,381          | 0,095           | 0,405        | -0,262           |
| C.V. Durée du cycle       | 0,071  | -0,857 | 0,429        | 0,143           | -0,476          | 0,048        | -0,214           |
| C.V. Longueur du pas      | 0,095  | 0,238  | -0,905       | -0,167          | 0,667           | -0,548       | 0,476            |
| C.V. Phase oscillante     | -0,167 | -0,905 | 0,167        | -0,429          | -0,048          | -0,024       | -0,262           |
| Gain de vitesse           | 0,214  | -0,750 | 0,250        | 0,071           | -0,250          | 0,000        | -0,214           |
| Rivermead Motricity Index | 0,554  | -0,530 | -0,229       | 0,337           | -0,072          | -0,590       | 0,422            |
| Berg Balance Scale        | 0,144  | 0,084  | -0,347       | 0,275           | -0,060          | -0,551       | 0,563            |

Tableau VII.3. *Corrélations (rangs de Spearman) entre les différents paramètres des patients post-AVC (Corrélations significatives marquées à  $p < 0,05$ ) : Partie 2/2.*

| Variable                  | Vitesse | Cadence | Index de symétrie | C.V. Durée du cycle | C.V. Longueur du pas | C.V. Phase oscillante | Gain de vitesse | Rivermead Motricity Index | Berg Balance Scale |
|---------------------------|---------|---------|-------------------|---------------------|----------------------|-----------------------|-----------------|---------------------------|--------------------|
| FAPS                      | 0,905   | 0,190   | -0,643            | 0,071               | 0,095                | -0,167                | 0,214           | 0,554                     | 0,144              |
| GVI                       | 0,238   | 0,452   | 0,524             | -0,857              | 0,238                | -0,905                | -0,750          | -0,530                    | 0,084              |
| Durée du pas              | -0,476  | -1,000  | 0,167             | 0,429               | -0,905               | 0,167                 | 0,250           | -0,229                    | -0,347             |
| Longueur du pas           | 0,667   | -0,095  | -0,381            | 0,143               | -0,167               | -0,429                | 0,071           | 0,337                     | 0,275              |
| Base de support           | 0,143   | 0,762   | 0,095             | -0,476              | 0,667                | -0,048                | -0,250          | -0,072                    | -0,060             |
| Double appui              | -0,762  | -0,571  | 0,405             | 0,048               | -0,548               | -0,024                | 0,000           | -0,590                    | -0,551             |
| Phase oscillante          | 0,786   | 0,548   | -0,262            | -0,214              | 0,476                | -0,262                | -0,214          | 0,422                     | 0,563              |
| Vitesse                   | 1,000   | 0,476   | -0,524            | 0,000               | 0,381                | -0,190                | 0,107           | 0,627                     | 0,419              |
| Cadence                   | 0,476   | 1,000   | -0,167            | -0,429              | 0,905                | -0,167                | -0,250          | 0,229                     | 0,347              |
| Index de symétrie         | -0,524  | -0,167  | 1,000             | -0,476              | -0,238               | -0,429                | -0,929          | -0,771                    | 0,012              |
| C.V. Durée du cycle       | 0,000   | -0,429  | -0,476            | 1,000               | -0,310               | 0,714                 | 0,643           | 0,675                     | 0,228              |
| C.V. Longueur du pas      | 0,381   | 0,905   | -0,238            | -0,310              | 1,000                | 0,095                 | 0,000           | 0,349                     | 0,455              |
| C.V. Phase oscillante     | -0,190  | -0,167  | -0,429            | 0,714               | 0,095                | 1,000                 | 0,607           | 0,578                     | 0,084              |
| Gain de vitesse           | 0,107   | -0,250  | -0,929            | 0,643               | 0,000                | 0,607                 | 1,000           | 0,746                     | -0,198             |
| Rivermead Motricity Index | 0,627   | 0,229   | -0,771            | 0,675               | 0,349                | 0,578                 | 0,746           | 1,000                     | 0,539              |
| Berg Balance Scale        | 0,419   | 0,347   | 0,012             | 0,228               | 0,455                | 0,084                 | -0,198          | 0,539                     | 1,000              |



---

## **Développement d'un score de stabilité chez les personnes présentant des pathologies d'origine neurologique entraînant des troubles de la marche et/ou de l'équilibre**

---

De nombreux troubles ont un retentissement sur le contrôle de l'équilibre dynamique au cours de la marche. Qu'ils soient d'origine traumatique, neurologique, ou liés à la sénescence, ils limitent plus ou moins la stabilité, c'est-à-dire la capacité des sujets à récupérer de perturbations internes ou externes, et peuvent conduire à la chute. Chez les enfants, la stabilité est de plus liée aux étapes développementales. Son interprétation nécessite donc de différencier ce qui relève de l'instabilité développementale et de l'instabilité pathologique. Les techniques instrumentées d'analyse du mouvement permettent un enregistrement fiable et précis des paramètres de la marche. Des index ont été développés pour faciliter l'évaluation clinique de la marche des patients mais aucun d'entre eux ne quantifie l'aspect stabilité.

Ce travail de thèse a conduit à la production d'un score quantifiant la stabilité au travers de la variabilité des paramètres spatiotemporels, enregistrés par une piste de marche électronique. Ce score, dénommé Gait Variability Index (GVI), a été appliqué à des populations, asymptomatiques et pathologiques, représentatives des différents âges de la vie : l'enfant, l'adulte et la personne âgée. Les résultats obtenus chez des patients affectés de paralysie cérébrale, d'ataxie de Friedreich ou cérébrolésés démontrent que le GVI est un outil cohérent pour l'évaluation de l'instabilité. Outre l'intérêt clinique qu'il représente, celui-ci ouvre différentes perspectives pour son application et invite à la réflexion quant à la nature perturbatrice ou régulatrice de la variabilité.

**Mots-clés :** Stabilité, variabilité, marche, paramètres spatiotemporels, GAITRite, contrôle moteur, ontologie, vieillissement, paralysie cérébrale, ataxie de Friedreich, accident vasculaire cérébral.

---

## **Conception of a stability score in neurological diseases leading to gait and/or balance disorders**

---

Many pathologies affect balance control during gait. Traumatic, neurological or age-related disorders can all limit more or less the stability, which is the capacity of subjects to recover from perturbations, and can lead to falls. For children, the stability is related to the developmental stages and its interpretation requires differentiating what pertains to the developmental instability and to the pathological instability. Instrumented movement analysis allows a reliable and precise recording of the gait parameters. Indexes were developed to improve the clinical evaluation of the patients walking but no one of them quantifies the stability feature.

This thesis led to the production of a score quantifying the stability through variability of the spatiotemporal parameters, recorded by an electronic walkway system. The score, called Gait Variability Index (GVI), has been applied to asymptomatic and pathological populations, representative of the various ages of life: children, adults and elderly persons. Results for patients affected by cerebral palsy, Friedreich's ataxia or after stroke demonstrate that the GVI is a coherent tool for the evaluation of instability. Beyond the clinical interest, it opens various studies perspectives in gait analysis, and is thought-provoking about the disruptive or regulating nature of variability.

**Key-words:** Stability, variability, gait, spatiotemporal parameters, GAITRite, motor control, ontology, ageing, cerebral palsy, Friedreich's ataxia, stroke.