



HAL
open science

La marche de l'enfant : évolution de la marche pieds nus et étude comparative de l'influence des éléments de conception de la chaussure

Angèle van Hamme

► To cite this version:

Angèle van Hamme. La marche de l'enfant : évolution de la marche pieds nus et étude comparative de l'influence des éléments de conception de la chaussure. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2014. Français. NNT : 2014LYO10034 . tel-01015243

HAL Id: tel-01015243

<https://theses.hal.science/tel-01015243v1>

Submitted on 26 Jun 2014

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

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

THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Présentée pour l'obtention du

DOCTORAT – Spécialité BIOMECANIQUE

par

Angèle VAN HAMME

**La marche de l'enfant :
Evolution de la marche pieds nus et
étude comparative de l'influence des éléments de conception de
la chaussure**

Soutenue publiquement le 6 mars 2014

Directeur de thèse : Pr Laurence Chèze
Co-directeur de thèse : Dr Raphaël Dumas

Membres du jury :

Pr Serge Van Sint Jan – Université Libre de Bruxelles (Belgique).....Rapporteur
Dr Stéphane Armand - Hôpitaux Universitaires de Genève (Suisse).....Rapporteur
Pr Bruno Dohin – Centre Hospitalier Universitaire de Saint-Etienne.....Examinateur
Pr François Lavaste – Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris.....Examinateur
M. Jérôme Issartel – CTC.....Invité

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

M. François-Noël GILLY

Vice-président du Conseil d'Administration

M. le Professeur Hamda BEN HADID

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

M. le Professeur Philippe LALLE

Vice-président du Conseil Scientifique

M. le Professeur Germain GILLET

Directeur Général des Services

M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles Mérieux

Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON

Faculté d'Odontologie

Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA

Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation

Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON

Département de formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies

Directeur : M. le Professeur F. DE MARCHI

Département Biologie

Directeur : M. le Professeur F. FLEURY

Département Chimie Biochimie

Directeur : Mme le Professeur H. PARROT

Département GEP

Directeur : M. N. SIAUVE

Département Informatique

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Département Mathématiques

Directeur : M. le Professeur A. GOLDMAN

Département Mécanique

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Département Physique

Directeur : Mme S. FLECK

Département Sciences de la Terre

Directeur : Mme la Professeure I. DANIEL

UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Directeur : M. C. COLLIGNON

Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon

Directeur : M. B. GUIDERDONI

Polytech Lyon

Directeur : M. P. FOURNIER

Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique

Directeur : M. G. PIGNAULT

Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1

Directeur : M. C. VITON

Institut Universitaire de Formation des Maîtres

Directeur : M. A. MOUGNIOTTE

Institut de Science Financière et d'Assurances

Administrateur provisoire : M. N. LEBOISNE

Le mouvement est la cause de toute vie

Leonard de Vinci

Remerciements

Je tiens à remercier le Professeur François Lavaste d'avoir présidé mon jury de thèse. Je remercie également le Professeur Serge Van Sint Jan et le Docteur Stéphane Armand qui ont accepté de rapporter mes travaux de thèse.

Merci à mes (multiples !) encadrants.

Je remercie le Professeur Laurence Chèze qui m'a accompagné au cours de ces années de thèse, se rendant toujours disponible, toujours intéressée, toujours intéressante. Merci de m'avoir fait découvrir la recherche au sein de ton équipe, et merci également pour tes conseils lors de mes premiers pas d'enseignante.

Merci au Docteur Raphaël Dumas qui a également été présent à mes côtés, tes réflexions, tes conseils et tes remarques m'ont souvent « reboostée » quand j'en avais besoin.

Merci à Jérôme Issartel qui m'a fait confiance et qui m'a fait découvrir la recherche en entreprise « au service des industriels ». Manager une équipe « mouvante », tâche qui n'est pas des plus faciles, mais ta gentillesse et ta disponibilité font que tu t'en sors très bien !

Merci au Professeur Bruno Dohin, qui a su apporter son regard de clinicien, nécessaire à la réussite de cette étude. Merci également d'avoir assuré les visites d'inclusion des enfants, malgré un emploi du temps chargé.

Je remercie Yves Morin, directeur général de CTC de m'avoir accueillie au sein de son entreprise pour réaliser ma thèse ainsi que Françoise Nicolas et Jean-Luc Chaverot qui ont été mes responsables hiérarchiques.

Mille mercis à « mes » psychomotriciennes Amandine et Kamla, qui ont rendu les mesures des enfants possibles, bonne continuation à vous deux !

Je remercie également les stagiaires que j'ai encadrés au cours de cette thèse : Sarah, Safwen, Marie et Clément. Vous avez, chacun à votre façon, contribué à ce projet de thèse et à ma « construction » d'encadrante...

Merci aux collègues de la fac. Je commencerai par les anciens que sont Xavier, Cindy, Mathieu, pour passer au moins vieux que sont Julien, Stéphane, Vincent, Romain, Alex, Sylvie. Je garde de très bons souvenirs de nos discussions/interrogations (matrice de passage, add/abduction...), pause-café et pause-bières ;) Au plaisir de repasser sur Lyon pour remettre ça ! Une mention toute spéciale pour Aimad, merci pour ta disponibilité, tes connaissances en statistiques, qui m'ont permis de persévérer dans l'analyse de mes données.

Un grand merci au Docteur William Samson (et oui !) pour avoir continué à suivre ce travail sur la marche des enfants après sa thèse. Tu étais là quand j'en avais besoin, parfois avec tes remarques « piquantes », mais qui remettaient les idées en place ! J'espère que la Picardie a été à la hauteur des attentes du Grand Nord, hein ?

Merci aux co-équipiers CTCens : Jamel et Clémence pour les premières années puis Caroline et Victorien. Victorien, je te souhaite autant de plaisir avec les seniors que ce que j'ai vécu avec les juniors ;) : au plaisir d'assister à ta soutenance.

Merci à Jérôme et Cédric d'avoir été présents le jour de ma soutenance !

Je pense également aux collègues du Rez-de Chaussée qui ont contribué, de près ou de loin au projet : Mesdames Marguerite, Michèle et Madeleine et Messieurs Christophe, Denis, Jean-Claude, Manu. Entre ceux qui ont fabriqué les chaussures pour les enfants, qui m'ont dépanné sur une traduction allemande, m'ont fabriqué un passant pour ma ceinture portée le jour de ma soutenance : vous avez tous votre place dans les bons souvenirs que je garderai de CTC.

Un très grand merci également à l'ensemble des enfants ayant participé aux mesures, ainsi qu'à leurs parents. Les journées de mesures, accompagnées des sourires et réflexions des enfants étaient de vrais rayons de soleils, même si parfois il fallait chasser quelques nuages pour arriver à obtenir des mesures « valables ». Merci aux mamans qui ont joué le jeu du bouche à oreille pour le recrutement des enfants, la tâche aurait été bien plus difficile sans elles.

Je remercie également tous ceux qui n'ont pas travaillé sur le projet, mais qui par leur présence ont fortement participé à l'aboutissement de ma thèse. Les copines « de loin » Charlotte et Camille avec une mention spéciale pour Amélie, nos discussions téléphoniques de thésardes me faisaient beaucoup de bien !

Un grand merci à Anne-So pour avoir été présente et surtout pour avoir accepté ma présence chez toi sur les derniers mois de la thèse. Je n'étais sans doute pas des plus faciles à vivre... mais pour moi, c'était très agréable d'être en ta compagnie. Belle continuation à toi pour le futur : sur un ordi, aux fourneaux, au milieu des perles ou de tissus, je suis sûre que tu feras des merveilles...

Je remercie également les membres de ma famille, ceux qui ont pu être à mes côtés le jour J (bravo pour le déplacement!), et aussi ceux qui m'ont accompagnée par la pensée. Leur bienveillance et leur soutien ont grandement aidé à la réalisation de ma thèse. Un merci particulier à mes parents pour leur investissement dans l'élaboration du pot de thèse.

Enfin, merci à Matthieu qui m'a épaulé jour après jour, avec une confiance en moi sans faille, trouvant les mots qui m'ont permis de continuer à y croire aussi. Merci pour ta présence à mes côtés hier, aujourd'hui et pour de nombreux « demain » ...

RESUME

Durant les premières années de marche indépendante, l'enfant voit sa stratégie de marche évoluer. Rapidement, l'enfant est amené à porter des chaussures, pour le protéger de l'environnement extérieur. Bien que très documentée dans certains domaines (e.g. cas pathologiques, sport, population senior), l'influence de la chaussure sur la marche du jeune enfant est peu connue.

Les travaux de thèse consistent en la mesure d'enfants marchant pieds nus et portant des chaussures, spécifiquement développées pour l'étude, afin de mieux comprendre l'impact des éléments de conception de chaussure sur la marche (3 éléments sont variables : la hauteur de talon, la dureté de semelle et la hauteur de tige).

Pour l'analyse de la marche pieds nus, une importante base de données des paramètres biomécaniques de la marche d'enfants, âgés entre 1 et 7 ans, a été constituée (entre cette thèse et une thèse précédente) avec plus de 100 enfants inclus au total.

La maturation de la marche pieds nus a été étudiée. Des âges-clés, correspondant à l'âge où les paramètres biomécaniques deviennent semblables à ceux de l'adulte, ont pu être mis en évidence : 4 ans pour la cheville, 6 ans pour la hanche, et 7 ans pour le genou. Des régressions sur les paramètres biomécaniques en fonction de l'âge et de la vitesse de marche ont également été développées afin de servir de référence de la population saine en clinique.

Les mesures avec les prototypes de chaussures ont révélé une influence prépondérante de la hauteur de talon sur la marche des enfants, avec entre autres, une mobilisation plus importante de la cheville avec un talon plus haut. A l'inverse, une tige haute sollicite moins la cheville au cours de l'appui. La dureté de semelle est relativement peu influente sur les paramètres de marche.

En augmentant l'effectif d'enfants mesurés (à la suite de la thèse précédente), cette thèse a permis de confirmer et préciser les résultats mis en évidence sur la maturation de la marche pieds nus et d'apporter des premières réponses aux industriels français de la chaussure enfant sur l'influence des éléments de conception sur la marche. Des futures mesures, plus nombreuses, permettraient de conclure sur l'influence croisée des éléments de conception.

DISCIPLINE : Biomécanique

MOTS-CLES

Enfant, marche, chaussure, hauteur talon, hauteur tige, dureté semelle, âge, vitesse

Table des matières

Remerciements	v
RESUME	vii
Introduction générale.....	3
Contexte	3
Objectifs	4
Méthodologie	4
A. La marche du jeune enfant.....	5
1 Positionnement du problème	5
2 Matériel et méthodes.....	9
2.1 Population	9
2.2 Protocole de mesure : Analyse Quantifiée de la Marche.....	9
2.3 Modélisation – Cinématique et Dynamique Inverse.....	11
2.4 Précision et variabilité	14
3 Etudes menées sur la population d’enfants.....	16
3.1 Mise à jour des conclusions sur la maturation de la marche	16
3.2 Stratégies biomécaniques d’augmentation de vitesse de marche selon l’âge	22
3.3 Modèles de régression sur la base de données	26
3.4 Etude longitudinale	31
4 Discussion	33
4.1 Maturation	33
4.2 Stratégies biomécaniques d’augmentation de la vitesse.....	34
4.3 Régression	35
4.4 Etude longitudinale	36
4.5 Limites	36
5 Synthèse	37
B. Enfant : marche et chaussures	37

1	Bibliographie.....	37
1.1	« Anatomie » de la chaussure	37
1.2	La chaussure pour adultes.....	38
1.3	La chaussure pour enfants	43
2	Marche pieds nus et marche pieds chaussés de l'enfant.....	49
2.1	Matériel et méthodes.....	49
2.2	Résultats	55
2.3	Discussion	63
2.4	Limites de l'étude	64
2.5	Conclusion	65
3	Influence des éléments de conception de la chaussure sur la marche.....	66
3.1	Matériel et méthodes.....	66
3.2	Résultats	68
3.3	Discussion	80
3.4	Limites de l'étude	81
3.5	Conclusion et perspectives.....	82
	Conclusion générale	85
	Bibliographie.....	87
	Annexes	92
	Annexe 1 – Critères d'inclusion des enfants dans l'étude	92
	Annexe 2 - Participation à la rédaction d'une publication et liste des communications.....	93
	Annexe 3 – Valeurs des paramètres cinématiques et dynamiques par groupe d'âge.....	101
	Annexe 4 – Modèles de régression	103
	Annexe 5 – Effet du port de chaussures sur les paramètres spatio-temporels	106
	Annexe 6 – Répartition des essais pieds nus en groupe de vitesse, répartition d'âge homogène.	107

Introduction générale

Contexte

Ces travaux de thèse sont le fruit d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC), CTC (Comité Professionnel de Développement Economique Cuir Chaussure Maroquinerie Ganterie) et les Hospices Civils de Lyon (HCL), tous réunis autour de la problématique de la marche du jeune enfant. En effet, si les travaux de littérature sont riches en ce qui concerne les adolescents et pré-adolescents, relativement peu d'études traitent de la marche des plus jeunes.

Le **LBMC** est une unité mixte de recherche (Université Claude Bernard Lyon 1 / Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux) dont les thèmes majeurs de recherche sont la biomécanique des chocs, le comportement au choc des structures, l'ergonomie et la modélisation biomécanique pour l'orthopédie, le sport et la réadaptation fonctionnelle. C'est au sein de l'équipe orthopédie et sous la direction de Laurence Chèze et Raphaël Dumas que cette thèse s'est déroulée.

CTC est un Comité Professionnel de Développement Economique dont les principales actions sont le conseil, la formation, le contrôle qualité, les analyses physiques et environnementales, le marquage CE, la normalisation, l'innovation et la recherche dans les domaines du cuir, de la maroquinerie, de la chaussure et de la ganterie. Pour mes travaux de thèse, je faisais partie de l'équipe Innovation Technologique de la Direction innovation et expertise industrielle, sous la responsabilité de Jérôme Issartel.

Les **HCL** sont promoteurs du projet, et ont participé à l'élaboration du protocole de mesure et à la validation de celui-ci devant le Comité de Protection des Personnes. Les visites d'inclusion des enfants, nécessaires à leur participation à l'étude, ont été réalisées par le Pr Bruno Dohin, médecin investigateur principal.

CTC ayant pour mission la formation et le conseil envers les industriels de la chaussure française (entre autres secteurs), mieux connaître le développement de la marche du jeune enfant s'est révélé nécessaire, afin d'adapter les chaussures à ses besoins. Dans ce contexte, le projet Génération 2010 a été mis en place, réunissant plusieurs industriels français de la chaussure enfant, la région Pays de la Loire, et le Pôle de Compétitivité Nova Child qui ont financé une première thèse, soutenue en juin 2011 par William Samson. Dans ses travaux de recherche, W. Samson a étudié d'une part, l'effet de l'âge et d'autre part, celui de la vitesse sur la marche du jeune enfant avec une population de 61 enfants âgés de moins de 6 ans. Des mesures préliminaires réalisées avec des chaussures du

commerce ont également permis une première approche de l'influence de la chaussure sur la marche.

Objectifs

Les objectifs de cette thèse sont d'une part, d'agrandir la base de données d'enfants jeunes marchant pieds nus afin de mieux caractériser cette marche sur le plan biomécanique, et d'autre part de quantifier l'influence des éléments de conception de la chaussure sur la marche de l'enfant. Ne disposant pas de règles précises sur ce que doit apporter la chaussure selon l'âge de l'enfant, il s'agira d'une description de l'influence des chaussures (par rapport à la marche pieds nus) et des éléments de conception des chaussures et non de recommandations sur les éléments de conception à privilégier : le concepteur reste libre quant à ses choix, selon sa perception du rôle de la chaussure.

Méthodologie

Au cours de cette deuxième thèse, le panel d'enfants inclus dans l'étude a été augmenté (103 enfants inclus au total), et des mesures de marche d'enfants portant des prototypes de chaussures, développés spécifiquement pour l'étude, ont été réalisées et analysées.

En cohérence avec le double objectif de ce travail, le manuscrit se compose de deux parties. Dans la première, nous traiterons de la marche d'enfants pieds nus ; dans la deuxième, nous nous intéresserons aux mesures réalisées avec les prototypes de chaussures. En ce qui concerne l'étude de la marche pieds nus, l'accent est mis sur la prise en compte de la vitesse de marche dans les analyses comparatives, l'influence de la vitesse ayant été pointée par les résultats de la thèse de W. Samson. Ensuite, la réalisation de mesures de marche avec des chaussures permet la comparaison entre marche pieds nus et marche pieds chaussés d'un même enfant. Il est aussi possible de comparer la marche pour deux valeurs d'un même élément de conception de chaussure. Cependant, puisque trois éléments de conception sont variables (cf. § 1.2.2.2 du Chapitre B) et qu'il est nécessaire de prendre en compte à la fois l'âge et la vitesse de marche des enfants, une analyse de l'influence croisée des éléments ne pourra être proposée, les effectifs par sous-groupes étant trop faibles malgré un total de plus de 200 mesures réalisées avec les prototypes de chaussures.

A. La marche du jeune enfant

1 Positionnement du problème

Durant les premières années de marche indépendante, l'enfant voit sa stratégie de marche évoluer (Sutherland, 1997). Une fois la position debout bipodale acquise (vers l'âge de 9 mois), il doit ensuite se mettre en danger (station unipodale) et se propulser vers l'avant pour parvenir à avancer (entre 9 et 15 mois) (Stout, 2012). Les travaux de thèse de W. Samson (2011) constituent un important travail de synthèse bibliographique sur l'acquisition de la marche du jeune enfant. Cette synthèse ne sera pas reprise *in extenso* dans la présente thèse qui constitue une continuité de celle de W. Samson. Dans ce manuscrit, nous nous concentrerons donc sur les principales conclusions et pistes de réflexion soulevées pour la suite de l'étude.

L'évolution de la marche avec l'avancée en âge des enfants a été largement étudiée dans la littérature, en particulier par le biais de mesures baropodométriques (Bosch and Rosenbaum, 2010; Müller et al., 2012; Rosenbaum, 2004; Rosenbaum et al., 2013). L'enregistrement de l'activité musculaire avec des systèmes électromyographiques est également utilisé pour l'étude de la marche chez les enfants (Chang et al., 2007; Okamoto et al., 2003; Tirosh et al., 2013) mais, étant donné l'âge des enfants étudiés dans notre cas (moins de 7 ans) et les contraintes expérimentales engendrées, il ne nous a pas été possible de réaliser des mesures d'activité musculaire. Aussi, les études basées sur les mesures baropodométriques ou électromyographiques ne seront pas exploitées dans ce manuscrit.

Le Tableau A-1 résume les principaux résultats des études traitant des variables cinématiques et dynamiques menées sur la marche de l'enfant, en précisant la méthodologie employée (nombre d'enfants inclus, âge des enfants, étude transversale ou longitudinale, variables adimensionnées, vitesse de marche considérée). Il montre que les conclusions quant à la maturation de la marche diffèrent d'une étude à l'autre. Par exemple, la flexion/extension du genou peut être considérée comme identique à celle de l'adulte à 3 ans (Chester et al., 2006), 5 ans (Ounpuu et al., 1991) ou 7 ans (Chester and Wrigley, 2008), selon les auteurs.

Une autre variable prépondérante à prendre en compte dans l'analyse de la marche est la vitesse. Celle-ci a fait l'objet de plusieurs études, en particulier chez les enfants. L'étude de Schwartz et al. (2008) s'intéresse à l'influence de la variation de la vitesse sur les paramètres biomécaniques de la marche. Avec une population de 83 enfants âgés entre 4 et 17 ans, elle met en évidence l'influence très marquée de la vitesse de marche sur la plupart des paramètres de la marche (dans les 3 plans de l'espace), qu'il s'agisse de données cinématiques ou dynamiques. Les auteurs concluent qu'il est

nécessaire de prendre en compte la variation de vitesse dans l'étude de la marche. Cependant, on constate à la lecture du Tableau A-1 que relativement peu d'études prennent en compte cette variation de vitesse. Cette négligence peut biaiser les différences observées entre les groupes d'enfants, attribuées à la variation en âge, alors que celles-ci pourraient être dues à la variation de vitesse, tout comme le suggère Stansfield (Stansfield et al., 2001a, 2001b). En effet, en étudiant une population de 26 enfants âgés entre 7 et 12 ans, les auteurs concluent que les variables de marche du plan sagittal sont principalement affectées par la vitesse de marche, et non par l'âge des enfants. Une autre information qui ressort à la lecture du Tableau A-1 est le faible nombre d'études longitudinales menées. Or, la variabilité de la marche de l'enfant étant importante (Gorton et al., 1997; Halleman et al., 2005), il serait intéressant de pouvoir réaliser une étude longitudinale sur une population d'enfants jeunes, afin de prendre en compte les variations propres à l'enfant et d'observer l'évolution de sa marche.

Enfin, on remarque que beaucoup d'études ne considèrent pas les variables adimensionnées, malgré les recommandations de la littérature (Hof, 1996; Stansfield et al., 2003). Cela peut poser problème, en particulier lorsqu'on compare des enfants sur une large plage d'âge, aux caractéristiques anthropométriques très différentes. Ceci peut créer un biais dans l'interprétation des différences dues à l'âge, en particulier pour les paramètres dynamiques (e.g. comparaison du moment de flexion/extension à la hanche pour un enfant mesurant 80 ou 130 cm).

Au vu de ce bilan bibliographique, et afin de compléter les résultats obtenus lors de la thèse de W. Samson, nous proposons une étude de jeunes enfants (de moins de 7 ans), pour lesquels les variables cinématiques et dynamiques de marche seront adimensionnées, comme préconisé dans la littérature, et nous veillerons à considérer la vitesse de marche dans l'interprétation des résultats.

Après avoir décrit la méthodologie employée pour la réalisation des mesures de marche, trois études transversales seront présentées : la première consiste en une mise à jour des conclusions sur la maturation de la marche, la seconde analyse les stratégies biomécaniques d'augmentation de la vitesse de marche et la troisième propose des modèles de régression sur les variables cinématiques et dynamiques de la marche. Une étude longitudinale sera également proposée, sur la population ayant été mesurée un nombre de fois suffisant pour en faire partie. Pour chaque étude, la méthodologie employée et les résultats associés seront exposés. La discussion des résultats sera menée de façon globale après la présentation des différentes études. Une synthèse conclura cette analyse sur les données de marche pieds nus.

Tableau A-1 : Principales études traitant de l'évolution des variables cinématiques et dynamiques de la marche du jeune enfant, selon l'avancée en âge (modifié et complété d'après la thèse de W. Samson 2011). n représente le nombre d'enfants inclus dans l'étude, Type d'étude : Tv pour transversale, Lg pour longitudinale, Adim : variables adimensionnées, ΔVt : Influence de la vitesse considérée

Auteurs et année	Âge	n	Type d'étude	Principales conclusions sur l'influence de l'avancée en âge	Adim	ΔVt
Beck et al. 1981	1-15	51	Lg	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↓ pics de force de réaction au sol antérieure maximale et verticale maximale (début d'appui). 	oui	oui
Chester et al. 2006	3-13	47	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ (non significative) pics de flexion de hanche et de genou, ↑ pic de flexion plantaire en phase oscillante chez les 3-4 ans. • ↑ âge : ↑ pic de moment de flexion plantaire ; pics de moment de flexion de hanche et de moment d'extension de genou plus importants chez les 9-13 ans par rapport aux 3-4 ans • Pic de puissance négative à la cheville plus important chez les 9-13 ans ; pic de puissance positive à la cheville plus important chez les 7-13 ans. 	non	non
Chester & Wrigley 2008	3-13	47	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • 5 paramètres dynamiques principalement influencés par l'âge : moment de flexion de la cheville, du genou et de la hanche, moment d'adduction/abduction de la hanche, puissance à la hanche. 	non	non
Cowgill et al. 2010	1-9	13	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ pic de force de réaction au sol antérieure et postérieure maximales, ↓ pic de force de réaction au sol latérale maximale. 	oui	non
Cupp et al. 1999	4-10	23	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • Cheville : pic de moment de flexion plantaire et pics de puissance positive plus importants chez l'adulte et l'enfant de 8-10 ans • Genou : ↓ pic de moment d'extension avec l'âge durant l'appui ; pic de puissance positive (début d'appui, fin d'appui, milieu d'oscillation) et négative (milieu d'appui, fin d'appui, fin d'oscillation) plus importants chez l'enfant. • Hanche : pic de moment maximal d'abduction plus important chez l'adulte. 	non	non
Diop et al. 2005	4-10	67	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ pic de force de réaction au sol verticale (milieu d'appui), maximale (fin d'appui), pic de force de réaction au sol antérieure et postérieure maximale, quelle que soit la vitesse de marche. 	oui	oui
Ganley & Powers 2005	7	15	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de différence cinématique entre enfants de 7 ans et adultes ; tendance : pic de flexion dorsale maximale plus important chez les enfants. • Pics de moment de flexion plantaire, pics de puissances positive et négative à la cheville plus importants chez l'adulte 	non	non
Gorton et al. 1997	5-16	50	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • Pas de différence avec l'âge pour les paramètres cinématiques et dynamiques à l'exception d'une diminution de l'inclinaison antérieure du tronc 	non	non

Hallemans et al. 2005	1-2	10	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ pics d'adduction de hanche (milieu d'appui), d'extension maximale de hanche (fin d'appui), ↓ pics de flexion de genou durant tout l'appui, ↑ pic de flexion plantaire (paramètres non-adimensionnés). • ↑ âge : ↑ pics de moments de flexion et d'extension de la cheville, du genou et de la hanche et de l'abduction de hanche <ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ pics de puissances positive et négative au genou et à la hanche, ↑ pic de puissance positive à la cheville, ↓ pic de puissance négative à la cheville • ↑ âge : passage d'une forme de force de réaction verticale monomodal à bimodal, ↓ pic de force de réaction latérale maximale. 	non	non
Hallemans et al. 2006			Lg		oui	oui
Oeffinger et al. 1997	4-10	21	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ pics de moment de flexion dorsale, moment de flexion du genou (oscillation), moment d'abduction de hanche. • ↑ âge : ↑ pics de puissances positive et négative de flexion dorsale/plantaire, pics de puissance négative de l'adduction/abduction à la hanche, ↓ pics de puissance négative d'adduction/abduction et flexion/extension au genou, ↓ pic de puissance négative de flexion/extension à la hanche. 	non	non
Ounpuu et al. 1991	5-16	31	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • Cinématique et dynamique articulaires du membre inférieur similaires à l'adulte 	non	non
Samson et al. 2009	1-6	42	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ pic de force de réaction au sol verticale (fin d'appui), ↑ pics de force de réaction au sol antérieure et postérieure, ↓ pic de force de réaction au sol latérale <ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↓ pic de puissance négative à la cheville en milieu d'appui <ul style="list-style-type: none"> • Articulation métatarso-phalangienne : mature à 2 ans 	oui	non
Samson et al. 2011	1-5	14	Tv	<ul style="list-style-type: none"> • Enfant utilise sa hanche pour se propulser et stabilise avec la cheville • Adulte : c'est la cheville qui permet la propulsion. 	oui	non
Stansfield et al. 2001a	5-12	26	Lg	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ âge : ↑ pics de moment de flexion plantaire, moment de flexion de hanche. • ↑ âge : évolution non ordonnée des pics d'angle de flexion plantaire, de flexion et extension de genou, de flexion de hanche (début d'appui), d'inclinaison antérieure du bassin, des pics de moments d'extension du genou et de la hanche, des pics de puissance positive à la cheville, des pics de puissance positive et au genou et à la hanche. • Pas de différence sur le premier pic de la composante verticale de la force de réaction au sol, ↑ pic de force de réaction au sol antérieure jusqu'à 10 ans 	oui	oui
Stansfield et al. 2001b	5-12	26				
Stansfield et al. 2003	5-12	16				
Stansfield et al. 2006	7-12	16				
Sutherland 1997	revue de littérature			<ul style="list-style-type: none"> • Cheville : à 1 an, pas de flexion plantaire, faible flexion dorsale en oscillation comparée à l'adulte. • Genou : différence des pics de flexion du genou jusqu'à 4 ans pour le 1^{er} pic, jusqu'à 7 ans pour le 2^e. • Hanche : amplitude de flexion/extension plus faible chez les 1-2 ans, ↑ pic de rotation externe avec l'âge <ul style="list-style-type: none"> • Bassin : amplitude d'inclinaison droite/gauche plus faible jusqu'à 3 ans. • Dynamique : confère Ounpuu et al. 1991; Oeffinger et al. 1997. • ↑ âge : ↑ pic de force de réaction verticale maximale (fin d'appui) jusqu'à 7 ans, ↓ pic de force de réaction verticale minimale (milieu d'appui) 	revue de littérature	

2 Matériel et méthodes

2.1 Population

Les premières inclusions d'enfants à l'étude datant d'avril 2009, un total de 103 enfants ont participé à ce projet. Les enfants ont été recrutés dans le service de pédiatrie orthopédique de l'Hôpital Femme Mère Enfant (HFME) de Lyon et le Service de Chirurgie Pédiatrique du Centre Hospitalier Universitaire Nord de Saint Etienne. Lors de ses consultations, le Professeur Dohin présentait l'étude menée sur la marche de l'enfant et proposait aux parents d'y faire participer leurs enfants. Après accord (signature d'un consentement entre les parents et l'HFME), un bilan clinique de l'enfant était réalisé afin d'exclure ceux présentant d'éventuels antécédents orthopédiques ou neurologiques. La marche indépendante et autonome était acquise entre 10 et 18 mois pour l'ensemble des sujets recrutés. Le détail des critères d'inclusion et d'exclusion est présent en Annexe 1.

Les données enregistrées pour chaque enfant sont l'âge (ans), l'âge d'acquisition de la marche indépendante (mois), la masse (kg), la taille (cm), la longueur de jambe - distance entre le grand trochanter et le sol - (cm), la pointure de chaussures habituelle.

Les enfants ont été mesurés à plusieurs reprises au cours de leur croissance : théoriquement, tous les 3 mois, 6 mois et 1 an, respectivement pour les enfants de 1-2 ans, 2-3 ans et plus de 3 ans. Toutefois, en fonction des disponibilités des parents et du lieu de mesure, des annulations liées aux imprévus des parents ou à un souci de santé de l'enfant, ou encore à l'entrée tardive d'un enfant dans l'étude ..., les enfants n'ont pu être mesurés exactement aux dates prévues par le protocole initial.

2.2 Protocole de mesure : Analyse Quantifiée de la Marche

2.2.1 Outils de mesure

L'ensemble de l'équipement utilisé se situe dans la salle d'analyse du mouvement du LBMC, dans les locaux de la Faculté de Médecine Lyon Sud – Charles Mérieux à Pierre-Bénite. Un couloir de marche (8×1m) est instrumenté de plateformes de force (2 plateformes pour les 150 premières mesures, 3 plateformes ensuite (0.40×0.60 m - Bertec®, Bertec Corporation, Columbus, USA – 1000Hz). Le système d'analyse du mouvement est composé de 8 caméras (1.3 MPixels, Eagle® - Motion Analysis®, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, USA – 100Hz), excepté pour les 90 premières mesures pour lesquelles il n'y avait que 6 caméras. Le système est calibré suivant les recommandations du constructeur (i.e. calibration statique puis dynamique). Une caméra DV filme également, de manière synchronisée, l'intégralité des mesures, afin de faciliter le dépouillement des données par la suite.

2.2.2 Déroulement de la mesure

2.2.2.1 Pose des marqueurs

Après avoir mesuré les différentes caractéristiques morphologiques de l'enfant, il est équipé de marqueurs rétro-réfléchissants positionnés sur les acromions, la cervicale VII, les quatre épines iliaques (antérieures et postérieures), les épicondyles fémoraux médiaux et latéraux, la tête du péroné, les malléoles médiales et latérales, la base postérieure du calcaneum, la tête des métatarses I et V, l'extrémité du gros orteil. Des marqueurs techniques sont positionnés sur les trochanters, la cuisse, les tubérosités tibiales antérieures et la base des métatarses I et V.

2.2.2.2 Acquisition des essais de marche

Une fois équipé des marqueurs, l'enfant est prêt pour réaliser l'Analyse Quantifiée de la Marche (AQM). Un dessin situé sur le sol au début du couloir de marche permet de matérialiser le point de départ, et assure la réalisation de plusieurs pas avant le passage sur les plateformes de force. Une boîte remplie de petites peluches est placée à l'autre extrémité du couloir de marche, et l'enfant doit aller chercher une peluche, pour la ramener ensuite au point de départ (Figure A-1). Les mesures s'effectuent en présence d'une psychomotricienne, qui a pour mission d'assurer le bien-être de l'enfant (en particulier au moment de la pose des marqueurs), et de veiller à ce que l'enfant reste concentré sur l'exercice de marche et motivé dans la réalisation de celui-ci. Pour les plus jeunes, les parents étaient parfois également mis à contribution, en se plaçant à l'extrémité du couloir de marche, afin de garder l'attention de l'enfant et de s'assurer de la trajectoire globalement rectiligne adoptée pendant l'essai de marche.



Figure A-1 : Acquisition des essais de marche pieds nus

2.3 Modélisation – Cinématique et Dynamique Inverse

Afin de qualifier la marche, on considère dans un premier temps les paramètres spatio-temporels (termes pouvant être remplacés par PST dans la suite du manuscrit) : vitesse de marche, longueur et fréquence de pas, phase d'appui. D'autre part, grâce à l'utilisation d'un système opto-électronique (§ 2.2.1 de ce chapitre), il est possible de repérer les segments corporels dans l'espace et de calculer les angles, moments et puissances articulaires à la cheville, au genou et à la hanche. L'angle 3D ($\alpha_{M\omega}$), correspondant à l'angle entre les vecteurs moment et vitesse angulaire (Dumas and Chèze, 2008) sera également calculé afin d'apporter une information supplémentaire sur la dynamique articulaire lors du mouvement de marche.

2.3.1 Paramètres spatio-temporels

La période du cycle de marche est définie comme l'intervalle de temps entre deux contacts talon du même côté. La fréquence de pas est l'inverse de la période du cycle divisée par deux (2 pas par cycle de marche). La vitesse de déplacement est déterminée par le quotient entre la distance parcourue par le pied pendant un cycle et la période du cycle. La durée de la phase d'appui, intervalle de temps allant du contact talon au décollement des orteils, est définie par l'enregistrement de la plateforme de force. L'ensemble de ces paramètres est ensuite adimensionné suivant les recommandations de Hof (1996) (Figure A-2)

Quantity	Symbol	Dimension	Dimensionless number	Quantity	Symbol	Dimension	Dimensionless number
Mass	m	M	$\hat{m} = \frac{m}{m_0}$	Moment	M	$M L^2 T^{-2}$	$\hat{M} = \frac{M}{m_0 g l_0}$
Length, distance	l, x	L	$\hat{l} = \frac{l}{l_0}$	Work, energy	W, E	$M L^2 T^{-2}$	$\hat{W} = \frac{W}{m_0 g l_0}$
Time	t	T	$\hat{t} = \frac{t}{\sqrt{l_0/g}}$	Power	P	$M L^2 T^{-3}$	$\hat{P} = \frac{P}{m_0 g^{1/2} l_0^{3/2}}$
Frequency	f	T^{-1}	$\hat{f} = \frac{f}{\sqrt{g/l_0}}$	Angle	ϕ	(is already dimensionless)	
Speed, velocity	$v = \dot{x}$	$L T^{-1}$	$\hat{v} = \frac{v}{\sqrt{g l_0}}$	Angular velocity	$\omega = \dot{\phi}$	T^{-1}	$\hat{\omega} = \frac{\omega}{\sqrt{g/l_0}}$
Acceleration	$a = \ddot{x}$	$L T^{-2}$	$\hat{a} = \frac{a}{g}$	Angular acceleration	$\alpha = \ddot{\phi}$	T^{-2}	$\hat{\alpha} = \frac{\alpha}{g/l_0}$
Force	F	$M L T^{-2}$	$\hat{F} = \frac{F}{m_0 g}$	Moment of inertia	I	$M L^2$	$\hat{I} = \frac{I}{m_0 l_0^2}$

Figure A-2 : Paramètres adimensionnés de la mécanique de marche (Hof, 1996) (d'après Samson (2011))

Remarque : l'adimensionnement de la puissance proposé par Hof est incorrect ($m_0 \sqrt{g^3 l_0}$ au lieu de $m_0 \sqrt{g l_0^3}$).

Dans la suite de ce mémoire, nous utiliserons les notations de la Figure A-2 pour l'adimensionnement: m_0 représentant la masse du sujet [kg], l_0 la longueur de la jambe du sujet [m] et g l'accélération de pesanteur [$m \cdot s^{-2}$].

2.3.2 Variables cinématiques

Le calcul des angles articulaires se fait selon les recommandations de la Société Internationale de Biomécanique (ISB) (Wu et al., 2002). Après filtrage (filtre passe-bas Butterworth d'ordre 4, fréquence de coupure de 6 Hz), la trajectoire des marqueurs sert à définir, à chaque instant, la position et l'orientation des segments pieds, jambes, cuisses, et bassin, exprimés dans le repère global, à partir des points proximal et distal du segment ainsi que deux vecteurs unitaires liés au segment (Dumas and Chèze, 2007). La localisation du centre de la hanche est définie à partir des régressions de Harrington et al. (2007) en considérant uniquement les données correspondant aux enfants sains. A partir de la position et de l'orientation des segments. Les angles d'Euler de l'articulation du genou (jambe/cuisse) et de la hanche (cuisse/bassin) sont définis (Dumas et al., 2012) selon une séquence de rotation à axes mobiles « ZXY » suivant les recommandations de l'ISB (Wu et al., 2002). En revanche, pour l'articulation de la cheville (pied/jambe), une séquence « ZYX » a été considérée afin de mieux représenter le mouvement d'inversion-éversion (Baker, 2003; Cole et al., 1993). Les termes utilisés dans la Figure A-3 seront ceux utilisés dans la suite du manuscrit pour décrire les mouvements articulaires. Les angles sont exprimés en degré et donc, déjà adimensionnés.

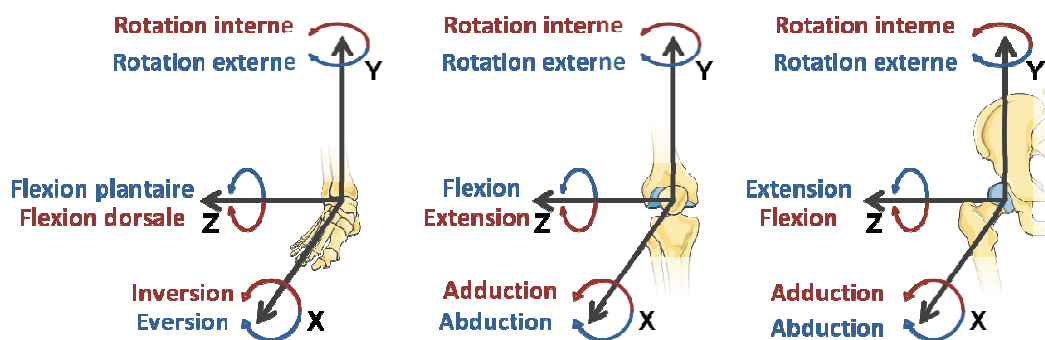


Figure A-3 : Repérage des axes et mouvements articulaires. Sens positif / Sens négatif
(modifié d'après Samson (2011))

2.3.3 Variables dynamiques

2.3.3.1 Force de réaction au sol

La force de réaction du sol (termes pouvant être remplacés par GRF dans la suite du manuscrit) est directement extraite du logiciel d'analyse du mouvement (Cortex® v2.3.2, Motion Analysis Corporation), qui synchronise les enregistrements des plateformes de force avec les données vidéo et prend en compte les caractéristiques des plateformes pour fournir les forces (en N) et les moments au centre de la plateforme (en Nm). La GRF est adimensionnée (Hof, 1996) (Figure A-2).

2.3.3.2 Moments articulaires

Le calcul du moment articulaire net, c'est-à-dire le moment exercé par le segment proximal sur le segment distal en un point coïncidant avec le centre articulaire, est réalisé à partir de l'équilibre des actions mécaniques exercées sur un segment isolé suivant les équations de Newton-Euler. Les valeurs présentées dans ce manuscrit correspondent au moment qui équilibre les actions extérieures sur le segment et qui peut s'interpréter comme l'action résultante de l'ensemble des structures articulaires (muscles, surfaces articulaires, ligaments ...). L'équilibre des actions mécaniques exercées sur le segment isolé peut être réalisé suivant différentes méthodes, dites « de dynamique inverse », basées par exemple sur les angles d'Euler, les matrices homogènes, les coordonnées généralisées ou les torseurs et quaternions (Dumas et al., 2007). Quelle que soit la méthode employée, les paramètres d'entrée requis sont les positions et orientations des segments dans le repère global, les propriétés inertielles segmentaires (i.e. masse, position du centre de gravité et matrice d'inertie) ainsi que l'action mécanique exercée sur le segment étudié par le segment distal (i.e. l'action mécanique du sol dans le cas du pied). Dans notre cas, les propriétés inertielles segmentaires sont définies suivant les régressions de Jensen (1989). Le quaternion \mathbf{q} est extrait à partir de l'attitude (position et orientation) du repère segmentaire dans le repère global. Les vitesses angulaires des segments proximal et distal sont définies dans le repère global (à partir de l'algèbre des quaternions) et soustraites afin de définir la vitesse angulaire articulaire relative $\boldsymbol{\omega}$. Les moments articulaires (nets) \mathbf{M} sont calculés dans le repère global par dynamique inverse (Dumas et al., 2004) pour la cheville, le genou et la hanche, puis sont exprimés dans le repère articulaire (Desroches et al., 2010). En d'autres termes, les moments sont décomposés sur les mêmes axes que ceux qui portent les angles articulaires (séquence de rotation « ZXY » ou « ZYX »). Les moments sont ensuite adimensionnés (Hof, 1996) (Figure A-2).

2.3.3.3 Puissances articulaires et angle $\alpha_{M\omega}$

La puissance articulaire est le produit scalaire du moment articulaire (s'exerçant du segment proximal sur le segment distal) et de la vitesse angulaire articulaire (vitesse du segment distal par rapport au référentiel fixe du laboratoire, à laquelle on soustrait celle du segment proximal afin d'obtenir la vitesse relative entre les segments). La puissance calculée dans cette thèse est donc bien une quantité scalaire, même si une décomposition discutable de la puissance suivant trois axes a été proposée pour faciliter son interprétation (Eng and Winter, 1995). A ce sujet, il n'est pas toujours clair dans la littérature (cf. Tableau A-1) si on parle de la puissance (quantité scalaire) ou d'une « pseudo-composante » de flexion/extension. La puissance renseigne sur le type d'action inter-segmentaire: concentrique, excentrique ou isométrique respectivement pour une puissance positive

(énergie générée), négative (énergie absorbée) ou nulle (pas d'énergie). La puissance est ensuite adimensionnée (Hof, 1996) (Figure A-2).

La puissance étant un produit scalaire, elle peut également être écrite comme le produit de la norme de \mathbf{M} , la norme de $\boldsymbol{\omega}$ et le cosinus de l'angle entre ces deux vecteurs. Dumas & Chèze (2008) isolent un angle noté $\alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}$ (i.e. tangente inverse de la norme du produit vectoriel de \mathbf{M} et $\boldsymbol{\omega}$ divisé par le produit scalaire de \mathbf{M} et $\boldsymbol{\omega}$) et proposent une interprétation de ce dernier ($\alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}$). Lorsque $\alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}$ est compris entre 0 et 60°, l'articulation est principalement dans une configuration de propulsion, plus de 50% du moment contribuant à une puissance positive (i.e. $\cos \alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}} > 0.5$). Lorsque $\alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}$ est compris entre 120° et 180°, l'articulation est principalement dans une configuration de résistance, plus de 50% de moment contribuant à une puissance négative (i.e. $\cos \alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}} < -0.5$). Entre 60° et 120°, l'articulation est principalement dans une configuration de stabilisation, moins de 50% du moment contribuant à la puissance (i.e. $|\cos \alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}| < 0.5$). Plus $\alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}$ est proche de 0° ou de 180°, plus l'articulation est « conduite », presque 100% du moment contribuant à la puissance (i.e. $|\cos \alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}| \rightarrow 1$).

L'ensemble des calculs sont réalisés avec le logiciel MatLab® (MatLab 2013b, The MathWorks, Inc.). Angles, force de réaction du sol, moments, puissances et $\alpha_{\mathbf{M},\boldsymbol{\omega}}$ sont exprimés en pourcentage de cycle de marche.

2.4 Précision et variabilité

2.4.1 Précision du système d'analyse du mouvement

Le système d'analyse du mouvement utilisé lors de cette thèse est identique à celui utilisé par W. Samson (2011). L'étude réalisée donne une précision supérieure au millimètre (0.5 mm) et au degré (0.9°). Cette précision instrumentale est satisfaisante et les erreurs dues au système minimales au regard des erreurs expérimentales telles que le mouvement parasite des masses molles ou le mauvais positionnement des points anatomiques (Chèze, 2007; Della Croce et al., 2005; Leardini et al., 2005).

2.4.2 Variabilité inter-examineur

Les mesures de marche incluses dans la base de données ayant été acquises par 2 expérimentateurs différents, il est nécessaire de quantifier l'erreur induite par ce phénomène. A notre connaissance, l'effet de l'examineur sur les paramètres biomécaniques n'est pas présent dans la littérature pour une population si jeune, rendant alors complexe la comparaison des résultats. Chez l'adulte, en multipliant le nombre d'examineurs, Leardini et al. (2007) ne montrent pas de différence plus importante, que ce soit pour la cheville, le genou et la hanche concernant les variations des angles et

moments articulaires. Une récente étude (Leigh et al., 2013) montre également que l'expérience du testeur n'influe pas sur le calcul des angles articulaires (cheville, genou et hanche).

Afin de rendre compte de l'influence du changement d'expérimentateur sur les données de marche, nous avons enregistré, pour un même enfant, des données de marche avec les marqueurs positionnés par 2 expérimentateurs différents. Pour cela, lors d'une séance de mesures, l'enfant a effectué des essais de marche (marqueurs placés par l'expérimentateur A), puis les marqueurs ont été retirés, avant d'être replacés par l'expérimentateur B. D'autres essais de marche ont ensuite été enregistrés.

Pour chaque positionnement des marqueurs, on a gardé 6 essais de marche (3 côté gauche, 3 côté droit) sur lesquels on a calculé l'écart-type moyen au cours du cycle de marche, pour l'ensemble des variables cinématiques et dynamiques (Leardini et al., 2007). On a comparé ensuite ces valeurs moyennes aux écarts types calculés pour les 12 passages de marche considérés ensemble (expérimentateurs A et B). Les résultats sont présentés dans le Tableau A-2. D'autre part, afin de quantifier au sens statistique la différence entre les 2 expérimentateurs, on a réalisé un test de Kruskal-Wallis ($p < 0.05$) sur les pics de courbes (Détails de la méthodologie § 3.1.1 de ce chapitre).

Tableau A-2 : Quantification de la variabilité intra-sujet et inter-expérimentateur. Valeurs des écart-types moyens pour chaque expérimentateur (Exp. A et Exp. B, 6 essais de marche par condition), et sur les 12 passages de marche considérés ensemble

Grandeur Unité	Articulation	Direction	Exp. A	Exp. B	Exp. A et Exp. B
Angles Degrés	Cheville	Flexion Dorsale/Plantaire	3,47	3,78	2,53
		Inversion/Eversion	3,47	4,62	1,88
		Rotation Interne/Externe	3,41	4,01	1,65
	Genou	Extension/Flexion	4,52	4,04	4,26
		Adduction/Abduction	1,37	0,93	0,70
		Rotation Interne/Externe	2,42	2,36	2,11
	Hanche	Flexion/Extension	3,90	4,08	2,94
		Adduction/Abduction	2,82	2,77	2,91
		Rotation Interne/Externe	4,31	2,69	5,35
Moments $\frac{N \cdot m}{m_0 \cdot g \cdot l_0}$	Cheville	Flexion Dorsale/Plantaire	0,011	0,010	0,013
		Inversion/Eversion	0,004	0,003	0,004
		Rotation Interne/Externe	0,002	0,002	0,002
	Genou	Extension/Flexion	0,018	0,016	0,020
		Adduction/Abduction	0,004	0,004	0,005
		Rotation Int/Externe	0,003	0,003	0,003
	Hanche	Extension/Flexion	0,019	0,022	0,018
		Adduction/Abduction	0,008	0,009	0,009
		Rotation Int/Externe	0,004	0,004	0,003
Puissance $\frac{W}{m_0 \cdot \sqrt{g^3 \cdot l_0}}$	Cheville		0,004	0,004	0,004
	Genou		0,011	0,010	0,011
	Hanche		0,009	0,009	0,009

A la lecture de ce tableau, on constate que la variabilité inter-expérimentateur (correspondant aux valeurs de la troisième colonne) n'est pas systématiquement supérieure à celle intra-sujet (correspondant aux valeurs de la colonne Exp. A et de la colonne Exp. B, observées individuellement). Ce qui autorise la considération de données acquises par différents expérimentateurs.

De plus, le test de Kruskal-Wallis sur les pics de courbes ne révèle aucune différence significative entre les valeurs calculées à partir des données enregistrées avec le positionnement des marqueurs par l'expérimentateur A et l'expérimentateur B. Bien que 6 passages de marche soit un nombre très faible pour utiliser ce genre de test statistique, cela permet de s'assurer que l'influence de l'expérimentateur n'est pas primordiale, comparée à la variabilité intra-sujet.

3 Etudes menées sur la population d'enfants

3.1 Mise à jour des conclusions sur la maturation de la marche

Suite à l'étude traitant de l'influence de la vitesse de marche sur les variables cinématiques et dynamiques présentée dans la thèse de W. Samson, il est nécessaire de considérer cette vitesse quand on cherche à qualifier la maturation de la marche. Une partie de cette étude a été publiée (Samson et al., 2013) (Annexe 2). Nous présentons ici les résultats mis à jour en prenant en compte la totalité des mesures, incluant les enfants de plus de 6 ans, ce qui permet de faire le lien avec la population des enfants des études de Stansfield et al. (2001b; 2003; 2006) qui sont âgés entre 5 et 13 ans ou 7 et 13 ans.

3.1.1 Méthode

L'ensemble de la population mesurée pieds nus représente 103 enfants, mesurés régulièrement au cours de leur croissance, ce qui donne un effectif total de 1253 essais de marche, répartis en 6 groupes d'âge (1 groupe par année). Pour s'affranchir de l'effet de la vitesse, la méthode employée a réduit l'intervalle de vitesses des mesures disponibles afin de ne plus avoir de différences de vitesse entre les groupes d'âge (test de Kruskal-Wallis, $p < 0.05$). L'intervalle de vitesse initial [0.09-0.71] a donc été réduit à [0.35-0.49], représentant environ 51 % de l'effectif initial (Figure A-4). Les caractéristiques des groupes avant et après sélection des essais sont présentées dans les Tableau A-3 et Tableau A-4, respectivement.

Tableau A-3 : Caractéristiques des 6 groupes d'âge avant sélection

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre d'essais	Age (ans) Moy ± std	Poids (kg) Moy ± std	Longueur jambe (m) Moy ± std	Vitesse (adim) Moy ± std
A1	27 (15/12)	205	1,5 ± 0,3	11,1 ± 0,8	0,35 ± 0,02	0,38 ± 0,11
A2	43 (22/21)	246	2,4 ± 0,3	13,1 ± 1,3	0,40 ± 0,03	0,40 ± 0,10
A3	44 (23/21)	267	3,4 ± 0,3	15,3 ± 1,9	0,45 ± 0,03	0,40 ± 0,11
A4	39 (21/18)	198	4,4 ± 0,3	17,5 ± 2,2	0,50 ± 0,03	0,44 ± 0,09
A5	34 (18/16)	204	5,4 ± 0,3	20,1 ± 2,6	0,55 ± 0,04	0,43 ± 0,09
A6	22 (12/10)	133	6,6 ± 0,3	22,3 ± 3,0	0,59 ± 0,03	0,47 ± 0,07

Tableau A-4 : Caractéristiques des 6 groupes d'âge après sélection (prise en compte de la vitesse)

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre d'essais	Age (ans) Moy ± std	Poids (kg) Moy ± std	Longueur jambe (m) Moy ± std	Vitesse (adim) Moy ± std
A1	23 (13/10)	83	1,5 ± 0,2	11,1 ± 0,9	0,34 ± 0,02	0,42 ± 0,04
A2	36 (18/18)	112	2,4 ± 0,3	13,0 ± 1,3	0,40 ± 0,02	0,42 ± 0,04
A3	35 (19/16)	129	3,4 ± 0,3	15,1 ± 1,9	0,45 ± 0,02	0,42 ± 0,04
A4	36 (18/18)	124	4,5 ± 0,3	17,6 ± 2,2	0,50 ± 0,03	0,42 ± 0,04
A5	30 (16/14)	117	5,4 ± 0,3	20,1 ± 2,8	0,55 ± 0,04	0,43 ± 0,04
A6	21 (11/10)	77	6,6 ± 0,3	22,8 ± 2,8	0,59 ± 0,03	0,43 ± 0,04

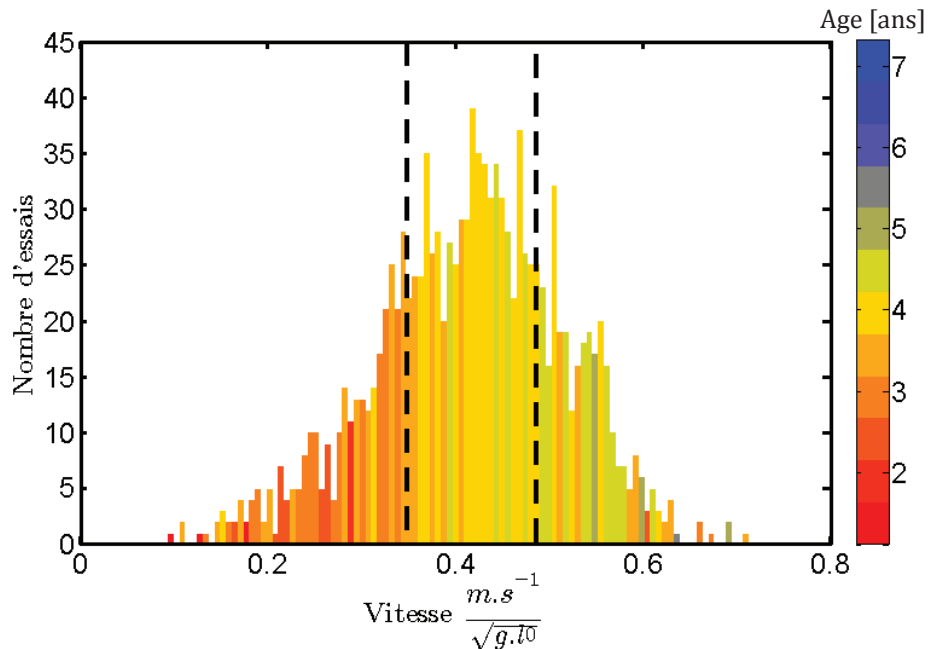


Figure A-4 : Distribution de l'ensemble des essais de marche disponibles, en fonction de la vitesse de marche. La couleur des barres correspond à l'âge moyen des essais de marche effectués à la vitesse correspondante. Le rectangle en pointillés représente les essais de marches effectués à la vitesse correspondante. Le rectangle en pointillés représente les essais sélectionnés pour la suite de l'étude (pas de différence de vitesse entre les groupes d'âge).

Pour l'ensemble des variables cinématiques et dynamiques, les pics de courbes et amplitudes sur le cycle de marche ont été calculés (Figure A-5 et Figure A-6). Ces valeurs sont comparées entre les groupes d'âge (donnant un total de 15 comparaisons) pour mettre en évidence les différences liées à l'âge : test de Kruskal-Wallis ($p < 0.05$), et test post-hoc de Kolmogorov-Smirnov avec correction de Bonferroni, $p < 0.003$ (i.e. $p < 0.05/15$).

3.1.2 Résultats

Les résultats sont présentés sous forme synthétique dans le Tableau A-5. L'ensemble des valeurs (moyennes et écart-types) est disponible en Annexe 3. Seules les variables présentant une différence significative avec l'âge sont présentées dans le Tableau A-5. Les différences intergroupes sont représentées par des étoiles. On constate que le groupe des plus jeunes (1-2 ans) est différent des autres sur la quasi-intégralité des valeurs. On note également que pour l'articulation de la cheville, mises à part quelques différences au niveau de l'angle de flexion/extension et du moment de flexion plantaire, il n'y a pas de différences entre le groupe 4 et les groupes plus âgés (enfants de plus de 4 ans). D'autre part, l'inclusion des enfants de 6-7 ans montre qu'il n'y a pas de différence entre les groupes de 5-6 et 6-7 ans pour les variables liées à la hanche. En revanche, pour l'articulation du genou, de nombreuses différences persistent entre les groupes d'âge (y compris pour les enfants plus âgés), en particulier au niveau des pics de puissance en fin d'appui, et sur les pics des angles d'abduction et de rotation interne en phase oscillante.

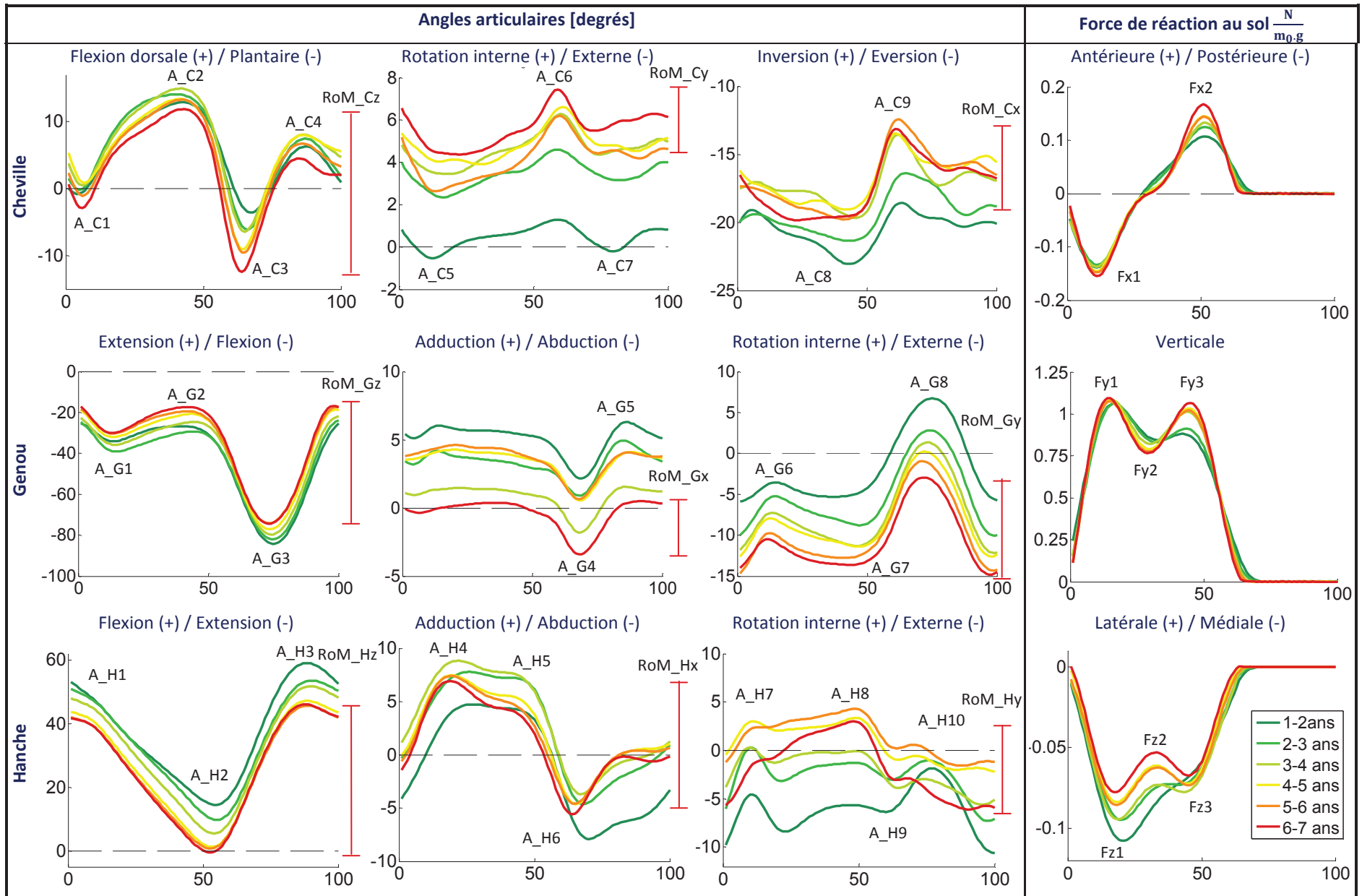


Figure A-5 : Angles articulars et GRF (courbes moyennes) sur 100 % du cycle de marche pour les 6 groupes d'âge.
RoM correspond à l'amplitude sur l'ensemble du cycle (représenté en rouge pour le groupe des 6-7 ans à titre d'exemple)

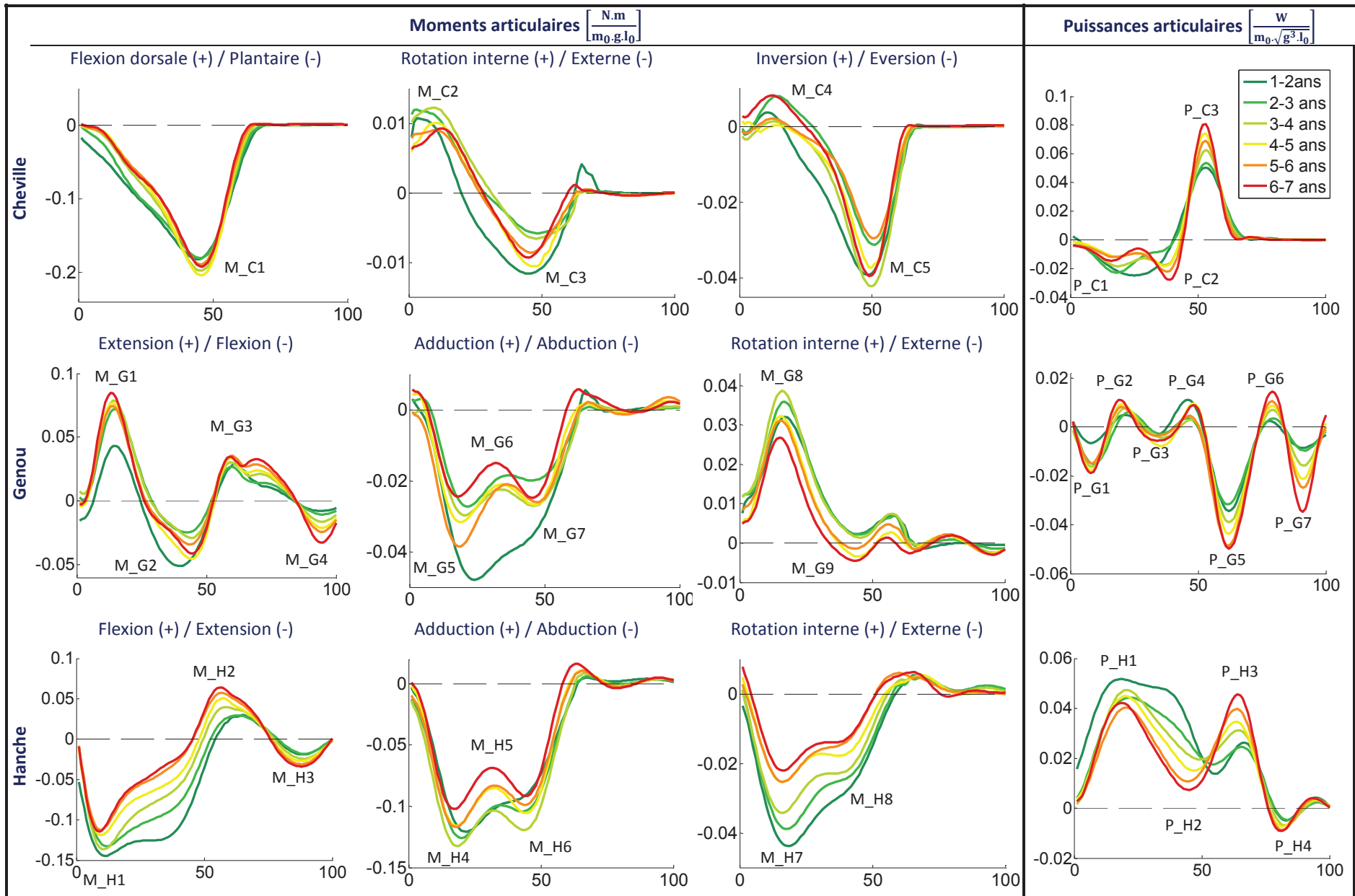


Figure A-6 : Moments et puissances articulaires (courbes moyennes) sur 100 % du cycle de marche pour les 6 groupes d'âge

Tableau A-5 : Résultats de l'analyse statistique. Seules les valeurs présentant des différences statistiques sont présentées (Test de Kruskal-Wallis, $p < 0.05$). Le nombre d'étoiles correspondant au niveau de significativité du test post-hoc de Kolmogorov-Smirnov avec correction de Bonferroni (case vide : non significatif, * : $p < 3,3 \cdot 10^{-3}$, ** : $p < 3,3 \cdot 10^{-4}$, *** : $p < 3,3 \cdot 10^{-5}$). Les comparaisons se lisent ainsi : 1^{ère} colonne, comparaison entre les groupes 1 et 2 ; 2^{ème} colonne, comparaison entre les groupes 1 et 3, etc.

Groupes		1					2				3			4		5
		2	3	4	5	6	3	4	5	6	4	5	6	5	6	6
Cheville	A_C1												**	*	***	
	A_C2								*	***			***			
	A_C3			***	***	***				**			**			
	A_C4					*				***			***		***	*
	RoM_Cz	***	**	***	***	***										
	A_C5		**	***	*	***				*						
	A_C6	**	***	***	***	***										
	A_C7		**	*	**	**										
	RoM_Cy									*						
	A_C8				**	*			*							
	A_C9		*	***	***	*			*							
	RoM_Cx									*			*			
	M_C1		**	***			*	**						**		
	M_C5											*				
	P_C1							**	***							
P_C3		*	***	**	***		***	*	***			***				
Genou	A_G1			***	***	***	**	***	***	***	**	***	***			
	A_G2			***	***	***	**	***	***	***	***	***	***		*	
	A_G3	*	***	***	***	***	*	***	***	***	**	***	***	*	*	
	RoM_Gz		*		***				*							
	A_G4									*	**			***	**	
	RoM_Gx	*	***	***	***	***										
	A_G6			**	***	***	*	*	***	***		*	***	**		
	A_G7	*	**	***	***	***	*	*	***	***						
	A_G8		*	**	***	***		**	**	***			***	*	**	
	RoM_Gy					*				**			**		**	
	M_G1			*	*	*										
	M_G2	*	**		***	*					*	*	*			
	M_G3				*				**	***		**	**			
	M_G5			*		***										*
	M_G8					*				**			***	*		
	M_G9										*					
	P_G1					*										
	P_G4		**	*	***	*							*			
	P_G5				**	**		**	***	***		***	***		*	
	P_G6	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***
P_G7		***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	*	***	***	

Hanche	A_H1					**	*	**	*	*	*			
	A_H2	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	**		
	A_H3	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***	***		
	A_H4		**							*	*			
	A_H5					*			*					
	A_H6		**	*	**									
	RoM_Hx									*				
	A_H7	**	***	***	***	***	*			*				
	A_H8	*	*	***	***	***								
	RoM_Hy													
	M_H1		*	***	***	***	**	***	***		***	***	*	
	M_H2		***	***	***	***	***	***	***	***	**	***	***	***
	M_H3			***	***	***	***	***	***	***	***	***	**	***
	M_H4								***			*		
	M_H6					*			*	***	**	***		
	M_H7			***	***	***	*	*	***			**		
	M_H8					*						*		
	P_H1		**	***	***	***	**			*				
	P_H2								**	*	***		*	
	P_H3							*	**		**		**	
P_H4					*	**	***	***	**	***	*	*		
GRF	Fx2	*	***	***	***	***	***	***	***	***	*	**		
	Fy2				***		**		***		*			
	Fy3		***	***	***	***	***	***	***	*				
	Fz1			**	**	***		***		***				
	Fz2				**		***	***	*	*	***	*		
	Fz3						*			**				

3.2 Stratégies biomécaniques d'augmentation de vitesse de marche selon l'âge

L'étude présentée en § 3.1 de ce chapitre a permis de conclure sur la maturation de la marche, à vitesse comparable quel que soit l'âge de l'enfant. Connaissant les différentes stratégies biomécaniques de marche de l'enfant selon son âge (utilisation de la hanche pour se propulser chez les plus jeunes, pour ensuite aller vers une mobilisation plus importante de la cheville, Samson et al. 2009), la question se pose de savoir si la stratégie adoptée pour augmenter sa vitesse de marche est la même à tout âge.

3.2.1 Méthode

La population est répartie en 6 groupes d'âge (1 groupe par année). Chacun de ces groupes est ensuite divisé en 3 sous-groupes de vitesse. Nous adoptons la même méthodologie que dans le § 3.1 de ce chapitre pour réduire la plage de vitesse afin d'obtenir des sous-groupes de vitesses homogènes, entre les groupes d'âge, c'est-à-dire que la répartition des vitesses soit identique pour chaque sous-groupe d'âge et de vitesse (test de Kruskal-Wallis, $p < 0.05$). Sur les 1253 essais de marche, 814 sont retenus, ce qui correspond à 65% de l'ensemble des essais.

Dans le but d'observer la stratégie d'augmentation de la vitesse, nous nous intéressons à la puissance et à l'angle $\alpha_{M_{\omega}}$ pour chacune des articulations. Pour les puissances, on calcule l'intégrale sous la courbe pendant la phase d'appui, correspondant au travail fourni (ou absorbé) par l'articulation. En ce qui concerne l'angle $\alpha_{M_{\omega}}$, le but étant de savoir si l'articulation est motrice ou non, nous calculons le pourcentage de la phase d'appui pour lequel l'angle $\alpha_{M_{\omega}}$ correspond à une configuration de propulsion ($\alpha_{M_{\omega}} < 60$ degrés).

Un test de Kruskal-Wallis ($p < 0.05$) entre les différents groupes de vitesse pour chaque groupe d'âge permettra de conclure sur l'influence de la variable mesurée dans l'augmentation de la vitesse.

La composition des groupes est décrite dans le Tableau A-6 et les vitesses des sous-groupes sont détaillées dans le Tableau A-7.

Tableau A-6 : Caractéristiques des 6 groupes d'âge après sélection

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre d'essais	Age (ans) Moy ± std	Poids (kg) Moy ± std	Longueur jambe (m) Moy ± std	Vitesse (adim) Moy ± std
A1	26 (15/11)	110	1,5 ± 0,2	11,2 ± 0,9	0,35 ± 0,02	0,41 ± 0,05
A2	38 (20/18)	150	2,4 ± 0,3	13,0 ± 1,3	0,40 ± 0,03	0,42 ± 0,05
A3	37 (20/17)	169	3,4 ± 0,3	15,1 ± 1,9	0,45 ± 0,02	0,41 ± 0,05
A4	38 (20/18)	150	4,5 ± 0,3	17,6 ± 2,2	0,50 ± 0,03	0,42 ± 0,05
A5	31 (17/14)	146	5,4 ± 0,3	20,2 ± 2,8	0,55 ± 0,04	0,43 ± 0,05
A6	21 (11/10)	89	6,6 ± 0,3	22,6 ± 2,9	0,59 ± 0,03	0,44 ± 0,04

Tableau A-7 : Composition des sous-groupes de vitesse, selon les groupes d'âge

Groupes d'âge	Vitesse 1		Vitesse 2		Vitesse 3	
	Moy ± std	(Nb essais)	Moy ± std	(Nb essais)	Moy ± std	(Nb essais)
A1	0,36 ± 0,02	(38)	0,42 ± 0,02	(32)	0,47 ± 0,02	(28)
A2	0,37 ± 0,02	(44)	0,42 ± 0,02	(46)	0,47 ± 0,02	(32)
A3	0,36 ± 0,02	(52)	0,42 ± 0,02	(61)	0,47 ± 0,02	(42)
A4	0,36 ± 0,02	(41)	0,42 ± 0,02	(50)	0,47 ± 0,02	(45)
A5	0,37 ± 0,02	(27)	0,42 ± 0,02	(52)	0,48 ± 0,02	(48)
A6	0,37 ± 0,01	(19)	0,42 ± 0,02	(28)	0,47 ± 0,02	(37)

3.2.2 Résultats

Les travaux mécaniques pour les trois articulations sont différents selon la vitesse de marche, pour tous les groupes d'âge. En revanche, pour l'angle $\alpha_{M_{\omega}}$, seul celui calculé à la cheville semble impliqué dans l'augmentation de la vitesse (pas de différence significative entre les groupes de vitesse pour les durées de configuration de propulsion pour le genou et la hanche).

On note une grande variabilité sur les résultats, en particulier sur les travaux mécaniques. Ceci est d'autant plus vrai pour les groupes des plus jeunes enfants. Cependant, il est tout de même possible d'observer des tendances générales.

Si on observe l'influence de l'âge, il existe peu de différences de stratégies d'augmentation de vitesse entre les groupes d'âge. Les tendances restent globalement les mêmes quel que soit l'âge de l'enfant : augmentation du travail généré à la cheville et à la hanche et augmentation du travail absorbé au genou avec l'augmentation de la vitesse. Cependant, les valeurs de ces travaux sont différentes selon les groupes d'âge (Figure A-7 a, b, c).

En ce qui concerne l'angle $\alpha_{M\omega}$ à la cheville, l'augmentation de vitesse entraîne une augmentation de la durée de la configuration de propulsion pour tous les âges, même si cette augmentation semble plus marquée pour les plus jeunes (Figure A-7 d). L'évolution des angles $\alpha_{M\omega}$ au genou et à la hanche semble moins systématique avec l'évolution de la vitesse (variation avec l'augmentation de la vitesse non ordonnée), et présente une variabilité importante (Figure A-7 e,f).

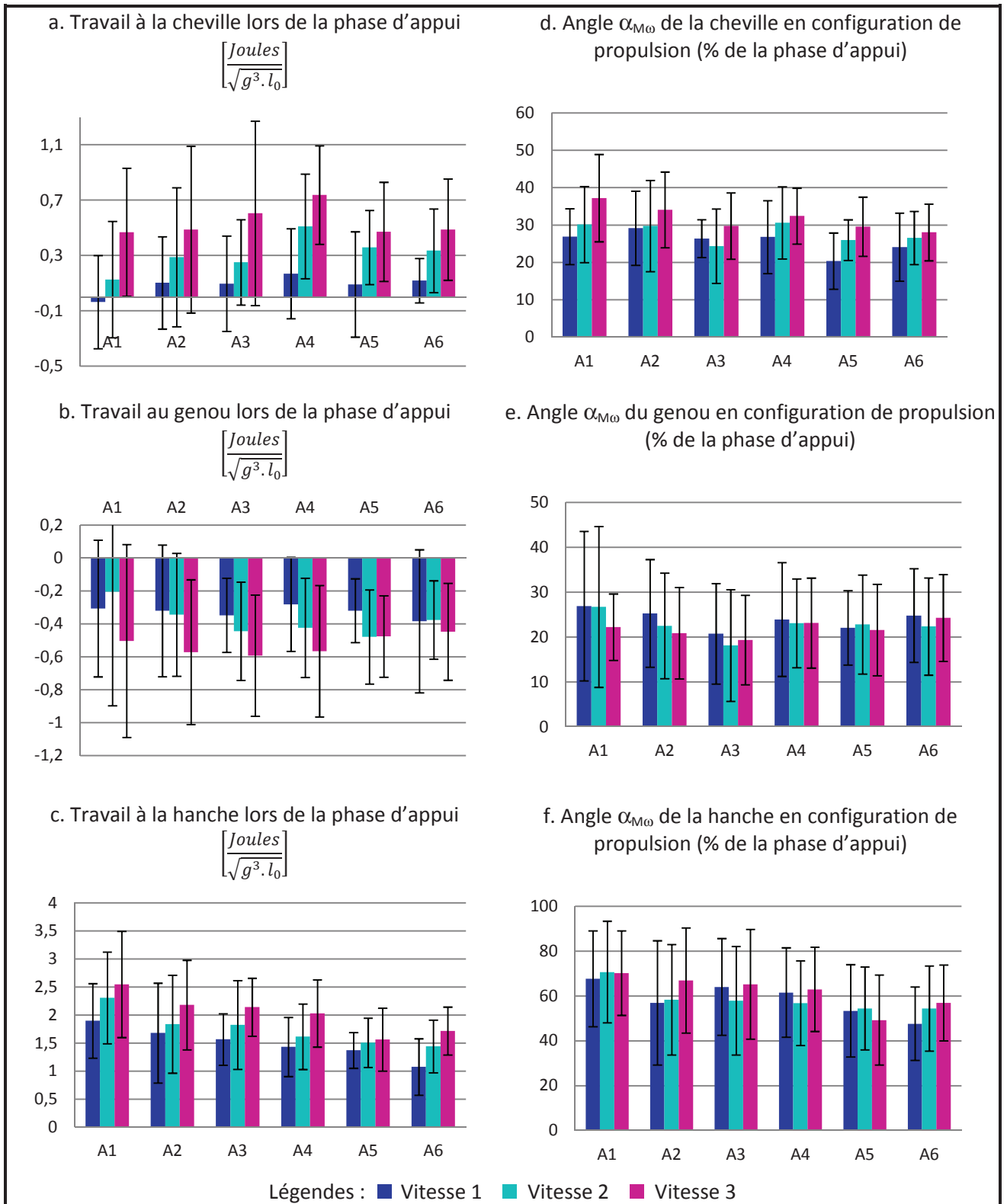


Figure A-7 : Valeurs moyennes et écart-types pour les groupes d'âge (A1 à A6) : a,b,c : Travail à la cheville, au genou et à la hanche respectivement ; d,e,f : Pourcentage du cycle de marche en configuration de propulsion pour l' $\alpha_{M\omega}$ de la cheville, du genou et de la hanche respectivement.

3.3 Modèles de régression sur la base de données

Avec une population de 16 enfants âgés entre 7 et 12 ans, Stansfield et al. (2006) proposent des modèles de régression sur les variables cinématiques et dynamiques de la marche en fonction de l'âge d'une part, et de la vitesse de marche d'autre part. Cette étude conclut que ces variables sont influencées par la vitesse et non par l'âge. Cependant, comme soulevé dans le paragraphe précédent, il apparaît clairement que l'influence de l'âge doit être considérée sur une population plus jeune comme celle de notre étude. C'est pourquoi, nous proposons des modèles de régression sur les variables cinématiques et dynamiques de la marche pour des enfants de moins de 7 ans. Ces modèles sont mixtes, afin de prendre en compte à la fois l'influence de l'âge, de la vitesse de marche et de leur interaction.

3.3.1 Méthode

3.3.1.1 Population

Dans cette étude, 1253 essais de marche sont considérés, couvrant ainsi une large plage d'âges et de vitesses de marche (Figure A-8).

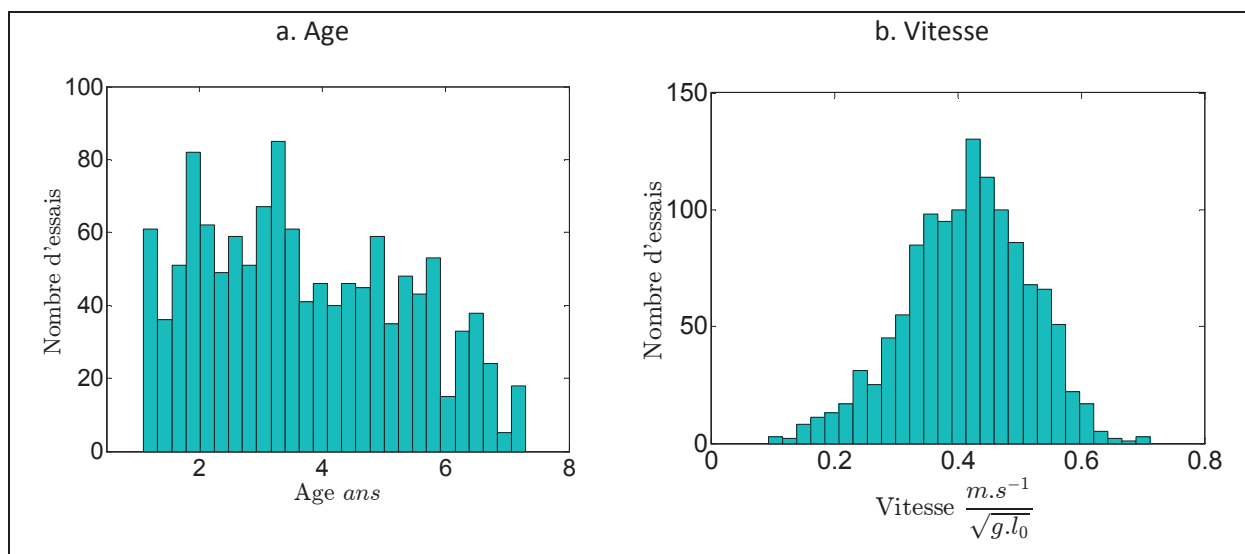


Figure A-8 : Répartition de l'ensemble des essais en fonction de l'âge et de la vitesse de marche

3.3.1.2 Identification des pics et instants de pics de courbes

Les valeurs de pics de courbes observées sont les mêmes que celles présentées dans l'étude précédente. Cependant, afin d'ajouter une information sur la temporalité du cycle de marche, on calcule également les instants d'apparition des pics, ceux-ci sont calculés en pourcentage du cycle de marche. Pour la notation, les abréviations sont les mêmes que celles du § 3.1.1 de ce chapitre pour les valeurs de pics de courbes, et pour les instants de pics, on ajoute le caractère « % » au nom du pic (e.g. on repère l'instant où apparaît le pic A_C1 par A_C1%).

3.3.1.3 Etude préliminaire : Analyse de sensibilité

3.3.1.3.1 Méthode

Dans un premier temps, nous cherchons à nous assurer que les pics et instants de pics sont bien affectés à la fois par la variation de l'âge et de la vitesse de marche de l'enfant. Pour cela, on réalise une étude de sensibilité sur les valeurs, qui consiste à décomposer la variance totale en somme de variances partielles en utilisant une décomposition en séries de Fourier. Parmi les méthodes de la littérature, beaucoup imposent un choix d'échantillon (e.g. Fourier Amplitude Sensitivity Test). Puisque dans notre cas l'échantillon ne peut être défini *a priori*, nous utiliserons la technique proposée par Plischke (2009). Cette méthode, également basée sur la décomposition en séries de Fourier, est indépendante du choix de l'échantillon et est applicable en post-traitement. L'analyse de sensibilité informe sur la contribution de la variance de la donnée d'entrée sur la variance totale de la donnée de sortie. On notera les différents indices de sensibilité si_A , si_V , si_AV correspondant respectivement à la contribution de l'âge, de la vitesse et du produit de l'âge par la vitesse sur la variable de sortie.

3.3.1.3.2 Résultats

Cette analyse de sensibilité permet de souligner l'importance de la variable âge dans la détermination des valeurs de pics de courbes, avec des si_A de l'ordre de grandeur des si_V voire plus grands, en particulier pour les angles de flexion/extension du genou et de la hanche, et pour la puissance à la hanche en fin d'appui (Figure A-9 a.). Comme attendu, les instants de pics de courbes sont globalement plus affectés par la variable de vitesse, même si parfois, le si_A a une valeur non négligeable (Figure A-9 b.)

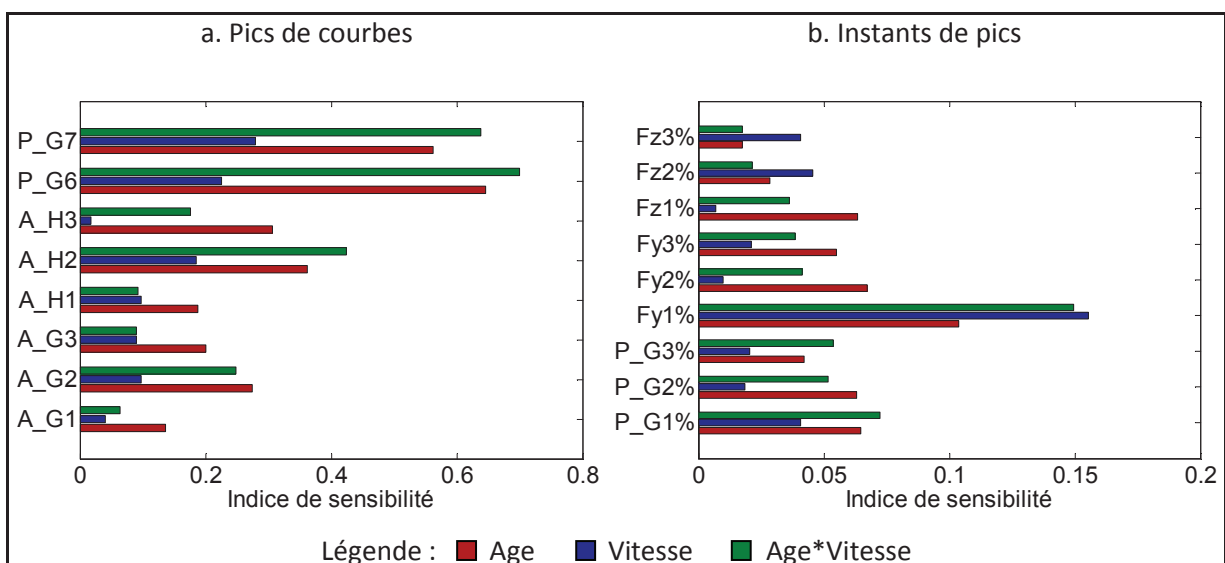


Figure A-9: Indices de sensibilité a. pour les angles de flexion du genou, de la hanche, et la puissance au genou en fin d'appui ; b. pour les instants de pics pour la puissance au genou en début d'appui et les composantes longitudinale et médiale de la force de réaction au sol.

Cette étude préliminaire nous permet d'identifier les variables explicatives dans le but d'établir un modèle de régression : l'âge, la vitesse de marche et leur interaction.

3.3.1.4 Paramètres de régression

Puisque l'âge et la vitesse de marche semblent être tous les deux importants dans la détermination des pics et instants de pics de courbes, le modèle de régression choisi s'écrit en fonction de ces deux facteurs, et de leur produit. Le modèle de régression est donné par la formule suivante:

$$\hat{Y} = a * Age + b * Vitesse + c * Age * Vitesse + d + \varepsilon$$

Avec :

- \hat{Y} : variable de sortie (pics et instants de pics de courbes)
- $Age, Vitesse$: facteurs d'entrée
- a, b, c, d : paramètres de la régression. Ces paramètres sont estimés avec la méthode des moindres carrés ordinaires.
- ε : erreur du modèle

Pour chaque modèle de régression, le coefficient de détermination issu de la régression (R^2) et la p-valeur du test de Student (t -test) sont calculés pour quantifier la qualité d'ajustement du modèle. Une analyse des résidus permet de calculer l'écart-type de l'erreur ($\sigma(\varepsilon)$) et de définir un intervalle de confiance à 95 % de la variable estimée ($[\hat{Y} - 1.96 * \sigma(\varepsilon) ; \hat{Y} + 1.96 * \sigma(\varepsilon)]$).

3.3.2 Résultats

3.3.2.1 Modèles de régression

Le Tableau A-8 présente une partie des résultats des modèles de régression. L'ensemble des résultats de la régression est disponible en Annexe 4. Les meilleurs modèles de régression sont obtenus pour les valeurs des pics des variables du genou et de la hanche, en particulier les moments de flexion/extension et les puissances. Pour les instants de pics, les modèles de régression sont moins souvent significatifs, et les valeurs de R^2 sont globalement moins élevées que pour les valeurs des pics. Cependant, elles fournissent une information sur la temporalité du cycle de marche.

Pour la GRF, les valeurs de R^2 sont acceptables (>0.1) avec les meilleurs résultats pour Fx2, Fy1 et Fy2. Cependant, la régression sur les instants Fx1% et Fx2% n'étant pas significative, l'estimation de cette variable en temporel n'est pas possible.

Tableau A-8 : Résultats de la régression pour certaines variables cinématiques et dynamiques. L'intégralité des résultats est présentée en Annexe 4. a,b,c,d sont les paramètres de régression, R² le coefficient de détermination, p-val la p-valeur et σ(ε) l'écart-type de l'erreur du modèle. Légende :

R ²	>0,4	0,2-0,4	0,1-0,2	<0,1	
pval	<10 ⁻⁵	<10 ⁻⁴	<10 ⁻³	<10 ⁻²	>10 ⁻²
	****	***	**	*	n.s.

Pics de courbes		a	b	c	d	R ²	p-val	σ(ε)
Cheville	A_C1	0,73	10,81	-2,18	-4,66	0,01	*	4,02
	A_C2	-0,13	-10,90	-0,52	21,13	0,10	****	3,86
	A_C3	-0,65	-29,54	-1,52	8,62	0,25	****	6,36
	A_C4	0,02	-6,81	-0,26	11,29	0,03	****	3,93
	P_C3	-2,32.10 ⁻⁴	0,09	0,01	0,02	0,29	****	0,02
Genou	A_G1	3,04	-15,51	-2,53	-35,52	0,19	****	6,03
	A_G2	1,28	3,37	1,84	-30,92	0,23	****	5,94
	A_G3	2,31	-30,92	0,30	-75,50	0,34	****	5,14
	M_G1	-4,5.10 ⁻³	1,3.10 ⁻¹	1,7.10 ⁻²	9,5.10 ⁻³	0,18	****	3,7.10 ⁻²
	M_G2	6,9.10 ⁻⁴	-1,6.10 ⁻¹	7,8.10 ⁻⁴	1,7.10 ⁻²	0,15	****	2,8.10 ⁻²
	M_G3	1,5.10 ⁻⁴	7,2.10 ⁻²	8,9.10 ⁻⁴	7,4.10 ⁻³	0,17	****	1,4.10 ⁻²
	P_G1	2,6.10 ⁻³	-3,4.10 ⁻²	-7,2.10 ⁻³	-2,9.10 ⁻³	0,12	****	1,2.10 ⁻²
	P_G2	-4,1.10 ⁻³	2,0.10 ⁻²	9,6.10 ⁻³	4,4.10 ⁻³	0,18	****	9,0.10 ⁻³
	P_G3	5,3.10 ⁻³	-4,6.10 ⁻²	-1,1.10 ⁻²	3,6.10 ⁻³	0,31	****	8,6.10 ⁻³
	P_G4	-3,5.10 ⁻³	4,2.10 ⁻²	5,5.10 ⁻³	2,2.10 ⁻³	0,10	****	1,1.10 ⁻²
	P_G5	4,5.10 ⁻³	-8,9.10 ⁻²	-1,7.10 ⁻²	-1,0.10 ⁻³	0,43	****	1,6.10 ⁻²
	P_G6	-3,3.10 ⁻⁵	-4,9.10 ⁻³	5,5.10 ⁻³	3,3.10 ⁻³	0,70	****	2,7.10 ⁻³
	P_G7	-2,6.10 ⁻⁴	-5,7.10 ⁻³	-1,1.10 ⁻²	7,3.10 ⁻⁴	0,64	****	6,5.10 ⁻³
Hanche	A_H1	-0,80	44,21	-3,88	39,09	0,26	****	5,79
	A_H2	-3,90	-32,93	2,08	30,33	0,39	****	6,92
	A_H3	-3,20	20,18	0,45	54,19	0,33	****	5,94
	M_H1	2,1.10 ⁻²	-1,0.10 ⁻¹	-2,7.10 ⁻²	-1,3.10 ⁻¹	0,21	****	3,6.10 ⁻²
	M_H2	-1,8.10 ⁻³	8,5.10 ⁻²	1,7.10 ⁻²	-2,7.10 ⁻³	0,57	****	1,4.10 ⁻²
	M_H3	2,0.10 ⁻³	-5,4.10 ⁻²	-1,3.10 ⁻²	8,8.10 ⁻³	0,66	****	8,3.10 ⁻³
	P_H1	-2,3.10 ⁻³	1,5.10 ⁻¹	-2,3.10 ⁻³	2,5.10 ⁻³	0,30	****	1,6.10 ⁻²
	P_H2	4,2.10 ⁻³	5,7.10 ⁻²	-1,2.10 ⁻²	-1,5.10 ⁻²	0,04	****	9,2.10 ⁻³
	P_H3	-1,1.10 ⁻²	2,5.10 ⁻²	2,8.10 ⁻²	3,1.10 ⁻²	0,49	****	1,2.10 ⁻²
	P_H4	3,7.10 ⁻³	-1,8.10 ⁻²	-1,1.10 ⁻²	1,3.10 ⁻³	0,64	****	4,0.10 ⁻³
GRF	Fx1	-1,12.10 ⁻²	9,72.10 ⁻²	3,02.10 ⁻²	9,76.10 ⁻²	0,17	****	4,11.10 ⁻²
	Fx2	-6,45.10 ⁻³	-2,24.10 ⁻¹	-6,85.10 ⁻³	-4,15.10 ⁻³	0,46	****	2,91.10 ⁻²
	Fy1	-7,79.10 ⁻³	-1,08	2,43.10 ⁻²	-6,71.10 ⁻¹	0,33	****	1,10.10 ⁻¹
	Fy2	-6,72.10 ⁻²	-5,34.10 ⁻²	1,71.10 ⁻¹	-7,74.10 ⁻¹	0,25	****	8,32.10 ⁻²
	Fy3	-2,83.10 ⁻²	1,04.10 ⁻¹	-5,36.10 ⁻³	-9,31.10 ⁻¹	0,15	****	8,75.10 ⁻²
	Fz1	-1,22.10 ⁻²	3,54.10 ⁻²	1,11.10 ⁻²	1,11.10 ⁻¹	0,14	****	2,50.10 ⁻²
	Fz2	-5,36.10 ⁻³	-3,24.10 ⁻²	1,31.10 ⁻³	9,52.10 ⁻²	0,14	****	1,86.10 ⁻²
	Fz3	-2,72.10 ⁻³	-3,34.10 ⁻²	-1,92.10 ⁻³	1,09.10 ⁻¹	0,08	****	2,22.10 ⁻²

3.3.2.2 Comparaison avec un cas clinique

Les enfants inclus dans l'étude étant des enfants sains, la base de données établie permet une comparaison avec les cas cliniques en appuyant le diagnostic du praticien. Afin de vérifier cette hypothèse, nous avons calculé les variables cinématiques et dynamiques d'un enfant de 7 ans atteint d'hémiplégie côté droit, à partir de mesures réalisées lors de sa marche à une vitesse adimensionnée de 0.39. Nous avons ensuite utilisé les paramètres de régression du modèle établi sur la population saine de référence pour estimer les variables cinématiques et dynamiques d'un enfant sain de même âge marchant à la même vitesse. Le modèle permet de définir des « zones cibles » pour chaque variable cinématique ou dynamique, que l'on peut tracer sur les courbes d'évolution temporelle des variables de marche du sujet pathologique. Les résultats pour la puissance au genou et à la hanche sont présentés Figure A-10.

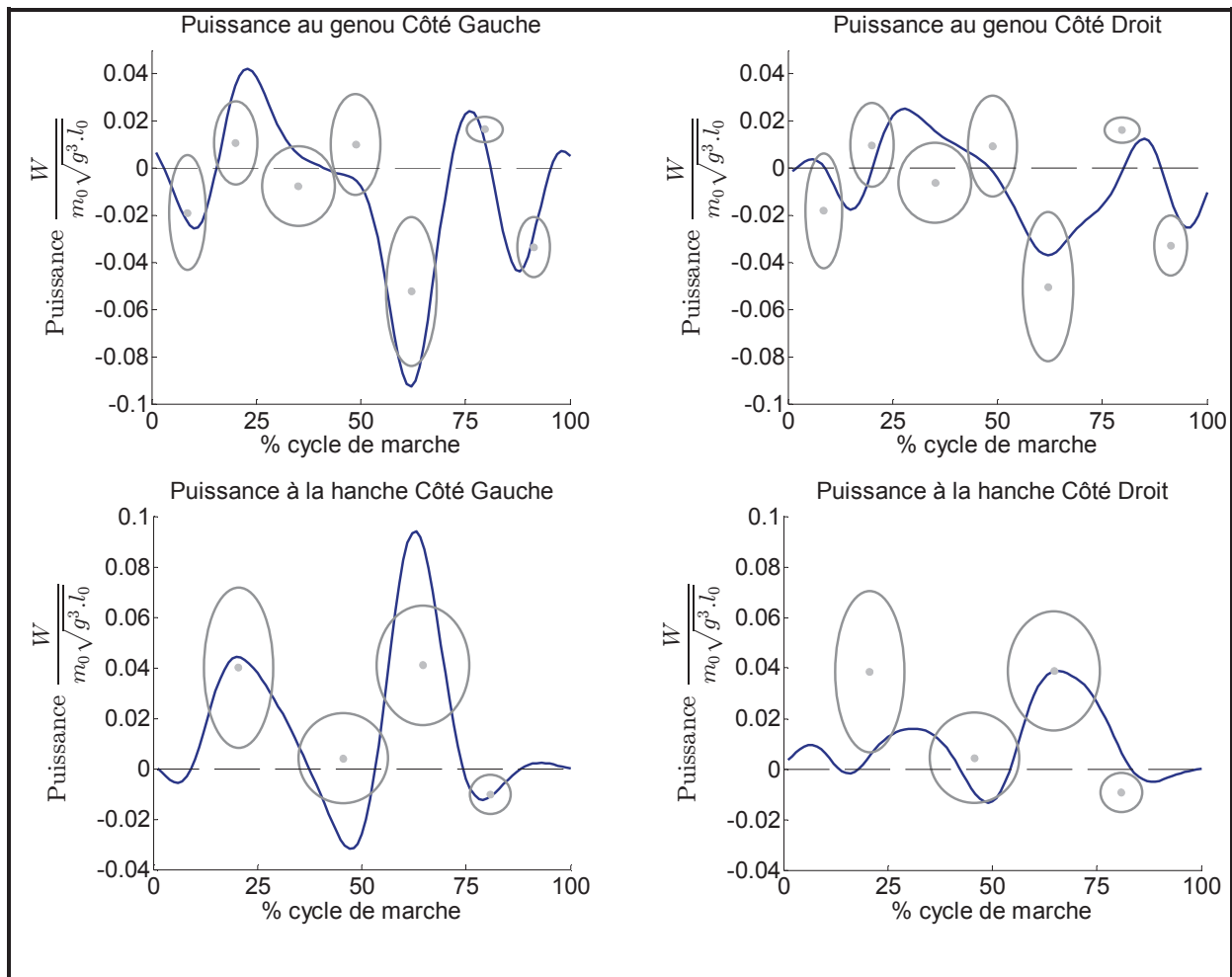


Figure A-10 : Puissances au genou et à la hanche pour un patient hémiplégique côté droit. Comparaison avec les données de référence issues de la régression. Les points gris représentent la valeur estimée (en fonction de l'âge et de la vitesse de marche du patient), et les ellipses l'intervalle de confiance à 95%.

Les modèles de régression permettent de quantifier l'écart entre les données de référence et les données de marche de ce patient. Les plus grandes différences, en amplitude de pics de courbes se

situent au niveau de la phase d'appui. Dans l'ensemble, les valeurs des pics de courbes sont supérieures à la référence pour la jambe gauche et inférieures pour la jambe droite, ce qui suggère une compensation entre les deux jambes. De plus, en ce qui concerne le déroulé temporel, lors de la phase oscillante, les pics de puissance au genou gauche semblent être en avance sur les valeurs de référence, alors que le genou droit est plus en retard. Ce déphasage temporel est également visible, bien que moins marqué, sur la puissance à la hanche.

3.4 Etude longitudinale

Un des buts de la campagne d'expérimentation menée depuis 2009 est de réaliser un suivi longitudinal des enfants. Cette deuxième thèse permet de donner quelques résultats quant à ce suivi longitudinal. De par la difficulté à mesurer de façon très régulière les enfants (disponibilité des parents, du laboratoire de mesure, état de santé de l'enfant, abandon des parents, intempéries ...) un nombre très restreint d'enfants a été mesuré depuis ses premiers pas jusqu'à ses 7 ans, aux intervalles prévus initialement dans le protocole.

3.4.1 Méthode

Le détail du nombre d'enfants ayant été mesurés plus de 3 fois au cours de l'étude est présenté dans le Tableau A-9. Au vu des données disponibles, le choix a donc été fait de mener trois sous-études longitudinales, sur 3 groupes d'enfants (notés par la suite Lg1, Lg2, Lg3). Afin de pouvoir inclure un maximum d'enfants dans cette étude longitudinale, le choix a été fait de regrouper les mesures effectuées sur la tranche 5-6 ou 6-7 ans. Bien que certaines différences persistent pour l'articulation du genou entre ces 2 tranches d'âge, les comparaisons pour les articulations de la cheville et de la hanche seront possibles, et c'est bien sur celles-ci que nous désirons nous attarder, puisqu'il s'agit des articulations arrivant à maturation sur les 7 premières années de marche. Les passages de marche considérés sont moyennés, pour un même enfant, sur l'ensemble des mesures effectuées au cours d'une tranche d'âge (voir Tableau A-9), afin de rendre l'analyse appariée possible. En effet, le nombre de passages avec des données dynamiques variant d'une session à l'autre, en particulier pour les tout-petits, il est plus judicieux de considérer le passage de marche moyen. Puisque nous considérons dans cette partie les mêmes enfants mesurés à différentes périodes, l'analyse statistique réalisée est différente de celles présentées jusqu'à maintenant. Nous utilisons une ANOVA de Friedman à mesures répétées (modèle linéaire généralisé, $p < 0.05$) pour quantifier l'influence globale intra-sujet (liée, entre autres, à l'âge de l'enfant). Un test de Wilcoxon apparié permet ensuite d'identifier les différences inter-groupes d'âge ($p < 0.05$).

Tableau A-9: Nombre d'enfants mesurés régulièrement. Une case orange signifie qu'il existe au minimum une mesure de l'enfant sur cette zone d'âge

Réf Groupe	Effectif	1-2 ans	2-3 ans	3-4 ans	4-5 ans	5-7 ans
Lg1	14					
Lg2	14					
Lg3	11					

3.4.2 Résultats

Les résultats de cette étude longitudinale confirment les résultats obtenus pour l'étude transversale. Même si les tests statistiques ne présentent pas systématiquement de différences significatives là où l'étude transversale en donnait (certainement du fait d'un nombre de sujets plus restreint), l'ordonnement des courbes est similaire pour cette étude longitudinale. En particulier, les courbes de la puissance à la cheville mettent bien en évidence les étapes clés de 2 ans et 4 ans pour cette articulation. (Figure A-11).

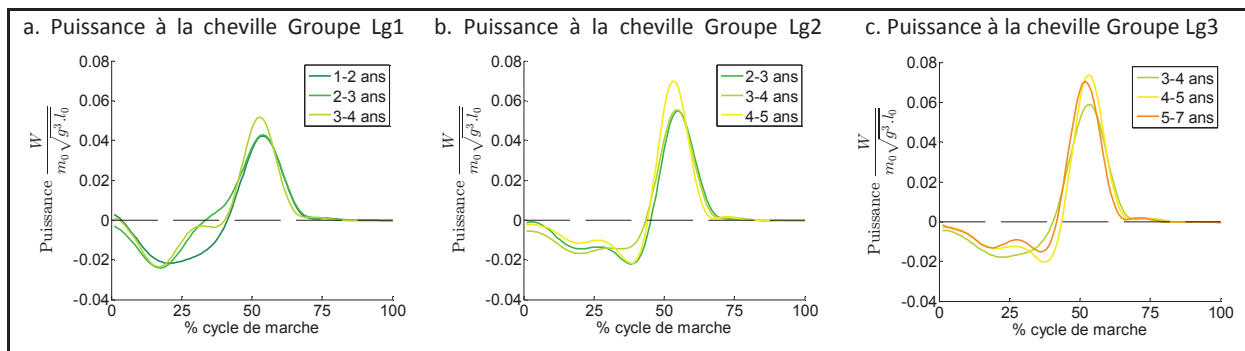


Figure A-11 : Puissance à la cheville. a. Groupe Lg1, b. Groupe Lg2, c. Groupe Lg3

Pour le genou, la spécificité du moment de flexion/extension pour le groupe des moins de 2 ans (i.e., moment très différent des autres groupes) est également observée dans cette étude longitudinale. Cependant, on observe également un écart entre les 2-3 ans et les 3-4 ans, pour le groupe Lg2, qui n'est pas présent dans l'étude transversale. Ce résultat est également mis en évidence sur le groupe Lg1 par l'analyse statistique, même si le tracé des courbes moyennes ne permet pas de constater cette différence.

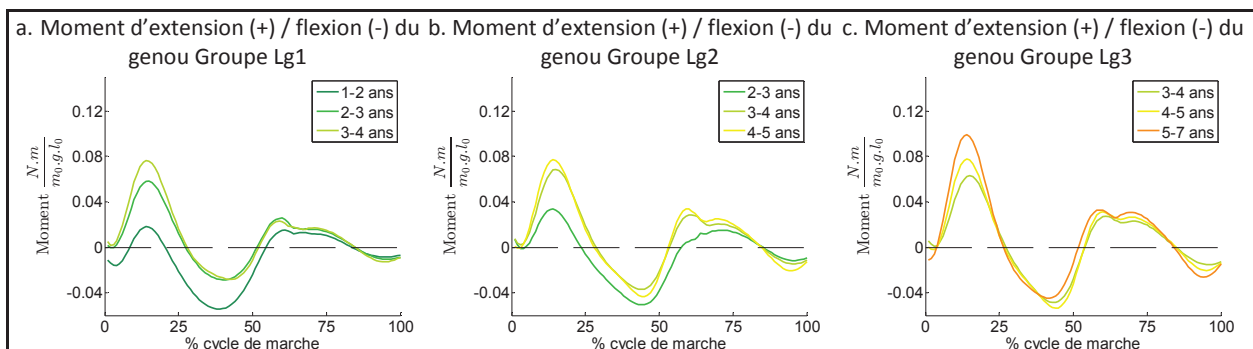


Figure A-12 : Moment d'extension (+) / flexion (-) du genou. a. Groupe Lg1, b. Groupe Lg2, c. Groupe Lg3

Concernant l'articulation de la hanche, l'effet prononcé de l'âge sur l'angle de flexion (§3.3.1.3.2 de ce chapitre) est confirmé avec cette étude longitudinale, et ce pour les 3 groupes. On observe des différences significatives pour A_H2 et A_H3 pour l'ensemble des sous-groupes.

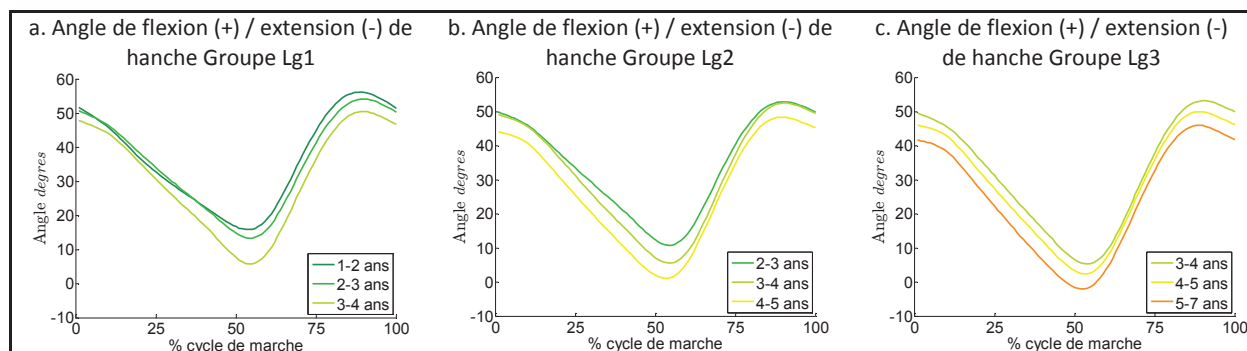


Figure A-13 : Angle de flexion (+) / extension (-) de la hanche. a. Groupe Lg1, b. Groupe Lg2, c. Groupe Lg3

4 Discussion

4.1 Maturation

Face aux divergences des conclusions de la littérature sur l'âge de maturation de la marche de l'enfant, une étude a été menée afin de mettre à jour ces conclusions, sur une population d'enfants âgés de moins de 7 ans. La nécessité de réduire l'intervalle de vitesse de marche des enfants pour ainsi ne considérer que les essais de marche réalisés à vitesses comparables réduit considérablement le nombre de mesures considérées. Cependant, cette vitesse correspond aux vitesses moyennes relatées dans la littérature, sur des populations d'enfants (1-13 ans) (Schwartz et al. 2008; Halleman et al. 2005; van der Linden et al. 2002; Stansfield et al. 2001a; Stansfield et al. 2001b). Le but de cette étude étant de mettre à jour les conclusions de la littérature sur la maturation de la marche du jeune enfant, la méthodologie retenue a été la comparaison de l'évolution des valeurs des pics de courbes avec l'âge, sans intégrer la dimension temporelle, conformément à ce qui est communément fait dans la littérature.

Le Tableau A-10 synthétise les conclusions sur la maturation de la marche, reprenant les résultats de la thèse de W. Samson, complétés par ceux de la présente étude. L'articulation de la cheville se révèle être « mécaniquement » mature à 4 ans, au regard du nombre très restreint de différences encore observées entre les groupes de 4-5 ans et les plus âgés (A_C1, A_C4, M_C1). L'augmentation des valeurs des pics de l'angle de flexion plantaire, du moment de flexion plantaire et de la puissance positive à la cheville avec l'âge correspond aux résultats de la littérature (Chester et al., 2006; Oeffinger et al., 1997). En ce qui concerne le genou et la hanche, l'inclusion des enfants de plus de 6 ans dans la présente étude permet de conclure sur une maturation de l'articulation de la hanche à l'âge de 6 ans (aucune différence significative n'apparaît entre les groupes de 5-6 ans et 6-7 ans). En revanche, la maturation du genou doit se faire autour de l'âge de 7 ans, puisque l'étude de Stansfield

et al. (2001b) ne relève pas de différence entre 7 et 13 ans, alors que quelques différences persistent sur la puissance au genou en fin de phase oscillante dans notre cas, entre les groupes des 5-6 et 6-7 ans. Cette analyse présente la maturation « biomécanique » de la marche. Pour compléter ces résultats, il serait intéressant de considérer l'analyse avec l'observation d'autres paramètres reflétant la maturation en particulier pour la comparaison avec les cas cliniques, tels que la variabilité (Rosengren et al., 2009) ou la coordination inter-segmentaire (Hutin et al., 2012).

La présente étude incluant plus de 1000 cycles de marche d'enfants âgés entre 1 et 7 ans, sans influence de la vitesse, permet une mise à jour fiable des conclusions sur la maturation de la marche du jeune enfant.

Tableau A-10 : Synthèse des conclusions sur la maturation de la marche. Les cases de couleur indiquent une évolution des pics des paramètres cinématiques et dynamiques avec l'avancée en âge. Les cases grisées représentent la non-évolution des paramètres cinématiques et dynamiques sur la plage d'âge

Age de l'enfant		→						
		1	2	3	4	5	6	7
Cheville	Cinématique	↑ angles flexion plantaire et rotation interne			↑ légère flexion plantaire (début d'appui)			
		↓ angles flexion dorsale et éversion						
	Dynamique	↑ moment flexion plantaire, ↑ puissances positive et négative						
Genou	Cinématique	↑ angle rotation externe						
		↓ angles flexion et adduction						
	Dynamique	↑ moment extension, ↑ puissances positive et négative						
		↓ moments abduction et rotation interne						
Hanche	Cinématique	↓ flexion, rotation externe						
		↑ moment extension, ↑ puissance positive (fin appui)						
	Dynamique	↓ moments flexion, abduction et rotation externe					↓ puissance positive (début appui)	
Stratégies de propulsion		Hanche		Hanche et cheville		Cheville		
« Age-clés » de maturation articulaire				4 ↑ Articulation de la cheville		6 ↑ Articulation de la hanche		7 ↑ Articulation du genou (?)

4.2 Stratégies biomécaniques d'augmentation de la vitesse

Afin de pouvoir comparer les groupes d'âge entre eux, nous avons dû réduire l'intervalle de vitesse considéré dans cette étude, ce qui conduit à constater à une stratégie d'augmentation de vitesse globalement similaire, quel que soit l'âge de l'enfant. Une étude spécifique sur l'influence de la vitesse, avec des consignes particulières données à l'enfant, permettrait peut-être de mettre en évidence des différences sur les vitesses de marche « extrêmes ». Ce sont principalement les articulations de la cheville et de la hanche qui sont impliquées dans l'augmentation de la vitesse de

marche. Pour les plus jeunes, la cheville est en configuration de stabilisation, voire de résistance à vitesse lente, avec un travail négatif et, pour augmenter la vitesse, ce travail devient positif. Cette modification de mobilisation de la cheville pour augmenter la vitesse est plus importante chez les plus jeunes enfants. Cependant, on ne remarque pas de différence notable entre les groupes d'âge pour l'augmentation de vitesse, bien qu'initialement, à vitesse comparable, les valeurs de travaux mécaniques sont différents (avec l'avancée en âge, on constate une augmentation du travail généré à la cheville et du travail absorbé au genou et une diminution du travail généré à la hanche).

En considérant le ratio de valeurs de pics de puissances à la cheville et à la hanche, Diamond et al. (2014) comparent les stratégies de propulsion en course d'enfants ayant des troubles de coordination avec des enfants sains. Les différences de valeurs de puissance permettent de différencier deux stratégies de propulsion pour la course et le sprint. Cependant, les essais réalisés à vitesse de marche normale ou rapide ne permettent pas de différencier les 2 groupes d'enfants, soulignant que l'étude de vitesses « extrêmes » est nécessaire pour une mise en exergue des phénomènes de propulsion.

4.3 Régression

Afin de relier âge et vitesse de marche aux variables cinématiques et dynamiques de la marche, des modèles de régressions sur les variables cinématiques et dynamiques ont été proposés, prenant en compte l'âge, la vitesse de marche et leur interaction. Dans notre étude, les meilleures régressions, prenant en compte âge et vitesse, sont obtenues pour les données du plan sagittal. Ceci correspond aux résultats de Stansfield et al. (2006). Dans cette étude, les auteurs ne traitent que des résultats du plan sagittal, ce qui laisse supposer des modèles de régression moins ajustés pour les autres plans. En ce qui concerne la GRF, la composante antéro-postérieure en début d'appui sur la population jeune présente une moins bonne régression comparée aux résultats de Stansfield et al. (2006) ; les pics de la composante verticale sont du même ordre de grandeur. Notre étude fournit également les régressions sur les composantes médio-latérales. L'instant des pics est également une donnée complémentaire que nous avons proposée. L'établissement de courbes de référence (i.e. moyennées) par classe d'âge ne semble pas réalisable, à cause de l'effet de la vitesse et de l'effet croisé de l'âge et de la vitesse de marche. C'est pourquoi il a été choisi de proposer plutôt des zones de valeurs de références, afin de permettre la comparaison avec les cas cliniques. Ces « cibles à atteindre » peuvent être facilement calculées pour chaque sujet et essais de marche (si on connaît l'âge, la longueur du membre inférieur et la vitesse de marche) et permettent de visualiser quand la courbe d'un paramètre biomécanique dévie de la référence non pathologique en amplitude et/ou déroulement temporel. D'autres méthodes d'évaluation de cette déviation ont été proposées dans la littérature (Baker et al., 2009; Barton et al., 2012; Schwartz and Rozumalski, 2008), mais la

proposition de ces « cibles à atteindre » semble une alternative intéressante d'un point de vue graphique. Cette proposition permet surtout d'intégrer les moments articulaires, rarement considérés dans les méthodes actuelles de caractérisation des déviations (excepté Rozumalski & Schwartz 2011), certainement parce qu'ils sont trop influencés par la vitesse de marche. L'application de la méthode sur un plus grand nombre de cas pathologiques sera nécessaire afin de confirmer le potentiel clinique de cette approche.

4.4 Etude longitudinale

L'étude longitudinale présentée ici avait pour but de confirmer les résultats mis en évidence avec l'étude transversale. Les étapes clés de 2 et 4 ans pour l'articulation de la cheville sont confirmées ainsi que l'influence de l'âge sur l'articulation de la hanche. Cependant, certaines différences au niveau du comportement du genou (e.g. pic du moment d'extension avant et après 3 ans) apparaissent alors qu'elles n'étaient pas présentes dans l'étude transversale. Cette étude longitudinale n'a pu être réalisée sur un nombre important d'enfants, étant données les difficultés rencontrées à la réalisation des mesures très régulières. Cependant, les effectifs par tranches d'âges observées peuvent être considérés comme acceptables (une dizaine) et correspondent aux travaux de la littérature sur des enfants aussi jeunes (Hallemans et al., 2006). L'influence de la vitesse n'a pas pu être analysée ici, puisqu'une sélection des essais aurait encore entraîné une diminution de l'effectif de mesures disponibles, qui est déjà assez restreint.

4.5 Limites

Les études menées regroupées au sein de ce chapitre présentent certaines limites. Tout d'abord, en ce qui concerne les variables dynamiques, le choix des paramètres inertiels et des régressions pour le centre articulaire de la hanche peut expliquer les différences de forme de courbes avec ceux de la littérature. Les paramètres inertiels utilisés (Jensen 1989) s'appliquent pour des enfants de plus de 4 ans. Cependant, à notre connaissance, seule l'étude de Van Dam et al. (2009) propose des régressions sur les paramètres inertiels pour des enfants de moins de 3 ans, mais sans le segment pied qui est nécessaire pour notre étude. De plus, la méthodologie du calcul de puissance articulaire n'est pas toujours explicite dans les travaux de la littérature (décomposition en trois « pseudo-composantes » ou non, choix d'une seule composante présentée ou calcul de la puissance comme un produit scalaire unique) ce qui rend la comparaison des résultats parfois difficile.

Un autre aspect à souligner est la présence de 2 expérimentateurs pour l'acquisition de l'ensemble de la base de données. Ceci introduit une variabilité supplémentaire dans les résultats obtenus, mais ce choix a été fait dans le but d'obtenir une base de données avec un nombre d'enfants inclus plus large. Une évaluation de cet effet a été menée afin de vérifier qu'il ne mettait pas en cause l'analyse des résultats.

Le choix du contrôle de vitesse *a posteriori* pourrait être évité en imposant une vitesse de marche fixe aux enfants. Cependant, cette contrainte supplémentaire risquerait de rendre très difficiles les expérimentations avec cette jeune population et pourrait aussi rendre moins « naturels » les passages enregistrés, l'utilisation d'un tapis roulant n'étant pas recommandée pour les jeunes enfants (Sutherland, 1996).

5 Synthèse

Avec un effectif de plus de 100 enfants âgés entre 1 et 7 ans et un total de 1253 essais de marche, une importante base de données de marche d'enfants sains a été constituée. Plusieurs approches ont été considérées pour l'exploitation de cette base de données unique. La prise en compte de la vitesse de marche a permis de mettre à jour les conclusions sur la maturation de la marche du jeune enfant, présente dans la littérature mais aux conclusions divergentes. Deux « âges-clés » ont été mis en évidence : 4 ans et 6 ans pour la maturation de l'articulation de la cheville et de la hanche respectivement. Des différences persistent entre les groupes d'enfants les plus âgés (5-6 ans et 6-7 ans) au niveau du genou, ne permettant pas de conclusion définitive à son égard.

Les stratégies d'augmentation de vitesse de marche ont été étudiées selon l'âge de l'enfant, mais la plage de vitesses relativement réduite (nécessaire pour permettre la comparaison sans biais lié à la variation de l'âge) ne révèle pas de différence de stratégies entre les groupes d'âge. Une étude complémentaire, avec une plage de variation de vitesses plus large est nécessaire pour confirmer ce résultat.

Dans le but de constituer une référence pour les applications cliniques, des modèles de régression prenant en compte l'âge, la vitesse de marche et leur interaction ont été proposés pour l'ensemble des paramètres cinématiques et dynamiques de la marche. Ainsi, une estimation des valeurs de référence correspondant aux enfants sains, pour un âge et une vitesse de marche donnés permet la comparaison des « valeurs cibles » avec les pics des courbes des enfants pathologiques. Ces données de référence sont uniques sur une population aussi jeune, et un effectif aussi large.

Enfin, les enfants ayant été mesurés plusieurs fois au cours de leur croissance ont pu être intégrés dans une étude longitudinale, permettant la caractérisation de l'évolution de la marche, en s'affranchissant de la variabilité inter-sujet. Ceci a permis la confirmation des résultats mis en évidence par l'étude transversale menée au préalable.

L'âge des enfants inclus (moins de 7 ans), le nombre de mesures (plus de 1200 essais de marche), la présence de données cinématiques et dynamiques adimensionnées, la prise en compte de la variation de vitesse de marche et la proposition de « zones cibles » pour une application clinique sont autant de spécificités qui font l'originalité des études menées au cours de la présente thèse.

B. Enfant : marche et chaussures

1 Bibliographie

Dès ses premiers pas, l'enfant porte des chaussures. Sa marche évoluant au cours de sa croissance, pour se rapprocher peu à peu de celle de l'adulte, il est nécessaire qu'il porte des chaussures adaptées à ses besoins spécifiques. Une revue de littérature récente (Wegener et al., 2011a) souligne qu'il existe un nombre restreint d'études sur cette thématique. De plus, beaucoup d'entre elles ne portent pas sur la marche en tant que telle, mais plutôt sur l'effet de la chaussure sur la morphologie du pied (e.g. pied plat) ou sur le rôle de la chaussure dans la réalisation de tâches motrices (Robinson et al., 2011). *A contrario*, la conception de la chaussure et son impact sur l'utilisateur a fait l'objet de nombreuses études sur l'adulte, principalement dans le domaine du sport (avant tout pour la course à pied) mais aussi dans le domaine orthopédique, qu'il s'agisse de populations saines (e.g. impact du port de chaussures à talon haut, implication des chaussures dans le risque de chutes chez les personnes âgées), ou pathologiques (principalement les patients atteints d'arthrose du genou et des patients diabétiques). Ces études ont permis d'optimiser la conception de chaussures pour répondre aux besoins spécifiques des populations adultes étudiées. C'est pourquoi, après avoir décrit brièvement la chaussure, nous baserons la première partie de la bibliographie sur ces études, afin d'identifier les éléments de conception retenus comme prépondérants. Nous nous concentrerons ensuite sur les études menées sur l'enfant, bien que les conclusions sur l'effet des éléments de conception soient plus limitées.

1.1 « Anatomie » de la chaussure

Une multitude de modèles de chaussures existent (e.g. mocassins, escarpins, boots, ballerines, derby), déclinés selon la mode, l'usage, le porteur ... Tous ces modèles ont en commun les deux composants d'une chaussure : la semelle (partie inférieure) et la tige (partie supérieure). La Figure B-1a présente quelques-uns des nombreux termes techniques décrivant l'« anatomie » d'une chaussure. La géométrie de la semelle est définie, entre autres, par :

- La hauteur de talon : différence entre l'épaisseur de la semelle au niveau des têtes métatarsiennes et de l'arrière du pied. Dans les métiers de la chaussure, on parle de « hauteur de cambrure », cependant, on préfère utiliser la notion de talon pour les non spécialistes de la chaussure ; on gardera ce terme dans la suite du manuscrit.
- Les bords latéraux et antéropostérieurs : dont l'inclinaison peut varier suivant la conception

La dureté de semelle correspond à la valeur mesurée de la dureté du matériau composant cette semelle.

On caractérise également la flexibilité de la chaussure à l'avant-pied. Une des techniques employées pour mesurer cette flexibilité est illustrée Figure B-1b. On mesure la force nécessaire à appliquer

pour fléchir la chaussure d'un angle fixe (égal à 45° degrés, test selon la norme NF EN ISO 20344:2012 §8.4.1).

En ce qui concerne la tige, elle peut être soit basse (extrémité supérieure en dessous des malléoles) ou haute (malléoles à l'intérieur de la chaussure).

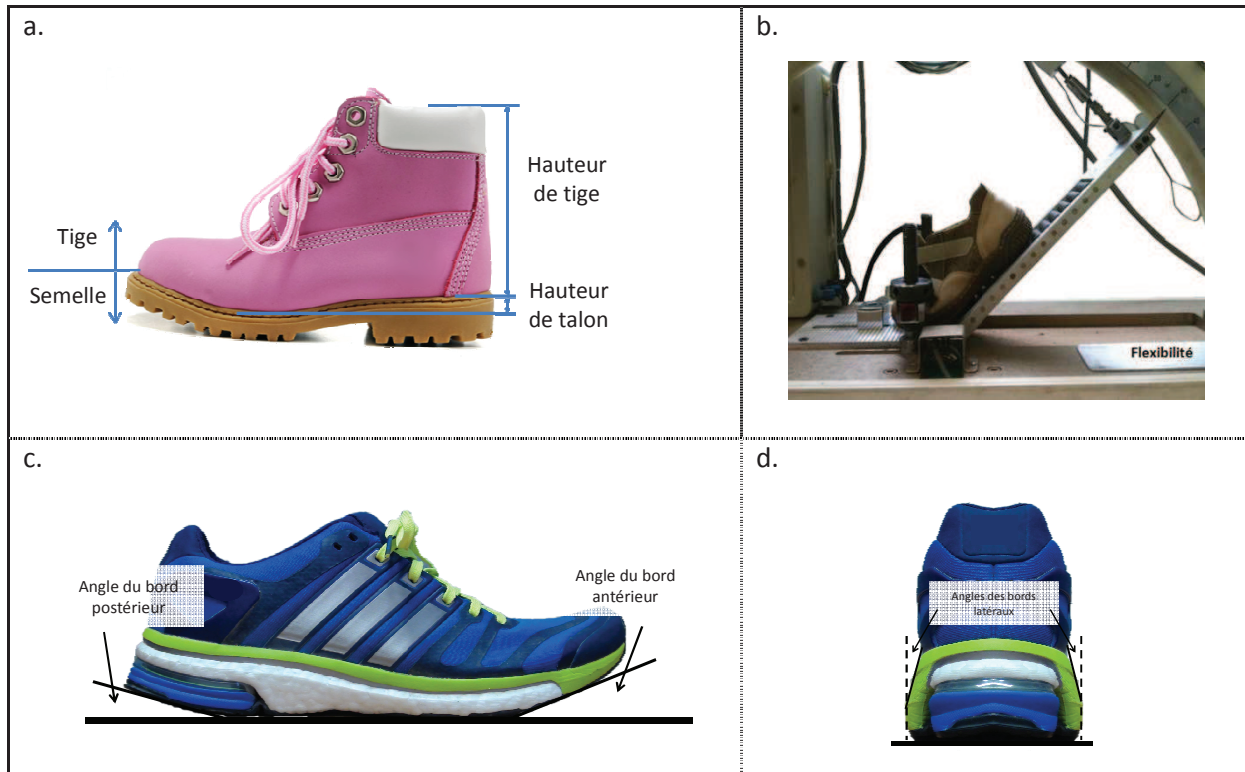


Figure B-1 : « Anatomie » de la chaussure a. Quelques termes techniques, b. Mesure de la flexibilité d'une chaussure (Laboratoire d'essais physiques de CTC), c. Angles des bords antérieur et postérieur, d. Angles des bords latéraux.

1.2 La chaussure pour adultes

1.2.1 Sport

La plupart des études de la littérature sur la chaussure de sport emploie le terme de pronation/supination pour parler du mouvement de la cheville dans le plan frontal, bien que celui-ci soit toujours couplé à l'adduction/abduction. On gardera donc cette dénomination pour la revue de littérature. En ce qui concerne nos mesures, la terminologie inversion/éversion sera conservée comme dans le chapitre précédent.

1.2.1.1 Comparaison des conditions pieds nus et pieds chaussés

La pratique sportive qui a fait l'objet du plus grand nombre d'études reste la course à pied. Courir avec des chaussures entraîne une diminution de la composante verticale de la force de réaction au sol par rapport à la course pieds nus (De Wit et al., 2000). Concernant la cheville, le coureur atterrit avec une flexion dorsale plus importante avec le chaussage. L'augmentation de l'amplitude de mouvement de la cheville avec l'augmentation de la vitesse est plus importante dans la condition

pieds nus (Bishop et al., 2006). Pieds nus, la phase de pronation est prolongée pendant que la supination en fin d'appui est plus faible (Nigg and Luethi, 1980). Pieds nus, la configuration de la jambe en phase de vol est différente avec des pics de flexions plantaire et de genou plus importantes, montrant une stratégie d'adaptation avec le chaussage (De Wit et al., 2000).

1.2.1.2 Influence des éléments de conception

Les études portant sur la course à pied visent principalement l'amélioration des propriétés de la chaussure pour l'absorption des chocs et le contrôle de la pronation excessive. D'autres types d'études s'intéressent à l'influence de la hauteur de tige, mais plus spécifiquement pour les basketteurs.

HAUTEUR DE TALON

Pendant la course, le pic de pronation et la durée de la phase de pronation sont réduites avec l'augmentation de la hauteur de talon (Bates et al., 1978). A l'inverse, les travaux de Clarke et al. (1983b) ne mettent pas en évidence d'effet de la hauteur du talon sur la pronation/supination. D'autre part, en faisant varier la hauteur de talon entre 2.1 et 3.3 cm pour 5 coureurs, testant chacun 5 paires de chaussures, Reinschmidt & Nigg (1995) ne notent pas de différence sur le pic du moment de flexion plantaire en phase d'appui.

ANGLE DES BORDS LATÉRAUX DE LA SEMELLE

Ce paramètre est étudié dans le but de contrôler la pronation et Cavanagh & Williams (1981) préconise d'augmenter cet angle pour la diminuer.

ANGLE DES BORDS ANTERIEURS ET POSTERIEURS DE LA SEMELLE

L'effet des angles entre les bords antérieurs et postérieurs de la semelle et l'horizontale est principalement étudié avec la chaussure dite « à bascule » (Masai Barefoot Technology® ou « MBT »). Cette chaussure provoque une instabilité plus importante que la chaussure traditionnelle, grâce à une surface de contact au sol plus faible. Par rapport à une chaussure traditionnelle, elle augmente l'amplitude de déplacement du centre de pression (Albright and Woodhull-Smith, 2009; Nigg et al., 2006), réduit les pics de pression sous l'avant-pied ou le talon en fonction du modèle (Brown et al., 2004; Stewart et al., 2007), augmente l'activité du jambier antérieur (Nigg et al., 2006). Cette chaussure est notamment préconisée chez le patient diabétique (Albright and Woodhull-Smith, 2009; Brown et al., 2004; Long et al., 2007) ou souffrant de neuropathies périphériques (Myers et al., 2006).

DURETE DE SEMELLE

Les conclusions divergent en ce qui concerne l'influence de la dureté de semelle sur le contrôle de la pronation. Lorsque Clarke et al. (1983) concluent que les semelles souples augmentent le pic de pronation, Nigg & Bahlsen (1988) montrent que le pic de pronation est plus faible avec des semelles souples. Ces différences peuvent être dues à des constructions de chaussure ou à des géométries de semelle distinctes. Mesurée en utilisant des marqueurs non pas sur la peau mais montés sur des vis intra-corticales, la variation de pronation/supination entre les semelles souples et rigides est en moyenne de 2°, suggérant que les marqueurs cutanés surestiment les mesures d'angles entre les différents segments du pied et de la jambe (Stacoff et al., 2000).

La dureté de semelle intervient également dans l'absorption des chocs. La semelle retarde l'apparition du « pic passif » (pic de la composante verticale de la GRF enregistré à environ 10% de la phase d'appui) et réduit le pic minimum succédant au pic passif (Clarke et al., 1983a). L'effet de la dureté de semelle prime sur celui de l'angle des bords latéraux de la semelle pour l'atténuation de l'impact du pied au sol (Frederick et al., 1984). McNair & Marshall (1994) ne montrent pas de différence significative sur la cinématique de la cheville et du genou entre les courses pieds nus et pieds chaussés avec différentes duretés de semelle. Les auteurs suggèrent alors que l'adaptation se produit au niveau de la dynamique.

FLEXIBILITE DE LA CHAUSSURE

Pendant la course et la marche, la flexion dorsale/plantaire de l'avant-pied n'est pas affectée par la chaussure, quel que soit le type de chaussure (Morio et al., 2009). En revanche, lorsque la « raideur » du pied (i.e. moment à l'articulation phalangienne divisé par l'angle articulaire) est comparée à celle de plusieurs chaussures de course, il s'avère que toutes les chaussures ont une « raideur » largement inférieure à celle du pied nu (Oleson et al., 2005). Les auteurs supposent alors que la « raideur » globale du pied chaussé est principalement due à celle du pied, suggérant que les variations de flexibilité des chaussures n'affectent pas la performance de course.

HAUTEUR DE TIGE

Dans le but d'étudier l'effet de la hauteur de tige des chaussures des basketteurs, Ottaviani et al. (1995) ont testé l'influence de la hauteur de tige sur le moment résistant d'inversion/éversion, à différents angles de flexion plantaire (test en position statique, tige basse ou tige « trois-quarts»). Cette étude a permis de mettre en évidence que la hauteur de tige peut augmenter le moment d'inversion à la cheville (à 0 et 16° de flexion plantaire) mais il n'y a pas d'incidence sur le moment d'éversion (Ottaviani et al., 2001).

MASSE DE LA CHAUSSURE

Les études sur les effets de la masse de la chaussure ont essentiellement mis en évidence une augmentation de la consommation d'énergie durant la course avec l'augmentation de la masse de la chaussure (Divert et al., 2008).

1.2.2 Orthopédie

1.2.2.1 Comparaison marche pieds nus / chaussés

Bergmann et al. (1995) ont étudié l'effet du chaussage sur les efforts au niveau de la hanche à partir d'une prothèse instrumentée de jauges de déformation (placées au niveau du col de la prothèse), implantée sur un patient de 82 ans, marchant à 3 km.h^{-1} et courant à 6 km.h^{-1} sur un tapis roulant. Quatorze types de chaussage ont été testés pendant la marche. Le principal effet observé est une augmentation importante du pic de moment de rotation interne enregistré par la prothèse par rapport à la condition pieds nus, quel que soit le chaussage. Les auteurs notent également de légères augmentations de la force résultante et du moment d'abduction enregistrés par la prothèse avec le port de chaussures.

Kutzner et al. (2013) comparent 4 modèles de chaussures sur 6 patients adultes (d'âge moyen 69 ans), portant tous une prothèse instrumentée de genou et marchant sur un tapis à une vitesse de 4 km.h^{-1} . Les chaussures testées sont de différents types : chaussures de course (un modèle basique et un plus technique), chaussures de ville, MBT. Avec le port de chaussures, la force de contact articulaire augmente en début de phase d'appui pour tous les types de chaussures, et diminue en fin de phase d'appui, excepté avec le modèle de chaussure de ville, pour lequel on constate une augmentation significative de 4%, en comparaison à la condition pieds nus. Par ailleurs, en ce qui concerne les moments au genou, seul le moment d'adduction/abduction présente des différences significatives. La présence de chaussures augmente le pic du moment d'adduction en début d'appui et en fin d'appui (seul le modèle de chaussure de ville présente une différence significative pour la fin d'appui). En conclusion, d'après cette étude, la chaussure a tendance à augmenter le chargement du genou ; le modèle qui semble le plus modifier ce chargement est la chaussure de type ville homme, et les auteurs notent qu'il s'agit de la chaussure qui a la hauteur de talon la plus importante, bien que modérée.

1.2.2.2 Éléments de conception de la chaussure

HAUTEUR DE TALON

Beaucoup d'études qui s'intéressent à ce paramètre de la chaussure traitent des chaussures à talon haut pour femmes. Par exemple, dans les travaux de Barkema et al. (2012), les auteurs comparent des chaussures de femmes avec 3 hauteurs de talon (1, 5 et 9 cm), dans 2 conditions de vitesse

(imposée et « de confort »). La principale conclusion de cette étude est qu'avec l'augmentation de la hauteur de talon, les pics de moments d'abduction du genou augmentent, ainsi que ceux de la cheville et de la hanche. Pour le plan sagittal, Ho et al. (2012) constatent une augmentation des pics de l'angle de flexion et du moment d'extension du genou avec l'élévation du talon (hauteurs testées : 1.27, 6.35 et 9.53 cm). On notera que pour cette étude, les vitesses de marche ont été sélectionnées *a posteriori*, en ne gardant que les essais pour lesquels la vitesse de marche était égale à plus ou moins 5% de la vitesse de marche du premier essai réalisé avec le talon bas. De plus, dans leur étude comparative (pieds nus, talons de 4 et 10 cm, groupes de femmes jeunes et âgées), Mika et al. (2012) constatent une augmentation de l'amplitude de flexion du genou entre pieds nus et talon bas, mais une diminution avec le talon haut. L'amplitude du mouvement de la cheville (plans sagittal et frontal) est réduite avec le port de chaussures, les amplitudes sont d'autant plus faibles que le talon est haut. L'augmentation de la hauteur de talon provoquerait donc une augmentation de l'angle de flexion du genou en début d'appui et une diminution de l'amplitude de l'angle d'éversion de la cheville (hypothèse de compensation). Les auteurs constatent également une augmentation de l'activation du *gastrocnemius medialis* et du *rectus femoris* avec l'augmentation de la hauteur de talon en début et en fin d'appui. Pour le *tibialis anterior*, l'augmentation d'activité est vraie uniquement en début d'appui. Cependant, dans cette dernière étude, aucune information n'est donnée sur la variation de vitesse entre les conditions de chaussage ; puisqu'il s'agit de la vitesse de confort des sujets, il est possible que celle-ci ait varié entre les conditions de chaussage.

Une étude menée sur des adultes (groupes de jeunes et de personnes âgées) marchant sur différentes surfaces (sol lisse, irrégulier et humide), avec différents modèles de chaussures (de type ville avec les éléments de conception variables, e.g. dureté de semelle, hauteur de talon, hauteur de tige...) compare, entre autres, l'influence de la hauteur de talon sur la marche (Menant et al., 2009). L'hypothèse est faite que les caractéristiques suivantes auraient pour but « d'améliorer la stabilité » de marche : diminution de la longueur de pas et de la vitesse de marche, augmentation du temps de double appui et de la largeur de pas. Les essais de marche réalisés avec les chaussures avec un talon haut présentent une diminution de la vitesse de marche et une augmentation du temps de double-appui par rapport à la chaussure de référence, suggérant une instabilité induite par la présence du talon haut.

DURETE DE SEMELLE

La variation de la dureté de semelle est souvent étudiée dans le cas de patients souffrant d'arthrose du genou, une variation de dureté (dureté plus haute sur le bord latéral) étant supposée diminuer le pic de moment d'adduction du genou. Plusieurs études récentes confirment cette hypothèse, et proposent des explications du mécanisme permettant cette modification de chargement du genou :

soit une adaptation dynamique : déplacement médial du centre de pression (Jenkyn et al., 2011) ; soit une adaptation cinématique : jambe plus verticale et adaptation du bassin (Boyer et al., 2012). Dans l'étude de Menant et al. (2009), dans laquelle la semelle a une dureté homogène, l'augmentation de la dureté de semelle augmente le temps de double appui.

HAUTEUR DE TIGE

Menant et al. (2009) constatent, sur les personnes âgées, qu'avec une tige haute, le temps de double appui est plus long, et la largeur de pas plus grande ce qui « favorise la stabilité ». Cependant, les auteurs soulignent qu'on ne peut conclure si la tige haute, parce qu'elle enveloppe la cheville, donne une meilleure information à l'utilisateur sur la position de sa cheville, et ainsi « améliore sa stabilité », ou s'il s'agit d'une compensation due à la restriction du mouvement d'inversion/éversion.

1.3 La chaussure pour enfants

Les seules études, à notre connaissance, qui comparent différents types de chaussures sur une population de jeunes enfants sont l'étude de Kristen et al. (1998), celle de Wolf et al. (2008) et une étude préliminaire de notre équipe (Samson et al., 2011b). Les principaux résultats sont présentés dans le Tableau B-1. L'étude préliminaire réalisée au sein de notre équipe, qui comparait des jeunes enfants marchant pieds nus et portant des chaussures du commerce a permis de souligner l'importance de l'effet de la vitesse sur les différences observées entre les conditions de chaussage. Par ailleurs, dans l'étude de Wolf et al. (2008) qui considère des enfants de plus de 6 ans, la principale conclusion est que le modèle de chaussure qui permet la marche la plus proche de la marche pieds nus est le plus léger, le plus souple et avec la semelle la moins épaisse. Cependant, les 2 types de chaussures comparées étaient un modèle issu du commerce et un prototype réalisé pour l'expérience. Ainsi, bien que les caractéristiques géométriques des 2 modèles de chaussures comparés soient identiques (i.e. longueurs et largeurs à l'extérieur et à l'intérieur de la chaussure), les auteurs soulignent les différences en termes de poids, d'épaisseur de semelle, de dureté de semelle et de hauteur de talon entre les 2 types de chaussures. Cependant, il n'est pas précisé si les 2 modèles de chaussures comparés sont identiques en termes de conception de forme et de tige, ce qui pourrait induire un biais dans la comparaison des chaussures.

1.3.1 Chaussure et morphologie du pied

En 1989, deux études prospectives concluaient sur le développement de l'arche plantaire indépendamment du port de chaussures (Gould et al., 1989; Wenger et al., 1989). Cependant, ces conclusions ont été remises en cause par plusieurs études comparatives, menées entre des enfants ayant porté des chaussures dès leurs premiers pas et d'autres ayant toujours marché pieds nus. Les populations étudiées étaient des enfants vivant en milieu citadin ou urbain au Nigéria (Abolarin et al., 2011) et en Inde (Rao and Joseph, 1992; Sachithanandam and Joseph, 1995). L'étude de

Sachithanandam & Joseph (1995) établit que plus les enfants portent des chaussures tôt, plus le risque de présenter un pied plat est élevé. Rao & Joseph (1992), quant à eux, soulignent que le risque de présenter un pied plat est plus important si l'enfant porte des chaussures fermées, comparé au port de sandales. De plus, la présence de pied plat diminue avec l'avancée en âge (Staheli, 1991), ce qui amène l'auteur à recommander de porter des chaussures larges au niveau des orteils pour les plus jeunes enfants.

1.3.2 Chaussure et tâches motrices (autres que la marche)

L'étude de Robinson et al. (2011) permet de comparer la réalisation de différentes tâches motrices (e.g. course, saut, glissade) effectuées par un groupe de 12 enfants âgés entre 3 et 5 ans avec 2 types de chaussures : une sandale (*flip-flop*) et une chaussure de sport (*athletic shoe*). Les scores obtenus aux différents tests effectués par les enfants sont meilleurs pour ceux réalisés avec la chaussure de sport que ceux obtenus avec la sandale. Cependant, cette étude ne compare pas la réalisation de ces tâches avec une condition pieds nus.

La revue de littérature de Walther et al. (2008) apporte des informations sur les types de chaussures de sport à porter en fonction de l'âge de l'enfant et du sport pratiqué. Néanmoins, ces recommandations, pour la plupart, sont basées uniquement sur une interprétation des résultats obtenus pieds nus, et non sur des études comparatives pieds nus/pieds chaussés.

1.3.3 Chaussure et marche

Dans la littérature, certaines études traitent de l'influence de la chaussure sur la marche du jeune enfant. Cependant, leur nombre reste assez limité comme le précise Wegener dans sa revue de littérature (Wegener et al. 2011). De plus, la plupart de ces études présentent certaines limites :

- Elles sont souvent basées sur l'interprétation de la marche pieds nus
- Elles sont limitées à des mesures de paramètres spatio-temporels et des données de GRF
- Elles ne considèrent que des chaussures de sport
- Elles traitent de l'influence de la chaussure sur la morphologie du pied et non sur la marche (cf. § 1.3.1 de ce chapitre)

Par ailleurs, un certain nombre d'études s'intéressent à des populations d'enfants pathologiques, mais nous n'aborderons pas le sujet dans ce manuscrit.

Le Tableau B-1 reprend les principales conclusions des études portant sur la comparaison de marches pieds nus et chaussés sur une population enfant.

A la lecture de ce tableau, il apparaît évident que relativement peu d'études traitent à proprement parler de la marche de l'enfant chaussé, en comparaison de la marche pieds nus, et ceci est d'autant plus vrai sur la population de moins de 7 ans.

**Tableau B-1 : Etudes portant sur la comparaison marche pieds nus et pieds chaussés du jeune enfant sain
(modifié et complété d'après les travaux de Thèse de W. Samson 2011). n représente le nombre d'enfants inclus dans l'étude**

Auteurs et année	Agés (ans)	n	Conditions de chaussage comparées	Variables mesurées	Principaux résultats	Conclusions
Kristen et al. 1998	2-5	30	<p>Marche pieds nus et avec 3 types de chaussures :</p> <ul style="list-style-type: none"> - hauteur talon 3mm - hauteur talon 7mm - hauteur talon 7mm avec un support de voûte plantaire 	3 composantes de la GRF	<p>↑ Longueur de pas (si hauteur talon 7 mm)</p> <p>↑ durée du contact - Transfert de la charge de l'arrière-pied vers le médio-pied (toutes les chaussures).</p> <p>↑ 1^{er} pic de la composante verticale et composante postérieure de la GRF pour les chaussures de hauteur talon 7 mm</p> <p>Pas de différence sur la composante médio-latérale de la GRF entre les différentes conditions de chaussage</p>	<p>Hauteur de talon de 7mm trop importante, valeur de 2 à 5 mm recommandables.</p> <p>La chaussure doit fournir une stabilisation de l'arrière-pied, sans contraindre les mouvements de la cheville et de l'articulation métatarso-phalangienne.</p>
Lythgo et al. 2009	5-19	898	<p>Marche pieds nus et avec chaussures de sport</p> <p><i>Chaussures personnelles des enfants, non identiques pour tous les enfants.</i></p>	<p>Paramètres spatio-temporels (Tapis GaitRite), quantification de la symétrie des paramètres</p>	<p>Pieds chaussés :</p> <p>↑ vitesse de déplacement, longueur de pas, base de support, durée des phases d'appui et de double appui.</p> <p>↓ angle de progression du pied, fréquence de pas, durée de la phase oscillante.</p>	<p>Chaussure modifie les paramètres spatio-temporels, mais n'affecte pas la symétrie.</p>

Oeffinger et al. 1999	7-10	12	<p>Marche pieds nus et avec chaussures de sport avec support de voûte et semelle en caoutchouc</p> <p><i>Chaussures personnelles des enfants, non identiques pour tous les enfants.</i></p>	<p>Analyse de la marche (paramètres spatio-temporels, angles, moments et puissances à la cheville, au genou et à la hanche)</p>	<p>Pieds chaussés :</p> <p>PST : ↑ vitesse et longueur de pas ; ↓ fréquence de pas.</p> <p>Cheville : ↑ pic de moment de flexion plantaire (fin d'appui), pic de puissance négative (milieu d'appui) ; ↓ pics de rotation externe et de flexion plantaire, pic de puissance positive (fin d'appui).</p> <p>Genou : ↑ pic de moment de flexion (milieu d'appui), puissance positive (début d'appui) ; ↓ pic de flexion (début d'appui), pic de puissance négative (milieu d'appui et phase oscillante).</p> <p>Hanche : ↓ pic de moment d'extension (fin de phase oscillante).</p>	<p>Malgré ces différences, les auteurs considèrent que l'analyse clinique de la marche pieds nus est suffisante.</p>
Samson et al. 2011	2-6	21	<p>Marche pieds nus et pieds chaussés</p> <p><i>Différents modèles de chaussures du commerce testés</i></p>	<p>Analyse de la marche (PST, angles, moments et puissances à la cheville, au genou, à la hanche)</p> <p>Répartition en 3 groupes de vitesse de marche (lente, moyenne, rapide)</p>	<p>Avec le port de chaussures :</p> <ul style="list-style-type: none"> • Cheville : ↑ pics des angle et moment de flexion plantaire, angle de rotation interne, moment d'éversion (différences diminuent avec l'augmentation de la vitesse) ↑ pic de puissance négative (vitesses lente et moyenne) ; ↓ pic de puissance positive (vitesse rapide) • Genou : peu de différences significatives • Hanche : ↑ pics des angle et moment de flexion (différences augmentent avec l'augmentation de la vitesse) 	<p>La cheville et hanche affectées par le port de chaussures, surtout à vitesse rapide.</p> <p>La vitesse de marche doit être considérée dans l'étude de l'influence de la chaussure sur la marche du jeune enfant.</p>

Walther et al. 2008	<16	-	Chaussures de sport enfants	revue de littérature	<p>0-1 an : pas besoin d'une chaussure, encore moins d'une chaussure de sport. Une paire de chaussettes suffit (protection climatique).</p> <p>1-2 ans: uniquement un rôle de protection climatique et de l'environnement. Chaussure souple et flexible, pour une liberté similaire à la marche pieds nus. Même recommandations pour la chaussure de sport.</p> <p>2-4 ans : souple et plate, maintenir l'arrière-pied.</p> <p>4-6 ans : stabiliser l'arrière-pied, maintenir la cheville, semelle en caoutchouc (adhérence optimale), pas de support de voûte, flexible (suivre l'articulation métatarso-phalangienne).</p> <p>6-10 ans : stabiliser le médio-pied et l'arrière-pied, talon (très petit, max 1cm en pointure 26).</p> <p>12-15 : chaussure relativement similaire à l'adulte.</p> <p>De manière générale, la chaussure doit être adaptée à la taille du pied, avec un système de serrage simple pour un serrage correct, avec des matériaux respirants pour la tige, légère et bon marché.</p>	
Wegener et al. 2011	<16	-	Marche enfant pieds nus et chaussés	revue de littérature	<p>Pieds chaussés :</p> <p>↑ vitesse de déplacement, longueur de pas, durée de la phase d'appui et de double appui, base de support, amplitude de mouvement de flexion de cheville et de genou, pic de flexion plantaire, activité du jambier antérieur.</p> <p>↓ fréquence de pas, durée de la phase oscillante, pic de flexion dorsale, amplitude de mouvement du gros orteil et du médio-pied dans tous les plans, longueur de l'arche plantaire, torsion arrière/avant-pieds, largeur de l'avant-pied, pic de supination du pied.</p>	<p>La chaussure modifie la marche. Ces effets au long terme sur la croissance et le développement sont inconnus mais doivent toutefois être considérés sur les patients en pédiatrie.</p>

Wegener et al. 2011	5-13	12	Marche pieds nus et pieds chaussés (chaussures de ville)	Analyse de la marche (cinématique) Modélisation du pied en 2 segments (arrière-pied et avant-pied) :	Diminution de l'amplitude des angles entre les 2 segments du pied dans les 3 plans	L'impact de la chaussure sur le mouvement du pied devrait être considéré dans la prescription de chaussures orthopédiques.
Wolf et al. 2008	6-10	18	Marche pieds nus et pieds chaussés Deux modèles de chaussures avec marqueurs sur le pied à travers la chaussure. Seconde chaussure plus souple, légère et semelle moins épaisse que la première chaussure.	Analyse de la marche (cinématique) Modélisation du pied en 3 segments (arrière-pied, médio-pied et avant-pied) :	Variations par rapport à la condition pieds nus quel que soit le modèle de chaussure ↑ longueur de pas, durée d'appui, amplitude de mouvement de flexion/extension de cheville. ↓ fréquence de pas, amplitudes de mouvement de flexion du gros orteil, de torsion arrière/avant-pieds, angle de progression du pied, longueur maximale de l'arche plantaire, largeur de l'avant-pied. Variations moins prononcées avec le second modèle pour la flexion du gros orteil, la torsion arrière/avant-pieds, la largeur de l'avant-pied	La seconde chaussure se rapproche davantage de la condition pieds nus. Souplesse, légèreté et flexibilité semblent donc être les propriétés de la chaussure à privilégier chez l'enfant.

A la lecture de cette revue bibliographique, nous pouvons mettre en évidence plusieurs limites sur l'existant en termes d'effet du chaussage sur la marche du jeune enfant :

- Beaucoup d'études portent uniquement sur les paramètres spatio-temporels ou la GRF
- Parmi les études traitant de la cinématique et de la dynamique articulaire, les enfants sont souvent âgés de plus de 6 ans, alors que de nombreux changements opèrent durant les premières années de marche (Chapitre A)
- En général, une vingtaine, voire trentaine d'enfants est inclus dans les études (excepté pour les travaux de Lythgo et al. (2009))
- Les comparaisons entre pieds nus et pieds chaussés sont souvent effectuées avec les chaussures habituelles des enfants (qui peuvent être différentes d'un enfant à un autre)
- Les éléments de conception de la chaussure sont importants chez l'adulte, et en particulier chez le sujet âgé (Menant 2008-2009), mais n'ont pas été étudiés sur une population de jeunes enfants

Dans un contexte industriel, il est important de mieux connaître l'effet de la chaussure sur la marche de l'enfant, afin d'optimiser les éléments de conception de celle-ci. C'est pourquoi, on se propose de réaliser des mesures de marche d'enfants portant des chaussures différentes et de les comparer aux mesures de marche pieds nus.

Dans un premier temps, nous présenterons les adaptations nécessaires au protocole de mesure pour considérer des mesures avec prototypes de chaussures. Ensuite, nous caractériserons l'influence du port de la chaussure (en considérant une chaussure « moyenne ») sur la marche pieds nus. Enfin, en prenant en compte uniquement les mesures pieds chaussés, nous quantifierons l'influence sur la marche de chacun des éléments de conception variables des prototypes de chaussures testés. Les résultats seront discutés de manière commune à la suite de l'ensemble des études.

2 Marche pieds nus et marche pieds chaussés de l'enfant

2.1 Matériel et méthodes

2.1.1 Population

84 AQM d'enfants âgés entre 2 et 7 ans ont été réalisées avec des chaussures, menant à un total de plus de 200 mesures avec différents types de chaussures. La capacité de concentration des plus jeunes enfants inclus dans l'étude étant relativement limitée (Piaget, 1937), il n'a pas été possible de faire des mesures avec les prototypes de chaussures (à la suite des mesures pieds nus) pour les moins de 2 ans. De plus, les prototypes de chaussures ont été réalisés uniquement au cours de la

présente thèse, c'est pourquoi le nombre de mesures incluses dans cette partie du manuscrit est moins important que dans le Chapitre A. Les caractéristiques anthropométriques des enfants sont détaillées dans le **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** Le groupe d'âge 1 n'apparaît pas ici puisque cette partie de la population n'a pas été mesurée avec les chaussures.

Tableau B-2 : Caractéristiques de la population enfant mesurée avec et sans chaussures

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre AQM	Age (ans) Moy ± std	Poids (kg) Moy ± std	Longueur jambe (m) Moy ± std	Vitesse (adim) Moy ± std
A2	12 (9/3)	13	2,5 ± 0,3	13,3 ± 1,1	0,40 ± 0,02	0,47 ± 0,08
A3	14 (9/5)	17	3,4 ± 0,3	15,4 ± 2,3	0,45 ± 0,02	0,51 ± 0,06
A4	20 (10/10)	19	4,5 ± 0,3	17,4 ± 2,3	0,50 ± 0,03	0,49 ± 0,06
A5	16 (8/8)	18	5,4 ± 0,3	19,8 ± 2,1	0,54 ± 0,03	0,48 ± 0,04
A6	16 (9/7)	17	6,5 ± 0,3	22,8 ± 3,3	0,59 ± 0,03	0,51 ± 0,05

2.1.2 Déroulement d'une mesure avec tests de chaussures

Lorsque l'enfant arrive pour la séance de mesures, après quelques minutes d'adaptation (en présence de la psychomotricienne), l'enfant quitte ses chaussures et vêtements, et on l'équipe avec l'ensemble des marqueurs cutanés, placés sur les membres inférieurs (cf. Chapitre A). Une première série de mesures de marche est réalisée pieds nus. Ensuite, les marqueurs placés sur les pieds et les malléoles sont enlevés, et l'enfant se chausse (une chaussette fine est préalablement enfilée, pour des raisons d'hygiène et de confort dans la chaussure). L'ordre dans lequel les différents modèles de chaussures sont testés est aléatoire. Cependant, la mesure de marche pieds nus est toujours réalisée en premier, afin de répondre aux contraintes techniques liées à la population étudiée : il est plus aisé de placer l'ensemble des marqueurs sur le corps de l'enfant dès le début de l'expérimentation, lorsque l'exercice de marche n'a pas encore débuté, cette étape nécessitant que l'enfant reste calme. Les chaussures sont également équipés de marqueurs, placés en regard des points anatomiques du pied, décrits au § A.2.2.2.1.

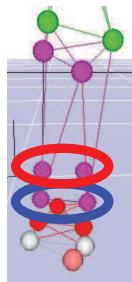
2.1.3 Chaussures testées

Cette thèse ayant été réalisée au sein de l'entreprise CTC, les prototypes de chaussures ont été fabriqués dans l'atelier chaussures de l'entreprise à Lyon. Ainsi, la conception a pu être entièrement maîtrisée, et les éléments de conception variables contrôlés. Dans la première partie de ce chapitre, nous nous intéressons à l'influence globale du port de la chaussure. Si un enfant a testé plusieurs paires de chaussures au cours d'une même session, nous faisons la moyenne de l'ensemble des essais chaussés pour cette première comparaison. Par la suite, nous définirons plus précisément les éléments de conception des chaussures (§ 3.1.2 de ce chapitre).

2.1.4 Spécificités du protocole de mesures de marche pieds chaussés

2.1.4.1 Placement de marqueurs techniques pour le repérage des malléoles

Certains des modèles de chaussures présentant une tige haute (couvrant les malléoles), il est impossible de garder les marqueurs présents sur les malléoles pendant les mesures de marche avec les chaussures. Pour remédier à ce problème, et garder la modélisation de la cheville, des marqueurs techniques sont placés à quelques centimètres au dessus des malléoles : un marqueur sur le péroné correspondant à celui sur la malléole externe, et un sur le tibia pour la malléole interne (Figure B-2). Le calcul de la position des marqueurs « virtuels » sur les malléoles est effectué à partir des quatre marqueurs du segment jambe, par une optimisation segmentaire utilisant la méthode de Söderkvist (Söderkvist and Wedin, 1993). L'utilisation de ces marqueurs techniques induit une erreur (par rapport aux marqueurs placés directement en regard des malléoles dans le cas de la marche pieds nus) sur la cinématique et la dynamique de la cheville et du genou. Afin de quantifier cette erreur, nous utilisons les essais de marche pieds nus, pour lesquels les marqueurs placés sur les malléoles et les marqueurs techniques étaient tous les 4 présents. L'écart entre les courbes correspondant aux données calculées avec les marqueurs sur les malléoles et ceux reconstruits à partir des marqueurs techniques (« virtuels ») est évalué par l'erreur type (Root Mean Square Error – RMSE) entre les courbes moyennes (correspondant aux 6 passages de marche moyennés) dans les 2 conditions.



**Figure B-2 : Illustration du placement des marqueurs techniques sur la jambe (vue de face).
Cercle bleu : marqueurs sur les malléoles / Cercle rouge : marqueurs techniques**

Le détail de cette erreur est présenté dans le Tableau B-3. On remarque que l'erreur est plus grande sur les paramètres biomécaniques de la cheville, que sur ceux du genou. En particulier, les calculs de l'angle d'inversion/éversion de la cheville et du moment de flexion sont très affectés par cette reconstruction. Cependant, les contraintes du protocole de mesures avec les chaussures imposent l'utilisation de cette méthode, l'analyse des résultats doit donc prendre en compte les données issues des marqueurs reconstruits. Ainsi, afin de mener à bien la comparaison entre la marche pieds nus et chaussés, c'est-à-dire pour éliminer cette erreur dans l'interprétation des résultats de comparaison, nous utiliserons les marqueurs reconstruits également pour les données pieds nus dans cette partie. Par conséquent, les courbes présentées pour les données pieds nus ici peuvent être un peu différentes de celles du chapitre précédent.

Tableau B-3 : Quantification de l'erreur induite par l'utilisation de marqueurs techniques (tibia et péroné).
 La colonne Amplitude renseigne sur l'ordre de grandeur de l'amplitude de la variable au cours du cycle de marche. Moy et std représentent la valeur moyenne et l'écart-type de la RMSE respectivement.

Grandeur Unité	Direction	Cheville			Genou		
		Amplitude	RMSE		Amplitude	RMSE	
			Moy	std		Moy	std
Angle Degrés	Flexion/Extension	35	0,5	0,2	55	0,4	0,2
	Inversion/Eversion - Adduction/Abduction	10	3,0	2,0	5	0,3	0,1
	Rotation Ext/Int	5	2,5	1,1	15	0,2	0,1
Moment $\frac{N \cdot m}{m_0 \cdot g \cdot l_0}$	Flexion/Extension	0.2	$5,0 \cdot 10^{-4}$	$3,4 \cdot 10^{-4}$	0.15	$2,7 \cdot 10^{-4}$	$1,7 \cdot 10^{-4}$
	Inversion/Eversion - Adduction/Abduction	0.05	$1,8 \cdot 10^{-4}$	$1,2 \cdot 10^{-4}$	0.04	$2,6 \cdot 10^{-4}$	$1,5 \cdot 10^{-4}$
	Rotation Ext/Int	0.03	$3,2 \cdot 10^{-4}$	$2,1 \cdot 10^{-4}$	0.03	$2,5 \cdot 10^{-4}$	$1,5 \cdot 10^{-4}$
Puissance $\frac{W}{m_0 \cdot \sqrt{g^3 \cdot l_0}}$	-	0.12	$1,3 \cdot 10^{-3}$	$9,1 \cdot 10^{-4}$	0.07	$5,3 \cdot 10^{-4}$	$2,1 \cdot 10^{-4}$

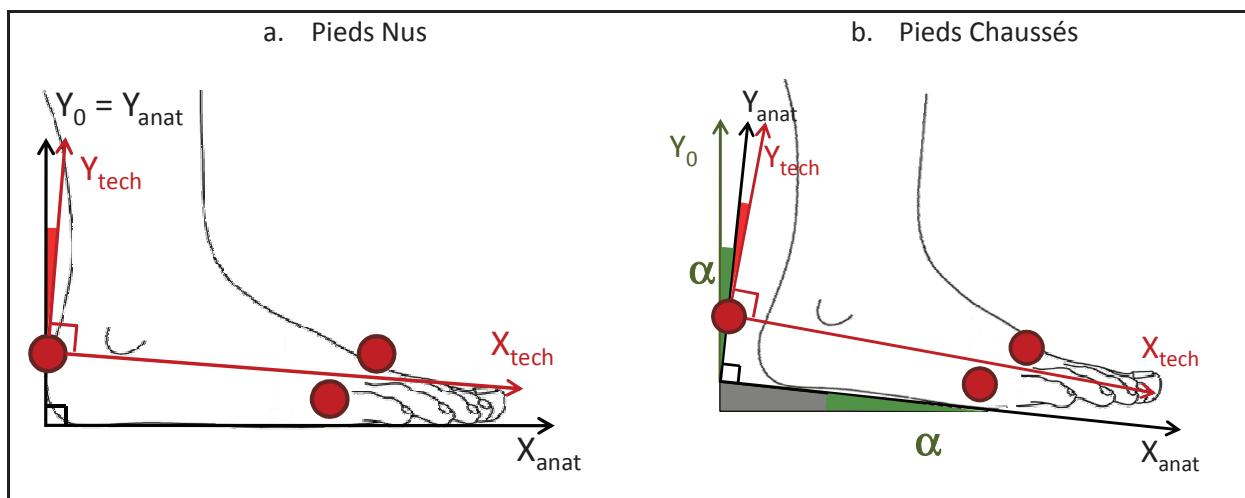
2.1.4.2 Définition d'une position statique de référence

Le placement des marqueurs définissant le segment pied ne pouvant être exactement le même entre la condition pieds nus et les différentes conditions de chaussage, le recalage de la différence de position des marqueurs se fait *a posteriori*, en utilisant un enregistrement de position statique dans chaque condition.

Le critère retenu pour recalculer le repère lié au segment du pied dans les différentes conditions de chaussage est la définition de l'axe **Y** du pied correspondant à la direction verticale.

On notera ${}_{tech}^0T$ le repère défini par la position des marqueurs, et ${}_{anat}^0T$ le repère basé sur la définition de l'axe **Y** vertical.

Afin de prendre en compte l'effet de l'inclinaison de la semelle sur la position du pied, pour les mesures pieds chaussés, l'axe **Y** de référence ne correspond pas à la verticale mais à la verticale inclinée de l'angle α (Figure B-3). Cet angle est déterminé de manière géométrique par mesure des hauteurs de talon des chaussures.



**Figure B-3 : Illustration des repères techniques et anatomiques : a. Pieds Nus b. Pieds Chaussés.
L'angle α représente l'inclinaison due à la hauteur de talon de la semelle**

La matrice homogène définissant la position et l'orientation du repère anatomique du pied au cours de l'essai de marche, noté ${}^0\text{anat}T_{marche}$, est calculée comme suit :

$${}^0\text{anat}T_{marche} = {}^0\text{tech}T_{marche} \cdot {}^{\text{tech}}\text{tech}T_{soder} \cdot {}^{\text{tech}}\text{anat}T_{stat}$$

Avec : ${}^0\text{anat}T_{marche}$: Repère anatomique du pied au cours de l'essai de marche

${}^0\text{tech}T_{marche}$: Repère technique du pied au cours de l'essai de marche

${}^{\text{tech}}\text{tech}T_{soder}$: Recalage de la position des marqueurs entre l'essai statique et l'essai de marche (méthode de Söderkvist) prenant en compte l'angle α .

${}^{\text{tech}}\text{anat}T_{stat}$: Matrice de passage du repère technique vers le repère anatomique, calculés sur

$$\text{l'essai statique comme suit : } {}^{\text{tech}}\text{anat}T_{stat} = [{}^0\text{tech}T_{stat}]^{-1} \cdot {}^0\text{anat}T_{stat}$$

Etant données les contraintes expérimentales (difficultés rencontrées pour parvenir à ce que l'enfant reste en position statique le temps de l'acquisition), la seule indication pour cette position est le placement des pieds parallèles, nécessaires pour la reconstruction des marqueurs virtuels sur les malléoles lors des mesures avec les chaussures. La position des jambes et des cuisses ne sont pas contrôlées strictement. Par conséquent, cette position de référence ne peut intervenir dans le calcul des angles articulaires, pour définir le 0 de chaque angle, comme cela peut être proposé dans la littérature (Michaud et al., 2012). Le choix a donc été fait de ne pas chercher à définir une position neutre pour les angles articulaires.

2.1.5 Méthodes d'analyse des données

Dans cette partie, nous nous intéressons à l'effet global de la chaussure sur la marche. C'est pourquoi, pour un même enfant, on moyenne l'ensemble des essais effectués avec différents prototypes de chaussures lors d'une session donnée. L'analyse plus détaillée des éléments de conception de chaussure se fera par la suite. Afin de mener à bien ce travail de comparaison entre marche pieds nus et marche pieds chaussés, nous mènerons 2 études. La première consiste à déterminer si l'évolution en fonction de l'âge des paramètres de marche pieds chaussés est la même que l'évolution observée pieds nus. La deuxième consiste en une comparaison de la marche pieds nus et chaussés afin d'identifier les paramètres de la marche modifiés par le port de chaussures.

2.1.5.1 Influence de la chaussure sur l'évolution de la marche avec l'âge

Comme démontré dans le chapitre précédent, on observe une évolution de la stratégie de marche sur les premières années de marche. Le très jeune enfant mobilise principalement sa hanche pour se propulser, alors que l'enfant plus âgé utilise davantage la cheville. L'objectif de cette étude est de déterminer si le port de chaussures modifie les écarts mis en évidence sur certains paramètres (e.g. angle de flexion dorsale/plantaire, de flexion/extension de la hanche, puissance à la hanche) entre les enfants d'âges différents. La population est divisée en groupes d'âge, similaires à ceux définis pour l'étude des mesures de marche pieds nus uniquement. Pour chaque condition, on s'assure que la vitesse de marche entre les groupes d'âge ne soit pas différente (test de Kruskal-Wallis $p < 0.05$). On compare ensuite les différences liées à l'âge sur les pics de courbes et les instants de pics (test de Kruskal-Wallis $p < 0.05$, test post-hoc de Kolmogorov-Smirnov avec correction de Bonferroni – 5 groupes d'âge donnant un total de 10 comparaisons $p < 0.005$) pour les mesures de marche pieds nus d'une part et celles de marche pieds chaussés d'autre part.

2.1.5.2 Comparaison marche pieds nus et marche pieds chaussés

Afin de quantifier l'influence de la chaussure sur la marche, on compare les mesures de marche moyenne pieds nus et marche moyenne pieds chaussés pour un même enfant. Pour cela, nous comparons les pics de courbes et instants de pics (données cinématiques et dynamiques) de la marche pieds nus et chaussés. Les répartitions des valeurs ne suivant pas la loi normale, le test statistique utilisé est le test apparié de Wilcoxon ($p < 0.05$). Cette étape va nous permettre de mettre en évidence les paramètres biomécaniques les plus influencés par la chaussure, paramètres sur lesquels portera l'analyse de l'influence des éléments de conception de la chaussure.

2.2 Résultats

2.2.1 Influence de la chaussure sur l'évolution de la marche avec l'âge

2.2.1.1 Constitution des groupes d'âge (même vitesse moyenne de marche)

On travaille sur les 2 groupes de mesures pieds nus et chaussés. Afin de s'affranchir de l'effet de la vitesse, qui pourrait fausser l'interprétation des modifications dues à l'âge, on s'assure que les groupes d'âge ne présentent pas de différences de vitesse au sens statistique (test de Kruskal-Wallis $p < 0.05$) en réduisant le nombre d'essais pris en compte (cf. § 3.1.1 du Chapitre A). On obtient un total de 76 AQM, réparties en 5 groupes d'âge, dont les caractéristiques sont présentées dans le Tableau B-4.

Tableau B-4 : Composition des groupes d'enfants ayant marché pieds nus et chaussés (après sélection pour s'assurer de l'homogénéité en vitesse)

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre AQM	Age (ans) Moy \pm std	Poids (kg) Moy \pm std	Longueur jambe (m) Moy \pm std
A2	11 (8/3)	12	2,6 \pm 0,3	13,4 \pm 1,1	0,41 \pm 0,02
A3	13 (8/5)	15	3,4 \pm 0,3	15,7 \pm 2,3	0,45 \pm 0,03
A4	18 (9/9)	18	4,5 \pm 0,3	17,5 \pm 2,3	0,50 \pm 0,03
A5	14 (8/6)	16	5,4 \pm 0,3	19,4 \pm 1,9	0,53 \pm 0,03
A6	14 (8/6)	15	6,6 \pm 0,3	22,9 \pm 3,1	0,59 \pm 0,03

Groupes d'âge	Vitesse (adim) Marche Pieds Nus		Vitesse (adim) Marche Pieds Chaussés	
	Moy	\pm std	Moy	\pm std
A2	0,43	\pm 0,05	0,48	\pm 0,07
A3	0,42	\pm 0,05	0,51	\pm 0,07
A4	0,44	\pm 0,05	0,49	\pm 0,06
A5	0,43	\pm 0,04	0,47	\pm 0,04
A6	0,46	\pm 0,05	0,51	\pm 0,04

On constate à la lecture de ce tableau que la vitesse de marche des essais pieds chaussés est plus importante que celle des essais pieds nus. Bien qu'aucune consigne particulière n'ait été donnée sur la vitesse à adopter par les enfants, on remarque une augmentation de celle-ci avec le port de chaussures. Cela a également des conséquences sur les autres paramètres spatio-temporels (Détails des résultats en Annexe 5).

2.2.1.2 Comparaison des différences dues à l'âge

Les modifications dues à l'âge sur les données pieds chaussés sont globalement les mêmes que celles constatées sur les mesures pieds nus. La plupart des pics de courbes qui présentaient des différences avec l'âge sur les données pieds nus (e.g. pic de l'angle de flexion du genou, et de la hanche en fin

d'appui, pic de puissance positive à la cheville, pic de puissance au genou en fin de cycle, pics des moments de flexion et d'extension de la hanche), montrent encore des différences sur les données pieds chaussés. Cependant, lorsqu'on s'attarde sur les différences entre les groupes, on remarque que pour certains paramètres, la chaussure a bien un effet.

Globalement, les écarts entre les groupes d'âge sont moins marqués avec la chaussure, mais les paramètres biomécaniques des différents groupes d'âge restent statistiquement différents. Nous présentons ici quelques courbes qui permettent d'illustrer les différents changements opérés par le port de chaussures. Par exemple, pour le moment de flexion/extension de hanche en fin d'appui (Figure B-4 a.b.), en condition pieds nus les différences sont quasiment présentes entre tous les groupes d'âge, alors que pour les essais chaussés seule la différence entre les groupes d'âge 2 et 6 ans persiste. On notera cependant que l'ordonnement global des courbes selon l'âge reste équivalent entre les 2 conditions. En revanche, en ce qui concerne la puissance à la hanche, les écarts entre les groupes sont plus marqués avec les chaussures (Figure B-4 c.d.). De plus, pour la condition pieds chaussés, le décalage temporel pour le pic P_H2 est statistiquement significatif, phénomène non significatif en condition pieds nus.

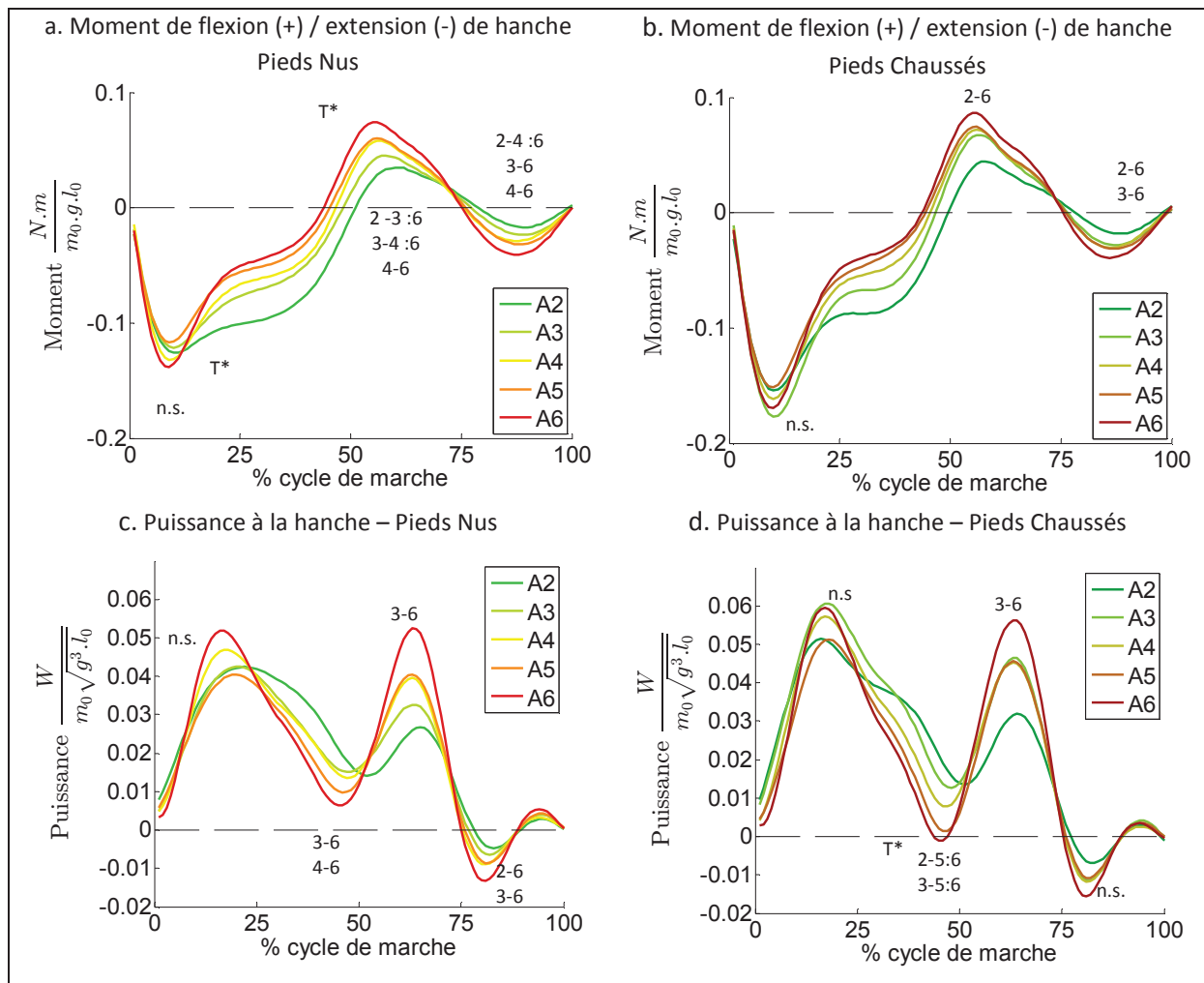


Figure B-4 : Variables dynamiques à la hanche

a. b. Moments de flexion (+) /extension (-) de hanche en conditions pieds nus et pieds chaussés, respectivement. c.d. Puissance de hanche en conditions pieds nus et pieds chaussés, respectivement. Les chiffres au niveau des pics de courbes représentent les différences significatives entre les valeurs des pics pour les groupes d'âge (e.g. 2-4:6 différences significatives entre le groupe 2 et les groupes 4 à 6), n.s. indique qu'il n'y a pas de différence significative entre les valeurs des pics de courbes. Le T* indique un décalage temporel du pic, statistiquement significatif.

2.2.2 Comparaison marche pieds nus et marche pieds chaussés

Dans cette partie, nous comparons les passages moyens de marche pieds nus et pieds chaussés correspondants pour un même enfant (test apparié). L'augmentation de la vitesse avec le port de chaussures ayant été remarquée dans le paragraphe précédent, nous ne chercherons pas dans cette partie à s'en affranchir, puisque nous voulons comparer les conditions pieds nus et pieds chaussés dans leur globalité. Par conséquent, nous devons garder à l'esprit cette augmentation de vitesse dans l'interprétation des résultats. Pour cela, dans les paragraphes qui suivent, deux types de graphes seront présentés : (1) les courbes moyennes correspondant aux conditions pieds nus et pieds chaussés (pour chaque condition, moyenne de l'ensemble des essais de marche pour tous les enfants), (2) les courbes correspondant à la variation de la vitesse de marche, pour des essais de marche pieds nus, afin d'observer l'impact de l'augmentation de la vitesse sur la marche pieds nus, et de le mettre en parallèle des résultats pieds chaussés. Les groupes de vitesses de marche pieds nus sont constitués tels que l'âge soit comparable entre eux (méthodologie similaire à celle présentée en § 3.1.1 du Chapitre A pour la variation de vitesse, voir détails en Annexe 6).

Comme attendu, les plus grandes différences sont observées au niveau de la cinématique et de la dynamique de la cheville, mais nous remarquons également un impact de la chaussure sur les autres articulations du membre inférieur.

2.2.2.1 Articulation de la cheville

Toutes les données de la cinématique de la cheville (valeurs et instants des pics) sont différentes statistiquement entre les conditions pieds nus et chaussés. Les plus grandes différences sont observées à la pose du talon et à la fin de la phase oscillante (la forme de courbe changeant pour l'angle de flexion/extension sur les 20 derniers % du cycle de marche – Figure B-5a). Les amplitudes d'adduction/abduction et d'inversion/éversion diminuent, mais on n'observe pas de différence pour l'amplitude de flexion. De plus, on observe une modification des formes des courbes des paramètres dynamiques à la pose du talon. Avec le port de chaussures, un pic de moment d'extension apparaît (même si sa valeur est relativement faible) (Figure B-5b) et la forme de la courbe de puissance à la cheville est également modifiée (Figure B-6a). Cependant, le décalage temporel du pic de puissance maximale due au port de chaussure est dans le sens opposé du décalage engendré par l'augmentation de la vitesse (Figure B-6b, i.e. Retard du pic avec le port de chaussures comparé à la marche pieds nus et avance du pic avec l'augmentation de la vitesse). Ces modifications au niveau du moment et de la puissance entraînent une modification de l'angle 3D, sur le début de la phase d'appui est différent entre les conditions pieds nus et chaussés. On remarque que ces modifications ne semblent pas pouvoir s'expliquer par l'augmentation de la vitesse (Figure B-7b)

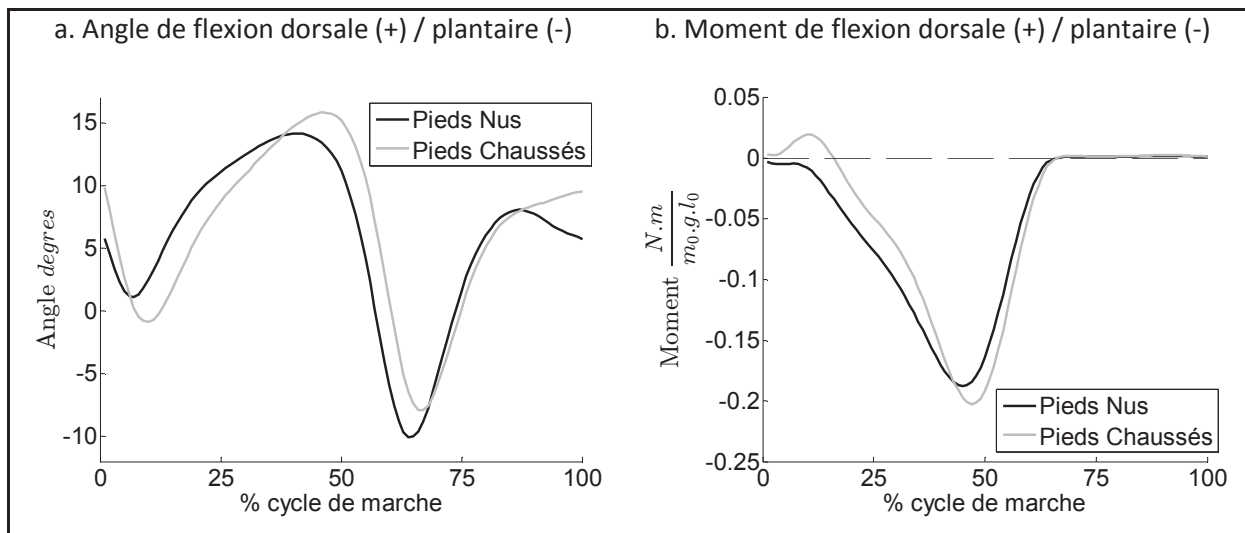


Figure B-5: Courbes moyennes des conditions pieds nus et pieds chaussés a.b. Angle et moment de flexion dorsale (+) /plantaire (-), respectivement

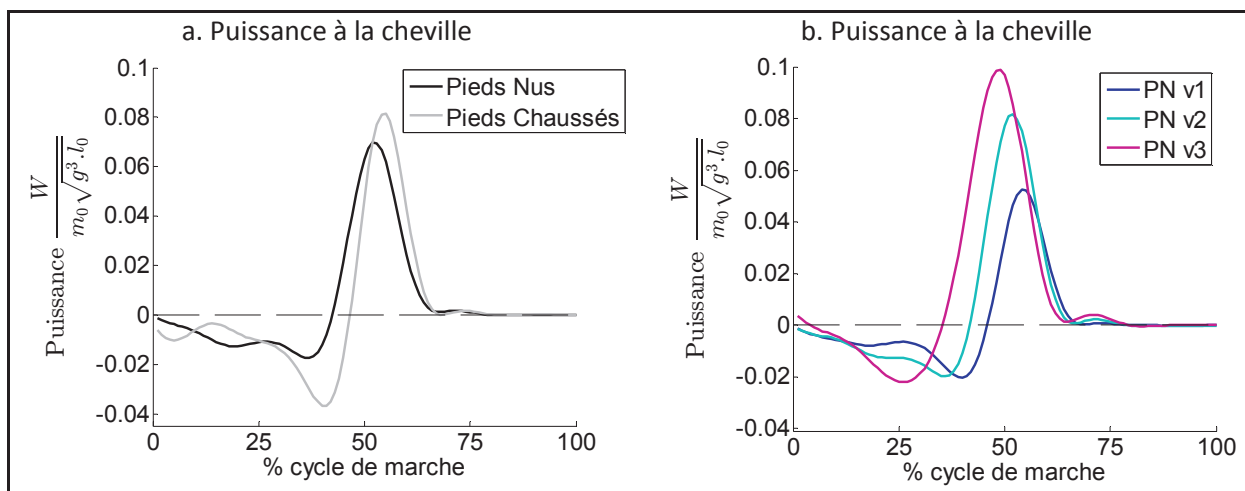


Figure B-6 : Puissance à la cheville

a. Courbes moyennes conditions pieds nus et pieds chaussés. b. Pieds Nus, avec l'évolution de la vitesse

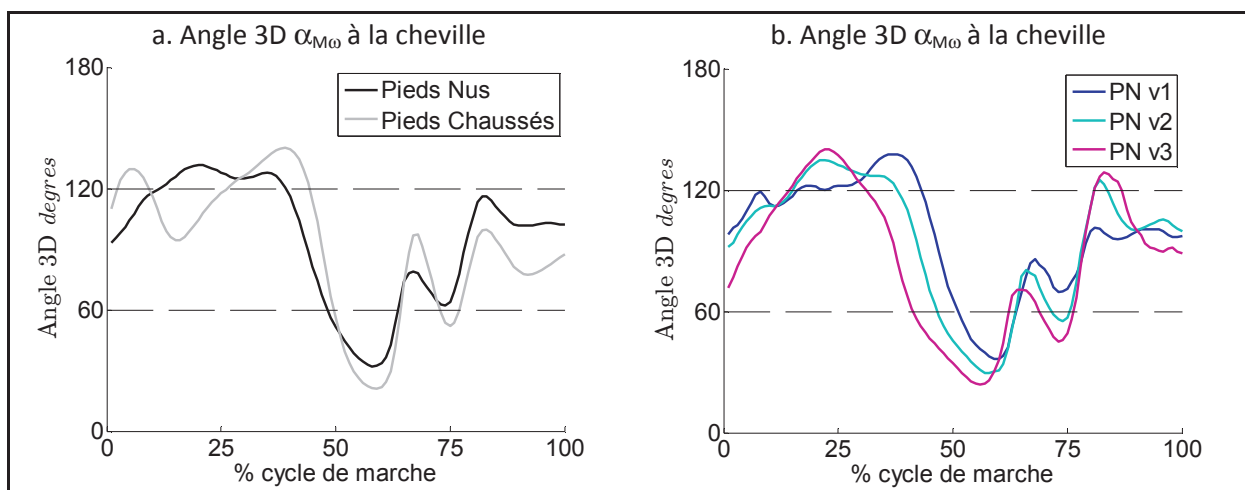


Figure B-7 : Angle 3D $\alpha_{M\omega}$ à la cheville

a. Courbes moyennes conditions pieds nus et pieds chaussés. b. Pieds Nus, avec l'évolution de la vitesse

2.2.2.2 Différences sur la force de réaction au sol

Les modifications observées au niveau de la dynamique de la cheville s'expliquent en partie par les différences de forme de la force de réaction au sol. En particulier, le pic de force antérieure a une amplitude plus grande (modification également observée avec l'augmentation de la vitesse en marche pieds nus) et il apparaît plus tard avec les chaussures. En ce qui concerne la force verticale, on constate une augmentation des valeurs des pics de courbes et un décalage temporel, dans le sens opposé à celui de l'augmentation de la vitesse pieds nus. (Figure B-8 a-b). En ce qui concerne la force médio/latérale, il n'y a pas de différence significative à la pose du talon, mais une diminution en amplitude pendant le reste de la phase d'appui avec le port de chaussures (Figure B-8 c). Cette variation n'étant pas systématique avec l'effet de la vitesse (Figure B-8 d), il pourrait s'agir d'une influence due au port de la chaussure, indépendamment de la vitesse.

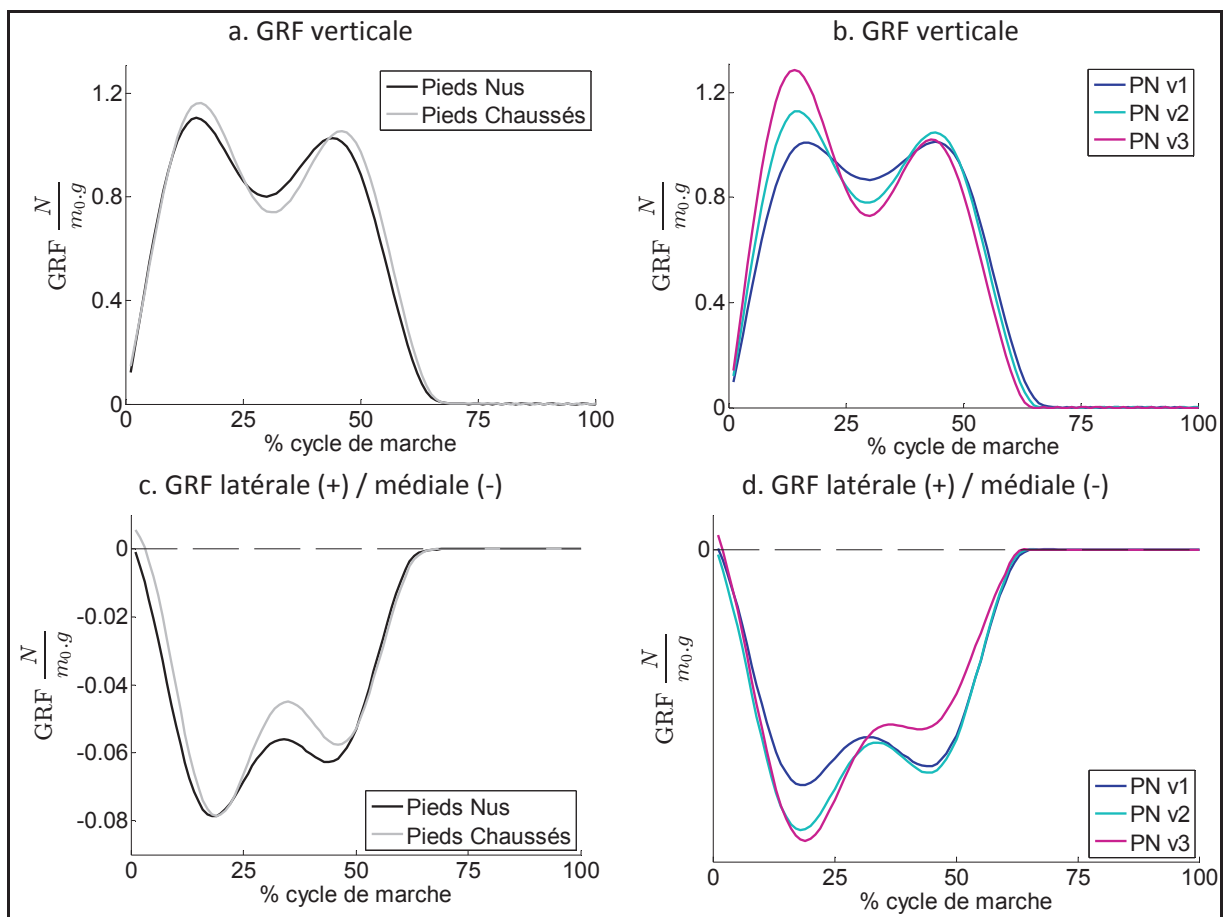


Figure B-8 : Force de réaction au sol pieds nus et chaussés a. Verticale, c. latérale (+) / médiale (-) , Force de réaction au sol en condition pieds nus avec évolution de la vitesse b. Verticale, d. latérale (+) / médiale (-)

2.2.2.3 Articulation du genou

Les paramètres liés à l'articulation du genou présentent quasiment tous des différences significatives entre les conditions pieds nus et pieds chaussés. On constate, entre autres, une augmentation des pics d'angle de flexion du genou (Figure B-9 a). De plus, les pics de moment d'adduction au cours de la phase d'appui sont beaucoup plus élevés en condition pieds chaussés, accentuant l'effet dû à l'augmentation de la vitesse (Figure B-9 b).

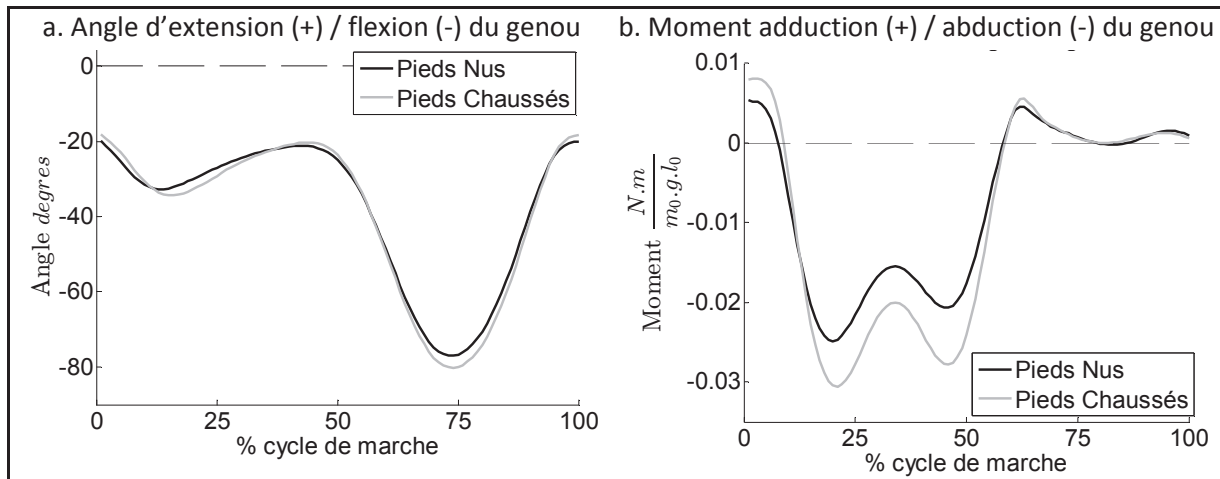


Figure B-9 : Courbes moyennes des conditions pieds nus et pieds chaussés pour le genou
a. Angle d'extension (+) / flexion (-) b. Moment d'adduction (+) / abduction (-)

2.2.2.4 Articulation de la hanche

Le port de chaussures modifie notablement le comportement de l'articulation de la hanche. En particulier, on constate une augmentation des pics de l'angle de flexion de hanche en début et fin de cycle de marche (Figure B-10 a-b). On note également une augmentation du moment d'extension (début appui) et de flexion (fin d'appui), et de la puissance à la hanche (Figure B-10 c-d), ce qui correspond aux variations observées avec l'augmentation de la vitesse.

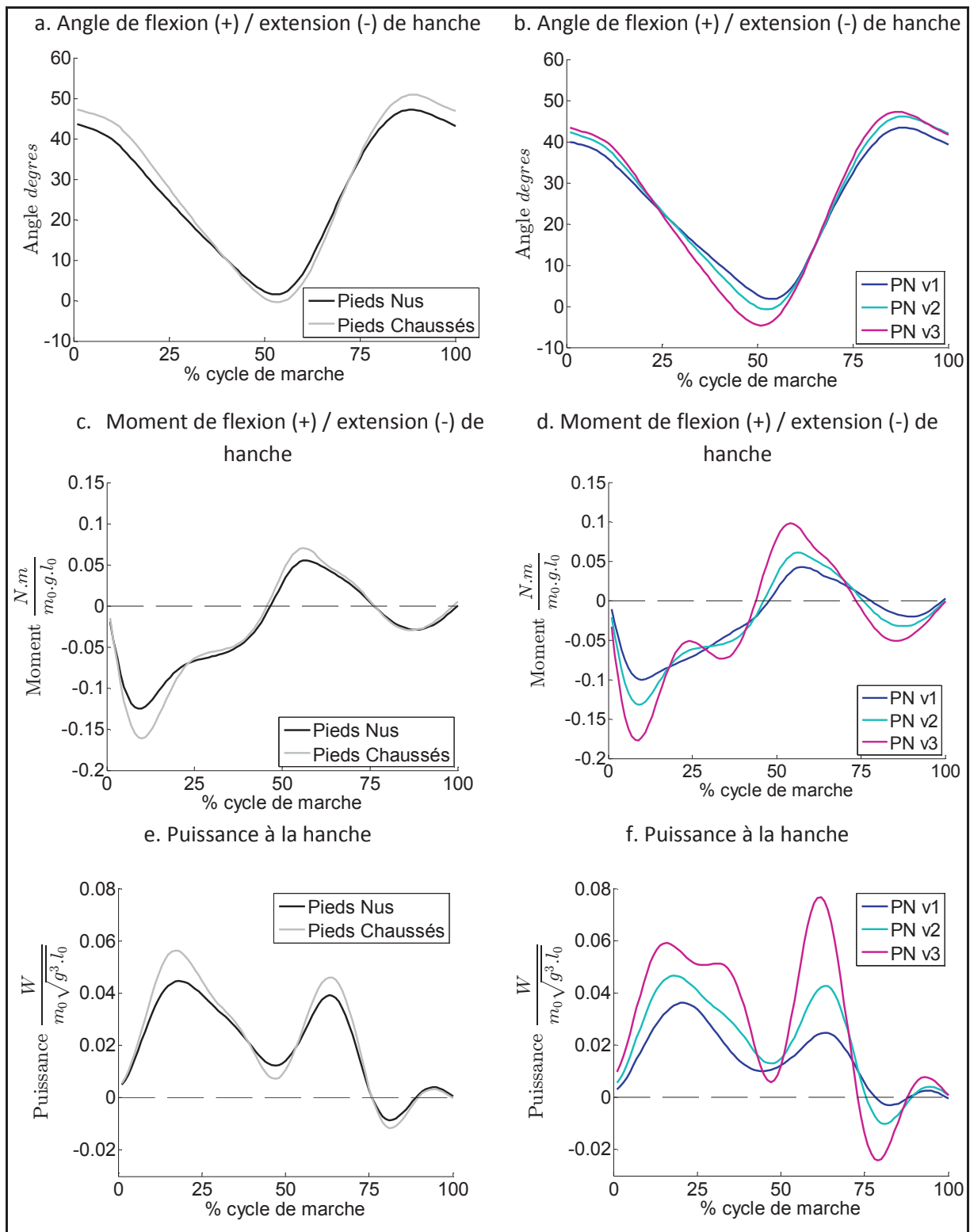


Figure B-10 : Comportement de la hanche en conditions pieds nus et pieds chaussés
a. Angle de flexion (+) / extension (-), c. Moment de flexion (+)/extension(-), e. Puissance
Comportement de la hanche en conditions pieds nus avec évolution de la vitesse
b. Angle de flexion(+)/extension(-), b. Moment de flexion (+) / extension (-) , f. Puissance

2.3 Discussion

La première partie de ce chapitre a permis de constater porter des chaussures ne modifiait pas les conclusions quant à l'évolution de la marche avec l'âge. Les différences qui ont pu être mises en évidence avec l'âge sur la population marchant pieds nus, restent vraies lorsque l'on compare cette même population portant des chaussures.

Cependant, le fait de porter des chaussures modifie la marche. Tout d'abord, le port de chaussures entraîne une augmentation de la vitesse de marche, de la longueur de pas et du temps d'appui ; et une diminution de la fréquence de pas (voir résultats en Annexe 5). Ces résultats sont en concordance avec ceux de la littérature portant sur des enfants plus âgés (Lythgo et al., 2009; Oeffinger et al., 1999; Wolf et al., 2008).

Avec le port de chaussures, on constate une diminution de la composante médio-latérale de la GRF, cependant, cette différence n'avait pas été mise en évidence par les travaux de Kristen et al. (1998).

Les différences constatées au niveau de la cinématique de la cheville correspondent aux résultats de la littérature sur la marche de l'enfant, mais également sur la course (De Wit et al., 2000), en particulier l'augmentation du pic de flexion dorsale à la pose du talon au sol.

Pour la dynamique, on constate une augmentation du pic de moment de flexion plantaire (fin d'appui), des pics de puissances négative (milieu d'appui) et positive (fin d'appui), similaire aux résultats de Oeffinger et al. (1999). En revanche, pour les articulations du genou et de la hanche, nos résultats diffèrent de ceux d'Oeffinger. En particulier, on constate une augmentation des pics de l'angle de flexion du genou alors que les travaux d'Oeffinger montraient une diminution de ce paramètre. Néanmoins, la modification du comportement du genou que nous observons est similaire aux résultats présentés pour la course (De Wit et al., 2000). Ces modifications pourraient être, entre autres, une répercussion de l'augmentation de la vitesse de marche.

Les différences observées à la hanche sont plus marquées dans le cas de notre étude que dans le cas de celle d'Oeffinger. Cependant, les modifications enregistrées entre les conditions pieds nus et chaussés par la prothèse de hanche de l'étude de Bergmann et al. (1995) sur le moment de rotation interne/externe (au col de la prothèse) ne sont pas visibles sur notre population. La hanche n'étant pas mature sur la population d'enfants étudiée, cela pourrait expliquer l'influence de la chaussure différente sur ce paramètre. Globalement, pour les variables dynamiques, les modifications sont majoritairement dans le même sens que celui de l'augmentation de la vitesse, on pourrait donc supposer un effet vitesse plutôt qu'un effet dû à la chaussure. En revanche, l'augmentation de l'angle de flexion de hanche est, elle, bien opposée à l'effet de la vitesse.

On constate également un décalage temporel des instants de pics, les événements arrivent plus tard avec le port de chaussures alors qu'ils arrivent plus tôt avec l'augmentation de la vitesse de marche.

Le décalage temporel est donc bien dû à la présence de la chaussure et non uniquement à l'augmentation de la vitesse de marche.

Dans l'étude d'Oeffinger, les enfants portaient leurs propres chaussures, de type sport avec une tige basse et une semelle en caoutchouc. Ces modèles sont sans doute moins perturbants pour la marche que les prototypes de chaussures utilisés dans notre étude. La conclusion de l'étude d'Oeffinger qui établit que la marche pied nus (d'enfants sains) peut servir de référence aux cas cliniques qui marchent chaussés (avec orthèse) est discutable, notre étude montrant que ce n'est pas vrai pour tout type de chaussure.

2.4 Limites de l'étude

Une des limites de cette étude est liée au positionnement des marqueurs sur la chaussure, et non directement sur le pied. En utilisant un modèle de pied multi-segments et sur des enfants plus âgés, le mouvement du pied à l'intérieur de la chaussure a été démontré (Wegener et al. 2011), ce qui impose une pose des marqueurs sur le pied et non sur la chaussure. Dans notre étude, nous utilisons un modèle de pied en un bloc puisqu'une modélisation plus fine est très compliquée sur le jeune enfant. L'impact de l'erreur due au positionnement des marqueurs sur la chaussure est certainement moins important dans cette modélisation du pied en un segment que dans la modélisation en multi-segments. De plus, un recalage avec une position statique de référence a été réalisé pour corriger ce biais (§ 2.1.4.2 de ce chapitre).

Une autre limite concerne la variation de la vitesse entre les conditions pieds nus et chaussés. Le choix aurait pu être fait de comparer des passages de marche pieds nus et pieds chaussés à vitesse équivalente, dans le but d'observer uniquement l'effet lié au port de chaussures et non celui de l'augmentation de la vitesse. Cependant, cela nécessiterait de comparer des groupes d'enfants différents, puisque l'augmentation de vitesse avec le port de chaussures est constatée sur l'ensemble des enfants, et induirait un biais plus important dû à la composition différente des groupes. C'est pourquoi, il nous a semblé plus judicieux d'effectuer des comparaisons appariées en prenant en compte la variation de vitesse dans l'interprétation des résultats. Une autre solution aurait pu être de contrôler la vitesse de marche des enfants, tâche extrêmement difficile à réaliser avec les jeunes enfants de l'étude.

Une limite importante des études réalisées dans ce début de chapitre est la considération d'essais moyens de marche, quel que soit le type de chaussures testé. En effet, les prototypes de chaussures ayant des éléments de conception différents, il est nécessaire de les prendre en compte pour réaliser une analyse plus fine de l'influence de la chaussure, ce qui est l'objet de l'étude suivante.

2.5 Conclusion

Ces deux premières études ont permis de qualifier l'influence globale de la chaussure sur la marche, comparée à la marche pieds nus. En termes de différences liées à l'âge de l'enfant, porter des chaussures ne semble pas modifier les écarts constatés sur les paramètres cinématiques et dynamiques entre les groupes d'âge. Les spécificités de la marche liées à l'âge de l'enfant devront donc être prises en compte dans la suite de l'étude. En ce qui concerne la comparaison marche pieds nus et chaussés pour un même enfant, de nombreuses modifications ont pu être mises en évidence. Sur les paramètres spatio-temporels (augmentation de la vitesse de marche avec les chaussures), sur l'articulation de la cheville, comme nous pouvions nous y attendre, mais on constate également une influence du port de la chaussure sur le genou et la hanche. Cette première partie nous permet de retenir les paramètres les plus influencés par le port de chaussures. Cependant, considérer l'ensemble des mesures pieds chaussés masque peut être l'effet dû à un élément de conception, en particulier si certains éléments se compensent, il peut y avoir un biais dans l'interprétation globale. Nous allons maintenant pouvoir regarder en détails les éléments de conception des chaussures, et analyser plus spécifiquement le lien entre propriétés de la chaussure et paramètres biomécaniques durant la marche.

3 Influence des éléments de conception de la chaussure sur la marche

3.1 Matériel et méthodes

3.1.1 Population

La population incluse dans cette étude est la même que celle du paragraphe précédent, sans considérer les mesures pieds nus.

3.1.2 Chaussures testées

Cette thèse s'inscrivant dans un contexte industriel, les éléments de conception de la chaussure à étudier, et par conséquent à faire varier sur les prototypes, ont été déterminés avec les experts chaussures de CTC. Le modèle de base est un Derby. Le compromis entre questionnement des industriels et faisabilité de l'étude a mené à la réalisation de prototypes avec trois éléments variables, chacun ayant une valeur minimale et maximale (Figure B-11). La variation de hauteur talon est la même quelle que soit la pointure de la chaussure considérée, afin de faciliter l'étape de réalisation des prototypes. Il est à noter que pour la hauteur de tige, la valeur en mm est variable en fonction de la pointure considérée, selon les règles de conception de ce modèle de chaussure Derby.

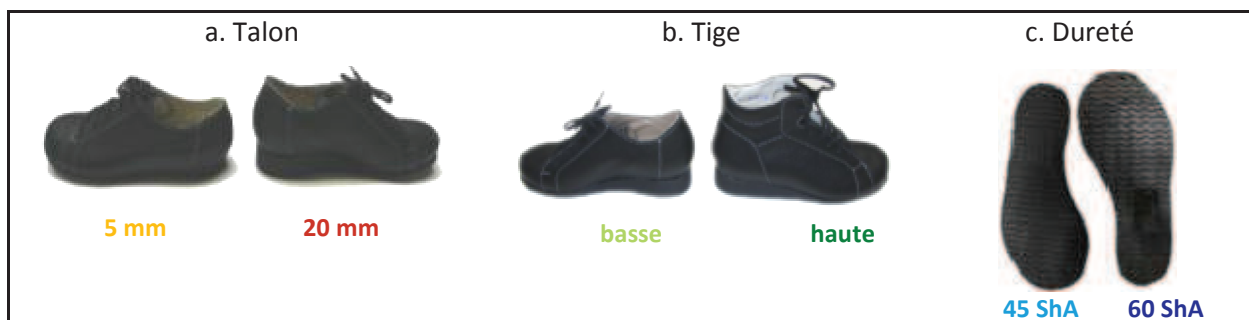


Figure B-11 : Illustration des trois éléments de conception variables, représentation des valeurs minimales et maximales : a. Hauteur de talon, b. Hauteur de tige, c. Dureté de semelle

La combinaison des trois éléments de conception de la chaussure amène à un total de 8 références de chaussures différentes détaillées dans le Tableau B-5. Nous utiliserons la nomenclature suivante pour la suite du manuscrit.

Tableau B-5 : Détail des 8 références de chaussures testées

	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8
Talon (mm)	5	5	5	5	20	20	20	20
Tige	basse	basse	haute	haute	basse	basse	haute	haute
Dureté (ShA)	45	60	45	60	45	60	45	60

3.1.3 Bilan des mesures réalisées

Le nombre de mesures effectuées avec des prototypes de chaussures est présenté dans le Tableau B-6. Ce tableau permet de rendre compte de la répartition des mesures disponibles, en fonction de l'âge de l'enfant et du modèle de chaussures testé.

Tableau B-6: Répartition du nombre de mesures réalisées par tranche d'âge et par modèle de chaussures porté

Groupes d'âge	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	CH6	CH7	CH8	Total
A2	2	4	5	7	2	2	2	3	27
A3	2	4	5	6	4	8	7	7	43
A4	5	5	10	6	5	1	8	3	43
A5	5	6	5	7	5	4	5	8	45
A6	6	7	6	10	2	3	5	5	44
Total	20	26	31	36	18	18	27	26	202

3.1.4 Méthode d'analyse des données

Pour chaque élément de conception variable, on s'intéresse à l'influence de la variation de cet élément sur les paramètres cinématiques et dynamiques qui ont été identifiés comme impactés par le port de la chaussure (§ 2.2.1 de ce chapitre). Pour cela, on compare l'ensemble des mesures pieds chaussés pour lequel cet élément, et uniquement cet élément, varie. C'est pourquoi, selon l'élément de conception considéré, le nombre de mesures pris en compte n'est pas le même. Pour chaque enfant et chaque type de chaussage, l'ensemble des essais est moyenné (e.g. un essai moyen pour le talon de 5 mm et un pour le talon 20 mm). Le test apparié de Wilcoxon ($p < 0.05$) est ensuite employé pour quantifier la différence entre les paramètres biomécaniques pour les 2 valeurs de l'élément de conception.

On s'intéresse également à la variation des paramètres biomécaniques selon l'âge de l'enfant. Cependant, les faibles effectifs obtenus avec ces sous-groupes ne permettent pas de réaliser une analyse statistique : par conséquent, nous nous limiterons à une analyse descriptive en ce qui concerne les groupes d'âge. Seules les courbes moyennes par groupe d'âge seront présentées afin d'assurer la lisibilité des courbes.

3.2 Résultats

3.2.1 Variation de la hauteur de talon

3.2.1.1 Population

Le Tableau B-7 présente l'ensemble des mesures pour lesquelles la hauteur de talon était le seul élément de conception qui a varié au cours de la mesure d'un même enfant. Le Tableau B-8 présente les caractéristiques des enfants ayant participé à ces mesures.

Tableau B-7 : Répartition des AQM pour lesquelles la hauteur de talon est variable.

Groupes d'âge	Talon variable				Total
	CH1-CH5	CH2-CH6	CH3-CH7	CH4-CH8	
A2	0	2	1	2	5
A3	1	3	3	2	9
A4	2	0	4	2	8
A5	3	2	3	5	13
A6	2	1	2	4	9
Total	8	8	13	15	44

Tableau B-8 : Caractéristiques des enfants ayant marché avec différentes chaussures dont la hauteur de talon est le seul élément de conception variable

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre AQM	Age (ans) Moy ± std	Poids (kg) Moy ± std	Longueur jambe (m) Moy ± std
A2	5 (5/0)	6	2,5 ± 0,4	13,2 ± 1,5	0,41 ± 0,03
A3	8 (6/2)	9	3,4 ± 0,2	15,3 ± 1,8	0,45 ± 0,02
A4	8 (3/5)	8	4,6 ± 0,3	18,1 ± 2,9	0,51 ± 0,04
A5	13 (7/6)	13	5,4 ± 0,3	19,6 ± 2,5	0,53 ± 0,03
A6	8 (6/2)	9	6,5 ± 0,4	20,7 ± 3,1	0,59 ± 0,04

Groupes d'âge	Vitesse (adim) Condition Talon 5 mm Moy ± std		Vitesse (adim) Condition Talon 20 mm Moy ± std	
	A2	0,47 ± 0,07	0,50 ± 0,06	
A3	0,51 ± 0,09	0,52 ± 0,10		
A4	0,47 ± 0,06	0,48 ± 0,07		
A5	0,46 ± 0,04	0,48 ± 0,05		
A6	0,50 ± 0,07	0,50 ± 0,06		

3.2.1.2 Paramètres spatio-temporels

Aucune différence statistique n'apparaît sur les paramètres spatio-temporels, entre la valeur de talon de 5 et 20 mm. Cependant, on peut remarquer une légère augmentation de la vitesse avec un talon de 20 mm, plus ou moins marquée selon l'âge de l'enfant, une augmentation de la longueur de pas

(sauf pour les plus âgés) et une augmentation de la fréquence de pas (sauf pour le groupe A4). Il n'y a pas de différence en ce qui concerne la durée de la phase d'appui.

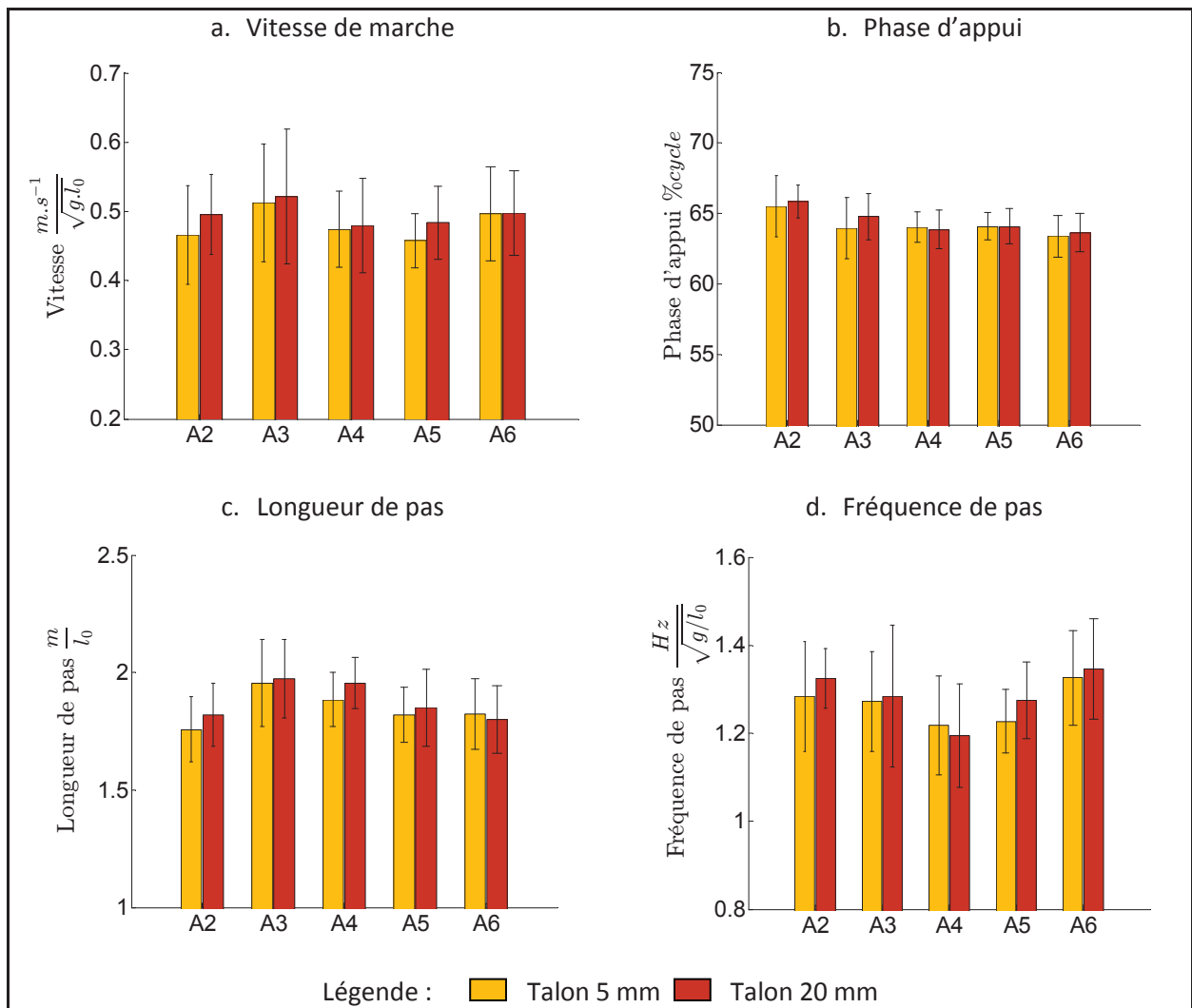


Figure B-12 : Paramètres spatio-temporels par groupe d'âge (A2 à A6) des essais de marche pour lesquels la hauteur de talon est variable

3.2.1.3 Force de réaction au sol

On constate une influence de la hauteur de talon sur la force médio-latérale et sur le premier pic de la force verticale. On constate une augmentation de la composante médiale de la GRF en début d'appui pour un talon de 20 mm, mais une diminution ensuite, ce qui laisse penser à une compensation de la perturbation induite par le talon au cours du cycle de marche (Figure B-13). Pour la force verticale, le premier pic est plus important avec un talon de 20 mm, en particulier pour le groupe des plus jeunes.

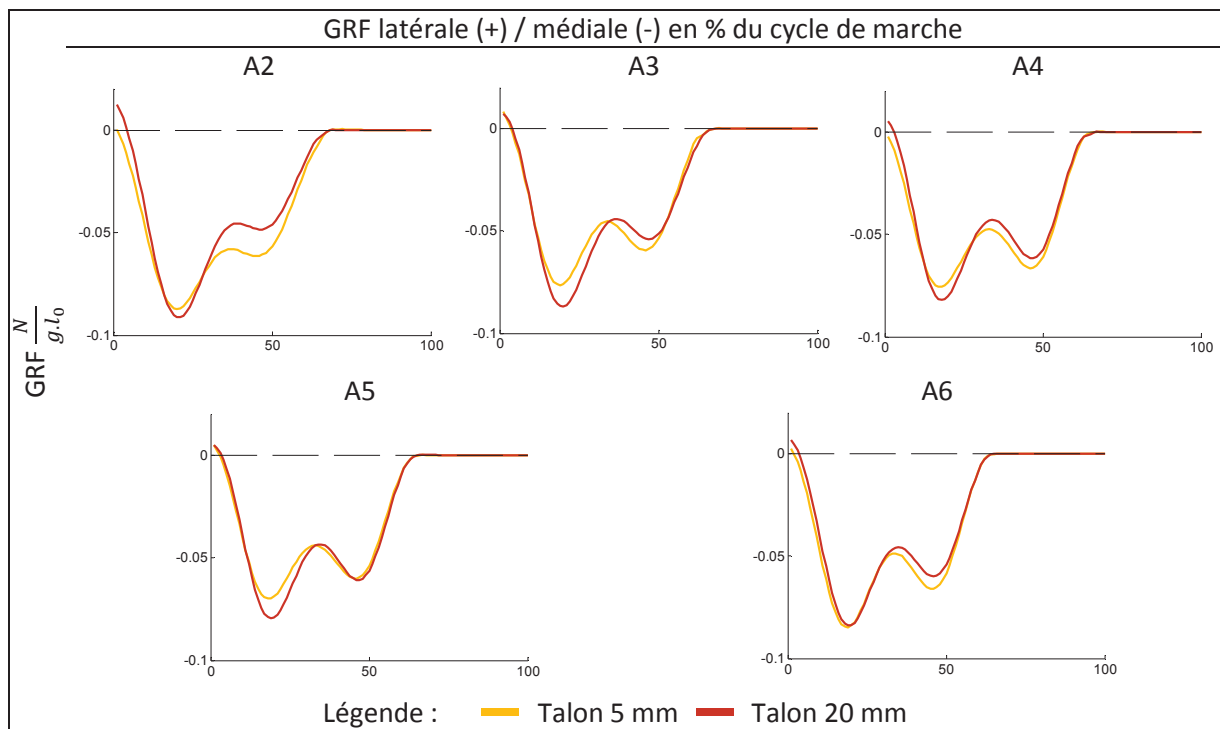


Figure B-13 : GRF latérale (+) / médiale (-) pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6), Hauteur de talon variable

3.2.1.4 Cheville

Comme attendu, la présence du talon modifie la cinématique de la cheville dans le plan sagittal mais aussi dans le plan frontal. Le talon de 20 mm implique un pic de flexion plantaire en phase oscillante plus important et cet écart ne se compense pas totalement au cours de la phase d'oscillation (Figure B-14). Le talon de 20 mm entraîne également un pic de moment d'extension plus important.

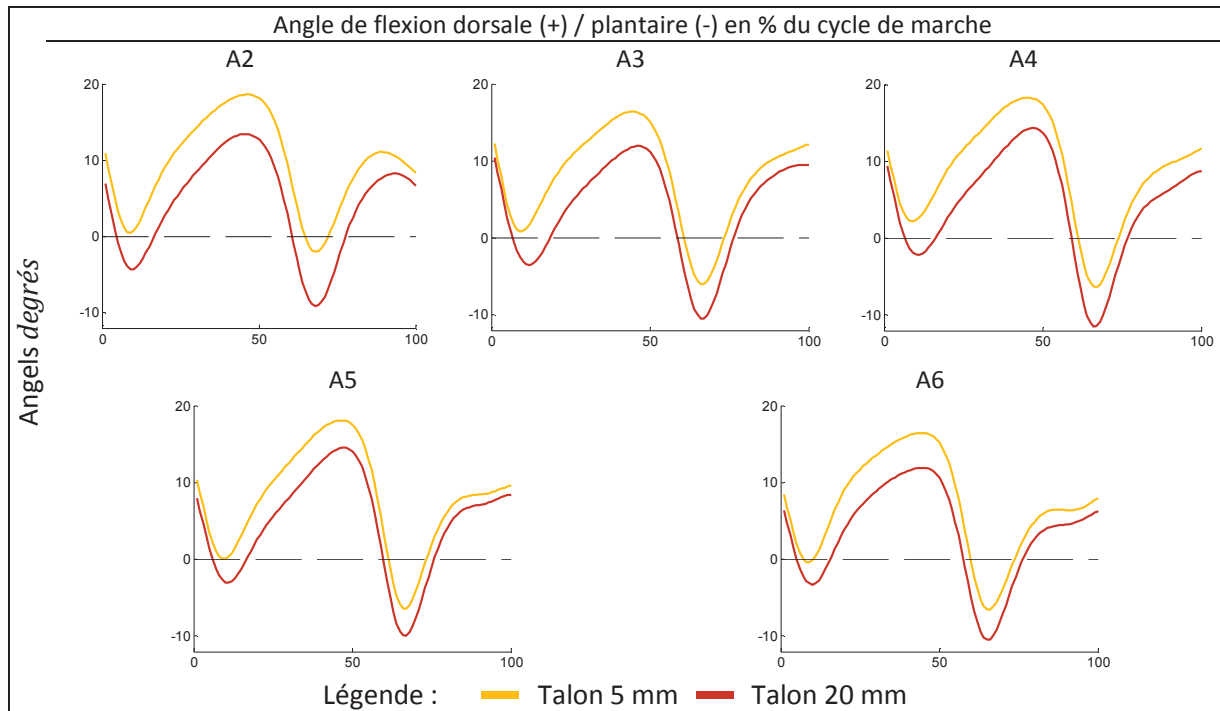
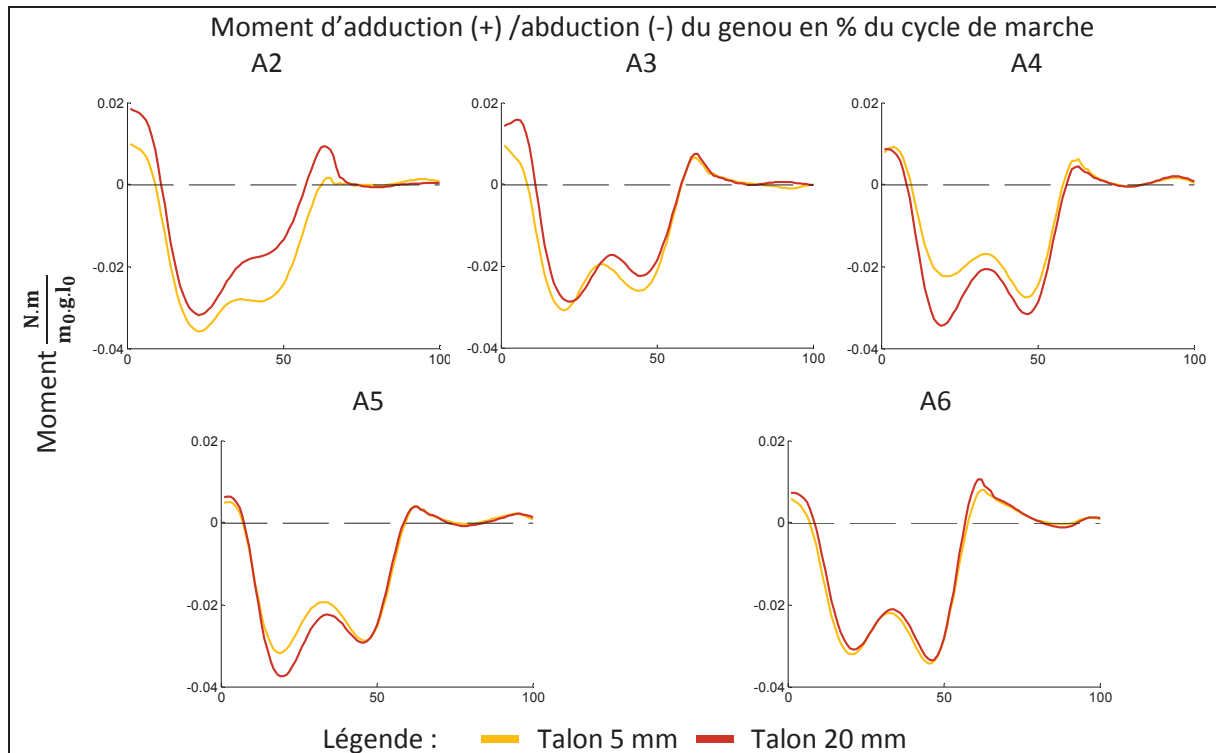


Figure B-14 : Angle de flexion dorsale (+) / plantaire (-) pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6), Hauteur de talon variable

3.2.1.5 Genou

Avec l'augmentation de la hauteur de talon, on observe une augmentation des pics de moment de flexion et de rotation interne en début d'appui au genou. En revanche, les courbes du moment d'adduction/abduction ne présentent pas de différences significatives (Figure B-15). On remarque également que le comportement du genou pour ce paramètre semble différent en fonction de l'âge de l'enfant.



**Figure B-15 : Moment d'adduction (+) /abduction (-) du genou pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6),
Hauteur de talon variable**

3.2.1.6 Hanche

L'influence du talon sur le moment d'adduction/abduction de hanche (diminution des pics d'abduction avec un talon de 20 mm) est surtout visible pour les enfants de moins de 4 ans (Figure B-16). On observe une augmentation du pic de moment de flexion en fin d'appui pour les enfants de moins de 4 ans.

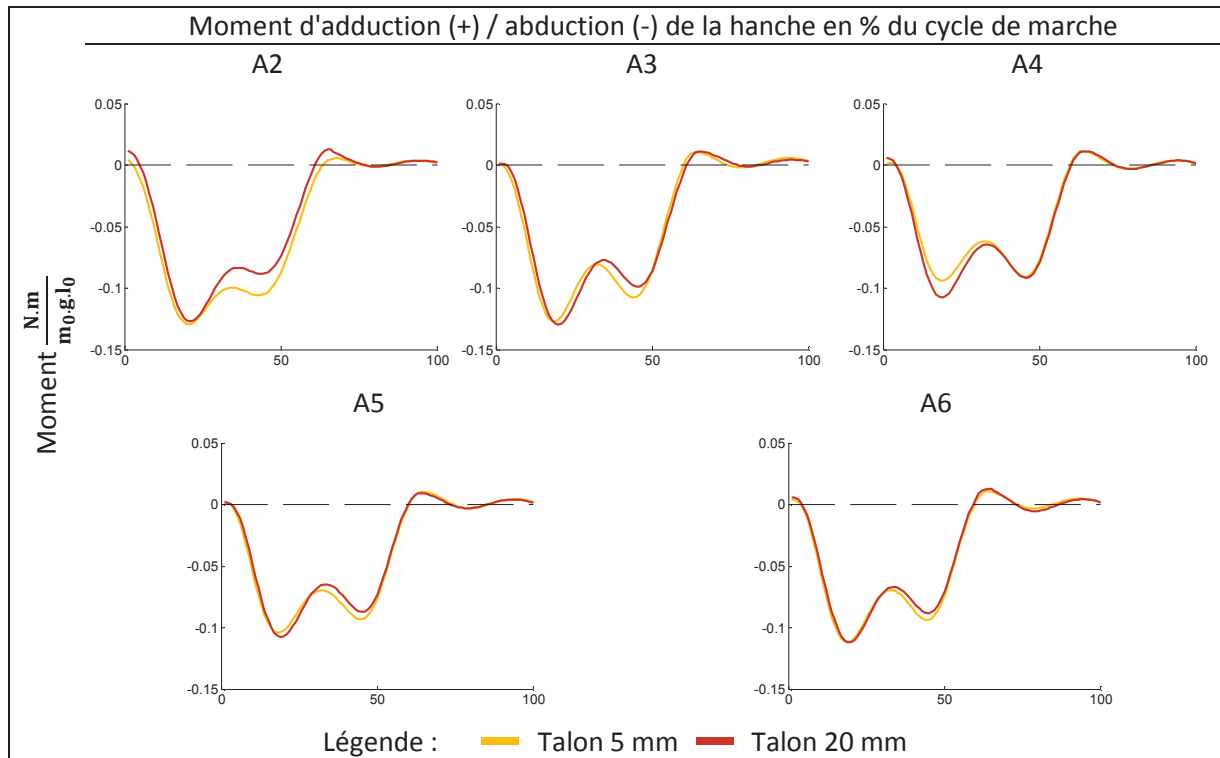


Figure B-16 : Moment d'adduction (+) / abduction (-) de hanche pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6), Hauteur de talon variable

On constate également une augmentation des valeurs des pics de puissance positive (non significative), mais la seule différence significative concerne le pic en milieu d'appui avec une valeur plus faible pour le talon de 20 mm.

3.2.2 Variation de la hauteur de tige

3.2.2.1 Population

Le Tableau B-9 présente l'ensemble des mesures pour lesquelles la hauteur de tige était le seul élément de conception qui a varié au cours de la mesure d'un même enfant. Le Tableau B-10 présente les caractéristiques des enfants ayant participé à ces mesures.

Tableau B-9 : Répartition des AQM pour lesquelles la hauteur de tige est variable

Groupes d'âge	Tige variable				Total
	CH1-CH3	CH2-CH4	CH5-CH7	CH6-CH8	
A2	1	2	1	0	4
A3	0	1	2	4	7
A4	3	3	3	0	9
A5	2	1	0	2	5
A6	2	5	1	0	8
Total	8	12	7	6	33

Tableau B-10 : Caractéristiques des enfants ayant marché avec différentes chaussures dont la hauteur de tige est le seul élément de conception variable

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre AQM	Age (ans) Moy ± std	Poids (kg) Moy ± std	Longueur jambe (m) Moy ± std
A2	4 (4/0)	4	2,5 ± 0,4	13,3 ± 1,5	0,41 ± 0,03
A3	6 (2/4)	7	3,3 ± 0,4	15,7 ± 2,7	0,45 ± 0,03
A4	9 (5/4)	9	4,4 ± 0,3	17,1 ± 1,9	0,49 ± 0,03
A5	5 (2/3)	5	5,3 ± 0,3	20,4 ± 1,4	0,54 ± 0,03
A6	9 (5/4)	8	6,5 ± 0,3	23,1 ± 3,3	0,60 ± 0,04

Groupes d'âge	Vitesse (adim) Condition Tige basse Moy ± std		Vitesse (adim) Condition Tige haute Moy ± std	
	A2	0,46	± 0,11	0,45
A3	0,48	± 0,07	0,45	± 0,07
A4	0,50	± 0,04	0,50	± 0,08
A5	0,49	± 0,02	0,47	± 0,06
A6	0,52	± 0,03	0,52	± 0,05

3.2.2.2 Paramètres spatio-temporels

Aucune différence statistique n'apparaît en ce qui concerne les paramètres spatio-temporels, avec la variation de la hauteur de tige. Néanmoins, les tendances observées (diminution de la vitesse de marche, du temps d'appui, de la longueur et de la fréquence de pas) semblent être vraies pour tous les groupes d'âge (Figure B-7).

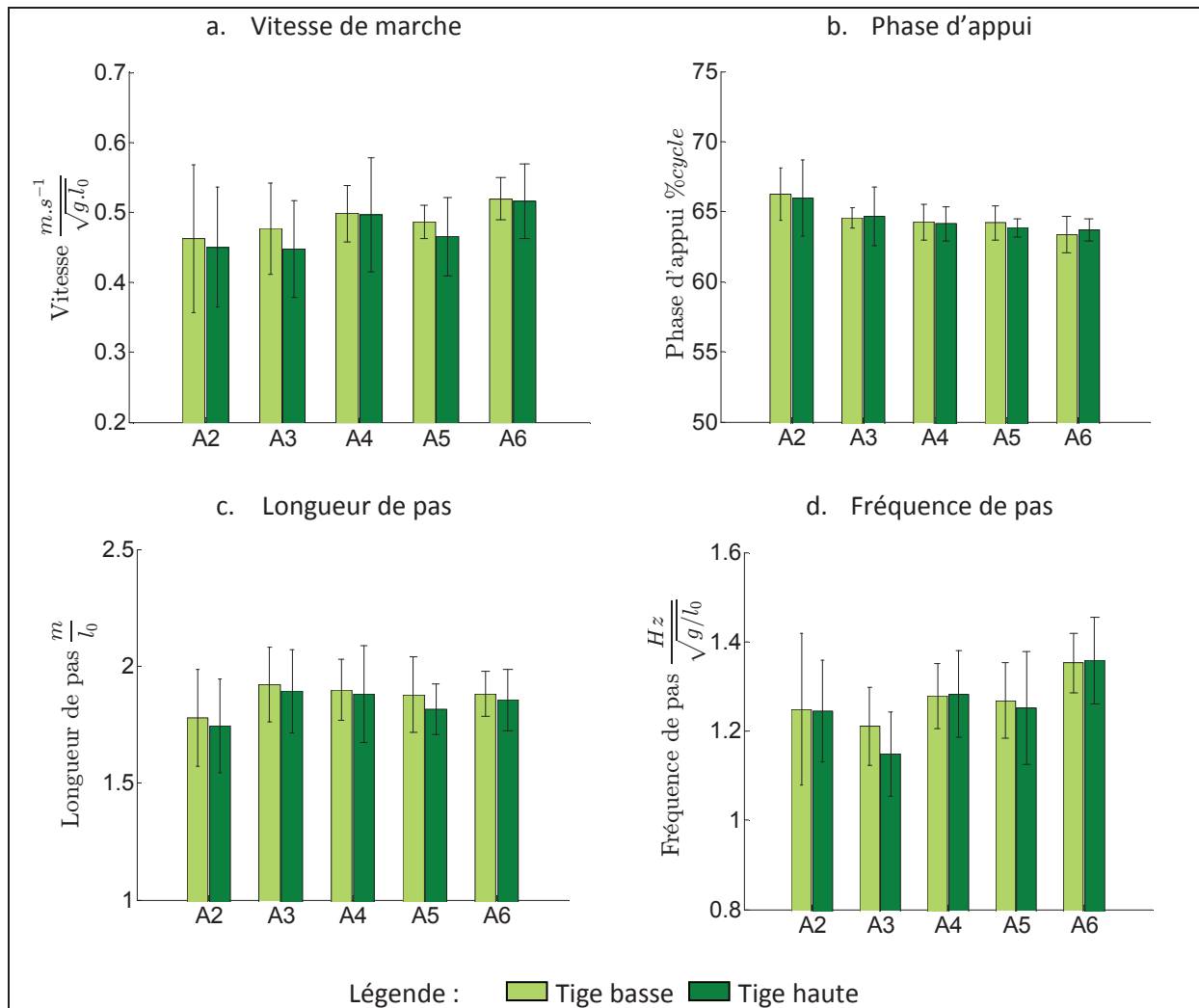


Figure B-17 : Paramètres spatio-temporels par groupe d'âge (A2 à A6) des essais de marche pour lesquels la hauteur de tige est variable.

3.2.2.3 Paramètres cinématiques et dynamiques

La tige haute provoque un pic de flexion dorsale plus faible, excepté pour le groupe des plus jeunes (Figure B-18), mais il n'y a pas de modification en amplitude. En revanche, l'amplitude de l'angle d'inversion/éversion est réduite avec la tige haute (mais pas de différences significatives sur les valeurs des pics de courbes).

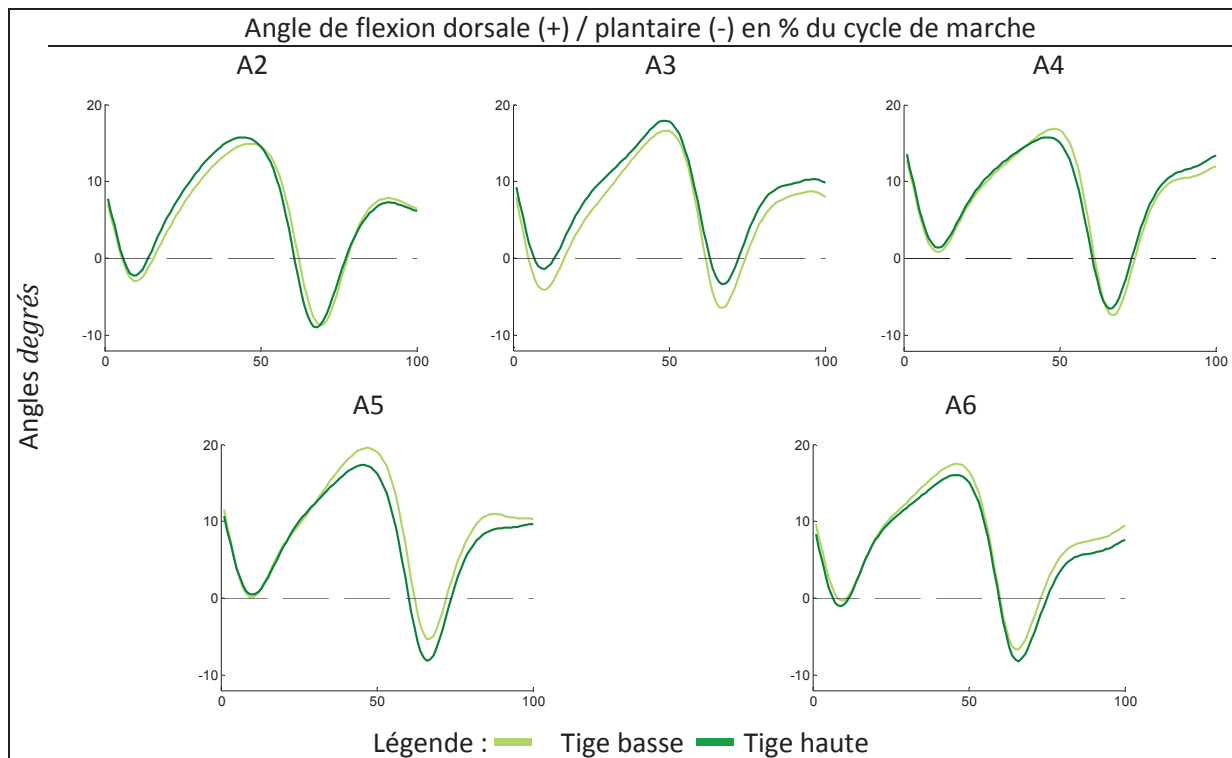


Figure B-18 : Angle de flexion dorsale (+) / plantaire (-) pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6), Hauteur de tige variable

La hauteur de tige impacte également la puissance à la cheville, en particulier le pic de puissance négative en milieu d'appui qui est plus faible avec une tige haute, pour tous les groupes d'âge (Figure B-19). On note également, même si cela n'est pas statistiquement significatif, une diminution de la puissance positive en fin d'appui pour les enfants de plus de 3 ans portant une tige haute, alors que le phénomène est inversé chez les plus jeunes (augmentation de la puissance positive avec une tige haute).

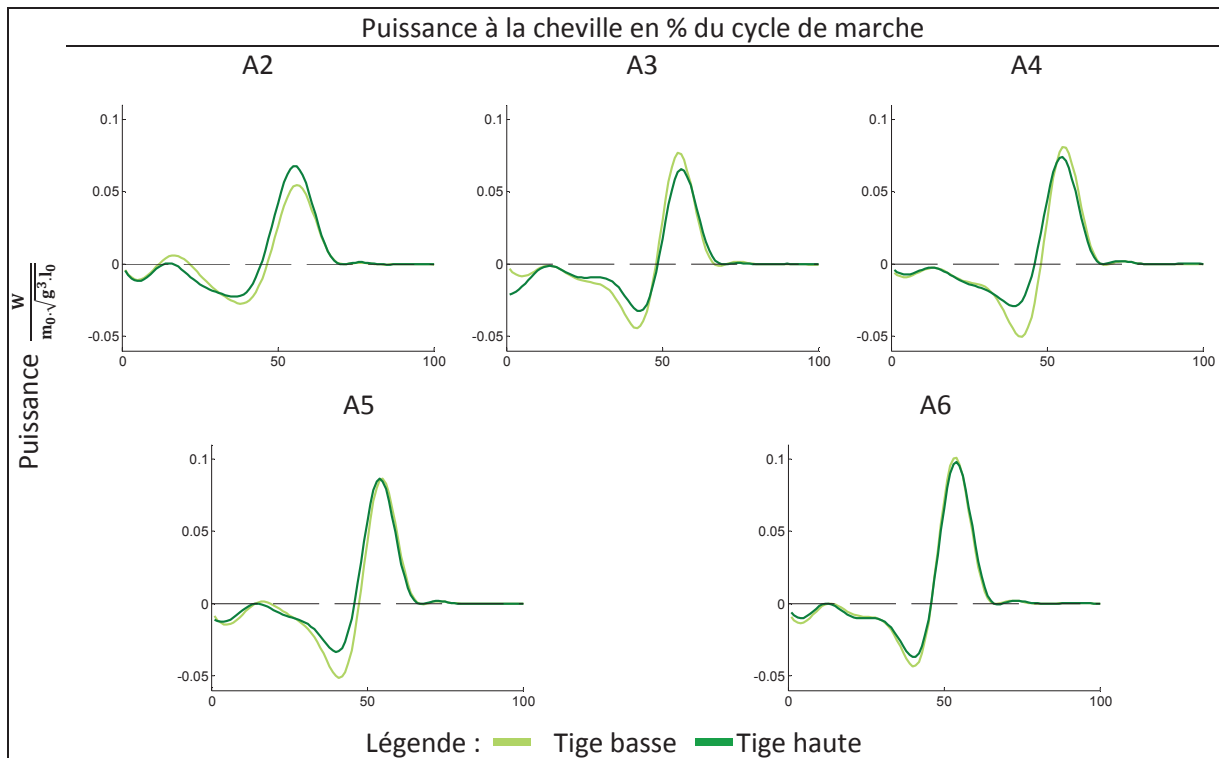


Figure B-19 : Puissance à la cheville pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6), Hauteur de tige variable

Contrairement à ce qu'on aurait pu supposer, la hauteur de tige n'a pas d'influence significative sur la composante médio-latérale de la GRF. Les valeurs moyennes entre la condition tige basse et haute sont globalement similaires, bien que pour le groupe 3 la tige haute diminue les pics de force médiale. (Figure B-20).

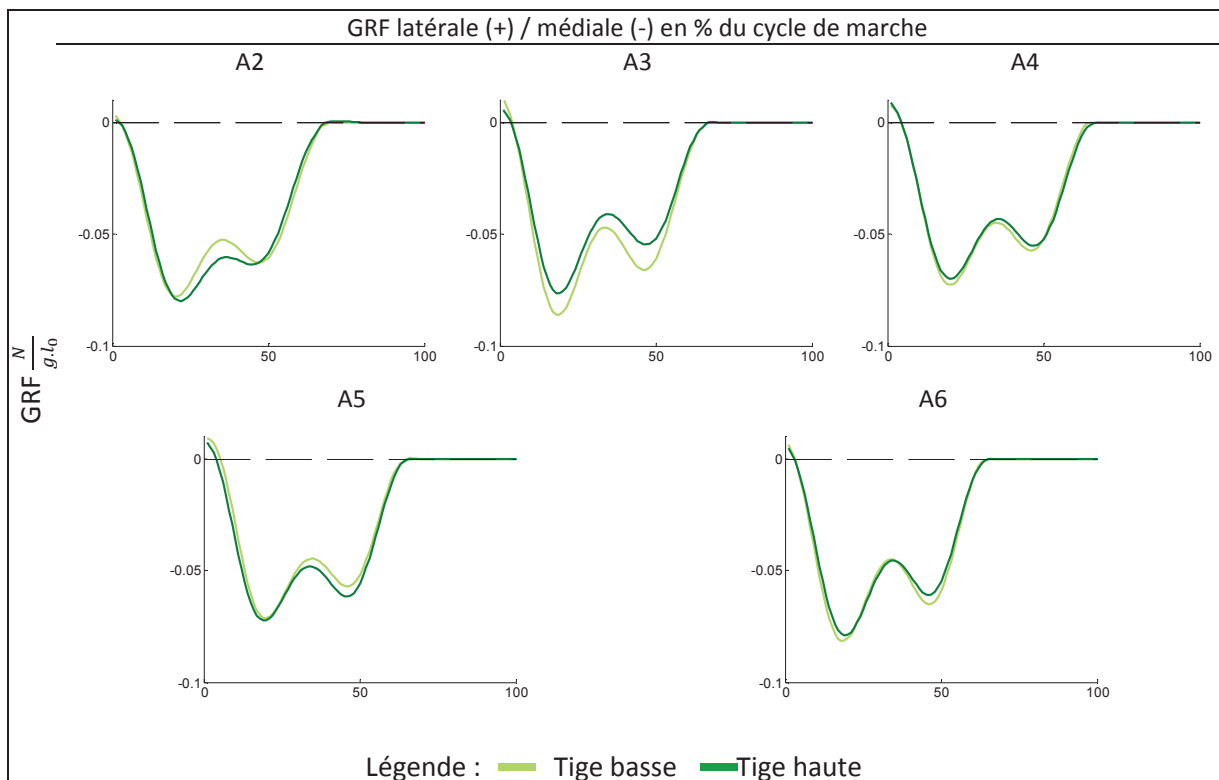


Figure B-20 : GRF latérale (+) / médiale (-) pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6), Hauteur de tige variable

3.2.3 Variation de la dureté de semelle

3.2.3.1 Population

Le Tableau B-11 présente l'ensemble des AQM pour lesquelles la dureté de semelle était le seul élément de conception qui a varié au cours de la mesure d'un même enfant. Le Tableau B-12 présente les caractéristiques des enfants ayant participé à ces mesures.

Tableau B-11 : Répartition des AQM pour lesquelles la dureté de semelle est variable

Groupes d'âge	Dureté variable				Total
	CH1-CH3	CH2-CH4	CH5-CH7	CH6-CH8	
A2	0	3	0	0	3
A3	0	3	3	4	10
A4	2	3	0	1	6
A5	2	2	2	2	8
A6	2	5	0	3	10
Total	6	16	5	10	37

Tableau B-12 : Caractéristiques des enfants ayant marché avec différentes chaussures dont la hauteur de tige est le seul élément de conception variable

Groupes d'âge	Nombre d'enfants (Filles/Garçons)	Nombre AQM	Age (ans) Moy ± std	Poids (kg) Moy ± std	Longueur jambe (m) Moy ± std
A2	3 (3/0)	3	2,6 ± 0,5	13,3 ± 1,5	0,39 ± 0,02
A3	7 (6/1)	10	3,3 ± 0,3	14,9 ± 1,7	0,45 ± 0,02
A4	6 (4/2)	6	4,5 ± 0,3	16,9 ± 1,7	0,50 ± 0,03
A5	8 (5/3)	8	5,5 ± 0,3	19,2 ± 2,7	0,53 ± 0,03
A6	8 (4/4)	10	6,7 ± 0,4	22,1 ± 3,3	0,59 ± 0,03

Groupes d'âge	Vitesse (adim) Condition Dureté 45ShA Moy ± std		Vitesse (adim) Condition Dureté 60ShA Moy ± std	
	A2	0,39	± 0,07	0,40
A3	0,50	± 0,06	0,49	± 0,06
A4	0,53	± 0,07	0,52	± 0,05
A5	0,47	± 0,04	0,49	± 0,04
A6	0,49	± 0,06	0,50	± 0,07

3.2.3.2 Paramètres spatio-temporels

Aucune différence significative n'apparaît entre les valeurs de dureté min et max. De plus, les variations des paramètres spatio-temporels ne semblent pas systématiques (Figure B-21). Mise à part l'augmentation de la durée de la phase d'appui pour l'ensemble des groupes d'âge, la variation des valeurs moyennes des autres paramètres est différente selon l'âge des enfants.

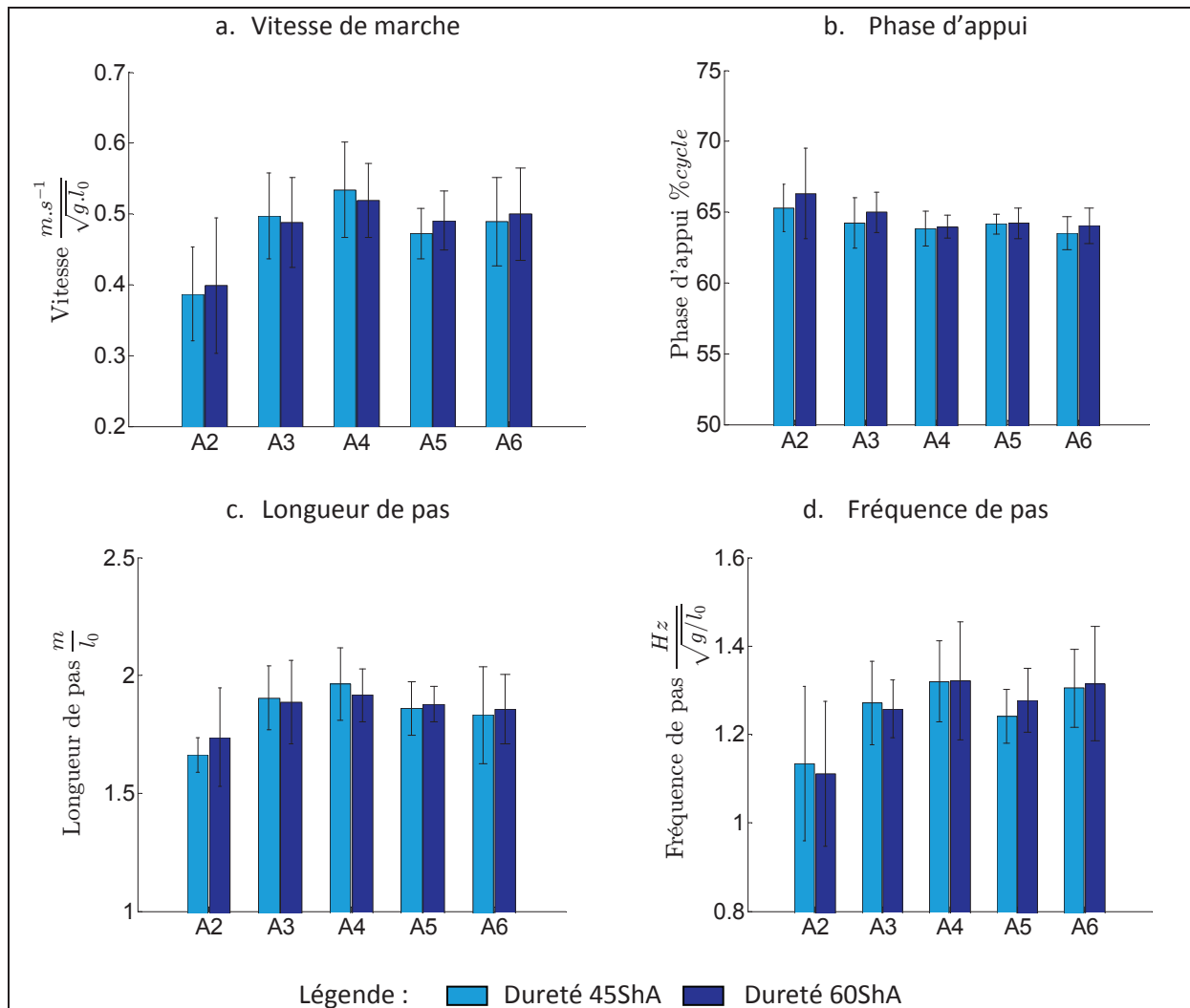


Figure B-21 : Paramètres spatio-temporels par groupe d'âge (A2 à A6) des essais de marche pour lesquels la dureté de semelle est variable

3.2.3.3 Paramètres cinématiques et dynamiques

C'est l'élément de conception qui présente le moins de différences significatives. En ce qui concerne les valeurs de pics, seul le pic de puissance positive à la cheville est différent entre les valeurs min et max de la dureté de semelle. La puissance négative est légèrement plus importante avec la dureté max, mais les différences sont très faibles (Figure B-22).

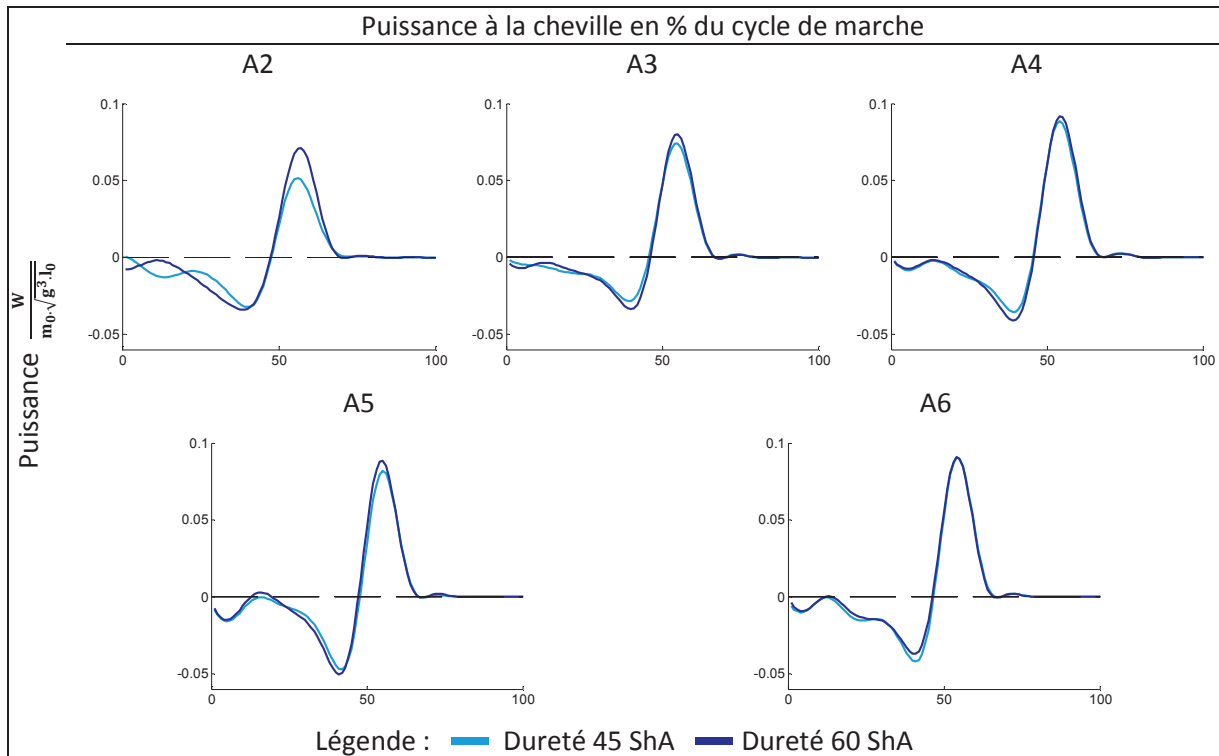


Figure B-22 : Puissance à la cheville pour les 5 groupes d'âge (A2 à A6), Dureté de semelle variable

En ce qui concerne le déphasage temporel, les pics P_G3 (apparition plus tardive avec une dureté plus importante, $p=0.02$) et Fx1 (apparition plus précoce avec une dureté plus importante, $p=0.047$) présentent une différence significative, mais peu visible sur les courbes.

3.3 Discussion

3.3.1 Variation de la hauteur de talon

Les plus grandes différences observées avec la variation de cet élément sont au niveau de la cheville. Les différences observées dans la littérature concernant les moments d'adduction/abduction de la cheville, du genou et de la hanche ne sont pas mises en évidence par l'analyse statistique sur notre population, mais les courbes tracées par groupes d'âge laissent supposer que cette modification a bien lieu pour les enfants les plus jeunes au niveau du genou et de la hanche. Cependant, les valeurs des pics de moments d'abduction au genou diminuent pour les enfants de moins de 4 ans (Figure B-15) alors que dans la littérature portant sur les talons hauts de femmes adultes, la présence du talon augmente ce paramètre. La géométrie différente, les valeurs de hauteurs de talon plus petites

et la non-habitude à porter des semelles avec talons pour les enfants peuvent être à l'origine de ces différences. Aussi, pour notre population, la vitesse augmente avec la hauteur de talon (bien que la différence ne soit pas significative) ce qui traduit bien une adaptation avec l'augmentation de la hauteur de talon différente pour notre population d'enfants que chez les adultes ou les personnes âgées (Menant et al., 2009).

3.3.2 Variation de la hauteur de tige

Comme attendu, la hauteur de tige impacte la cheville, avec une diminution du pic de flexion dorsale et de l'amplitude d'inversion/éversion. L'impact de la hauteur de tige sur le moment d'inversion/éversion, démontré sur les basketteurs (Ottaviani et al., 1995) n'est pas remarquable pour la population d'enfants jeunes. La puissance à la cheville est également modifiée (diminution de l'intensité des pics de puissance négative en fin d'appui et de puissance positive en phase oscillante). Un point important à souligner est le comportement différent pour le groupe de 2-3 ans sur ces paramètres à la cheville. L'effectif de mesures disponibles sur cette plage d'âge (4 mesures) ne permet pas une conclusion définitive sur cette particularité. La marche des enfants les plus jeunes étant très variable (Hallemans et al., 2006), les particularités observées ici peuvent être dues aux spécificités des enfants (et à leur difficulté d'adaptabilité à différents types de chaussures) et non à un comportement propre à leur âge.

3.3.3 Variation de la dureté de semelle

Cet élément de conception de la chaussure est celui qui impacte le moins la marche. On remarque une légère augmentation de la durée de la phase d'appui (non significative), qui correspond à l'augmentation du temps de double appui avec l'augmentation de la dureté de semelle chez les personnes âgées (Menant et al., 2009). Bien que la variation de dureté de semelle ait fait l'objet de récentes études pour des patients souffrant d'arthrose du genou (Boyer et al., 2012; Federolf et al., 2013a), ces études considèrent généralement une dureté variable entre les bords médial et latéral afin de réduire le chargement du genou. La présente étude montre que, sur une population de jeunes enfants, lorsque la dureté est modifiée sur l'ensemble de la semelle, cela a peu d'impact sur la marche.

3.4 Limites de l'étude

Une limite importante de cette étude comparative de l'influence des éléments de conception sur la marche est le faible effectif d'enfants mesurés par tranche d'âge (minimum de 3 mesures), ne permettant pas l'utilisation de tests statistiques par tranche d'âge. De plus, l'existence de 2 seules valeurs extrêmes de chacun des éléments de conception de la chaussure, l'analyse de l'influence de chaque élément a été menée malgré la variation des autres éléments de conception. Les tests

appariés permettent de prendre en compte ces variations des autres paramètres, mais l'existence d'une valeur moyenne d'élément de conception aurait peut-être permis de mener cette comparaison de manière plus rigoureuse. Cependant, cela entraînerait une multiplication du nombre de mesures à réaliser ne pouvant plus croiser les mesures, c'est-à-dire, avec 3 paires de chaussures testées faire 2 comparaisons (si la variation des éléments de conception était adéquate), comme cela a pu être fait dans l'étude actuelle. Enfin, les enfants ont porté les prototypes de chaussures pendant quelques minutes avant d'effectuer les mesures de marche, mais pour ceux ayant peu l'habitude de porter des chaussures de type ville (beaucoup d'enfants portent uniquement des chaussures de sport), leur ressenti était différent et leur marche en a peut-être été impactée.

3.5 Conclusion et perspectives

La réalisation de 84 acquisitions de marche, fournissant un total de plus de 200 mesures d'enfants âgés entre 2 et 7 ans portant différents prototypes de chaussures, a permis de mettre en évidence plusieurs résultats remarquables sur l'influence des éléments de conception de la chaussure sur la marche du jeune enfant.

Tout d'abord, la variation de la hauteur de talon de 5 à 20 mm modifie de façon notable les paramètres de la marche avec une augmentation du pic de flexion plantaire. La hauteur de talon a également des répercussions sur les moments d'adduction/abduction du genou et de la hanche, même si les différences ne sont pas significatives. Par conséquent, une étude globale de l'impact de la hauteur de talon est nécessaire pour mieux rendre compte des éventuelles répercussions au genou et à la hanche.

Quant à la variation de la hauteur de tige, les répercussions sur la marche sont relativement faibles, et centrées sur l'articulation de la cheville. Bien qu'enveloppant les malléoles, les tiges des prototypes de chaussures à tige haute étaient relativement peu montantes (ceci étant dû au choix du modèle Derby). Les prototypes de chaussures considérés dans cette étude amènent à conclure sur l'influence de la tige uniquement sur la cheville (diminution du pic de flexion dorsale et de l'amplitude de l'angle d'éversion/inversion et modification de la puissance). Cependant, il faut souligner que si l'influence de la hauteur de tige diffère avec l'âge de l'enfant (ce qui semble être le cas au regard des paramètres tels que la puissance à la cheville), les particularités liées à l'âge n'ont pu être considérées statistiquement, de par le faible nombre de mesures par sous-groupes d'âge.

Enfin, la dureté de semelle, dans les plages de variation de l'étude (45-60 ShA), ne semble pas avoir d'impact sur les paramètres de marche. On soulignera que la dureté de semelle était homogène sur l'ensemble de la semelle, ce qui différencie cette étude de celles de la littérature qui présentaient des duretés variables pour une même semelle.

Certaines techniques d'analyse de données telles que l'analyse en composantes principales ou l'analyse de correspondances multiples ont été récemment utilisées chez les enfants (Bonney-Mazure et al., 2013), ou chez les patients souffrant d'arthrose du genou (Boyer et al., 2012; Federolf et al., 2013b). Ces méthodes permettent de mettre en évidence les différences d'un point de vue global sur la marche, pour les différentes populations et se sont révélées pertinentes sur des effectifs réduits de patients (Federolf et al., 2013a). Une analyse en correspondances multiples a été menée sur nos essais de mesures pieds nus et pieds chaussés (Van Hamme et al., 2013), mais les résultats obtenus (i.e. influence de la vitesse de marche, de l'âge et différences majeures entre mesures pieds nus et pieds chaussés) n'ont pas apporté d'informations supplémentaires par rapport à ceux présentés dans ce manuscrit. La faible variation des éléments de conception semble « masquée » devant celle des autres paramètres variables. Une segmentation plus fine des enfants (selon l'âge et la vitesse de marche) pourrait amener à une nouvelle lecture des résultats présentés dans ce manuscrit, mais cela impliquerait une augmentation du nombre de mesures réalisées avec des prototypes de chaussure pour permettre cette segmentation.

Conclusion générale

Ces travaux de recherche avaient deux objectifs : d'une part, constituer une base de données conséquente sur la marche pieds nus d'enfants sains pour la compréhension de la maturation de la marche au cours des premières années de l'enfant et, d'autre part, quantifier l'influence des paramètres de conception de la chaussure sur la marche du jeune enfant.

Avec un total de 103 enfants inclus dans l'étude, 250 sessions d'analyses quantifiées de marche donnant un total de plus de 1200 essais de marche pieds nus, la base de données établie est conséquente et unique de par l'âge des enfants la constituant. De plus, l'aspect longitudinal des mesures a permis de suivre les enfants sur plusieurs années consécutives (bien que les contraintes expérimentales ne permettent pas d'avoir la centaine d'enfants incluse dans cette étude longitudinale). L'analyse de cette base de données a permis de tirer plusieurs conclusions. L'influence simultanée de l'âge et de la vitesse de marche sur les paramètres cinématiques et dynamiques, l'influence de la vitesse de marche primant souvent sur celle de l'âge, est absolument à prendre en compte pour une étude comparative et il n'est pas concevable d'en faire abstraction. Des modèles de régression, prenant en compte l'âge, la vitesse de marche, et leur interaction ont été proposés, afin d'obtenir des valeurs de référence sur une population saine et de permettre la comparaison des paramètres biomécaniques de la marche avec des cas cliniques. L'étude longitudinale menée sur les enfants mesurées sur plus de 3 ans (une trentaine d'enfants) confirme les résultats mis en évidence avec l'étude transversale. Deux « âges-clés » ont été mis en évidence : 4 ans et 6 ans pour la maturation de l'articulation de la cheville et de la hanche respectivement. Des différences persistent entre les groupes d'enfants les plus âgés (5-6 ans et 6-7 ans) au niveau du genou, ne permettant pas dans notre étude, de conclusion définitive à son égard. Mais, dans la littérature, ces différences semblent avoir disparu dans une population plus âgée que 7 ans.

Plus de 200 mesures de marche d'enfants portant des prototypes de chaussures spécifiques ont été réalisées, afin de répondre aux interrogations des industriels quant à l'impact des éléments de conception de chaussures sur la marche. Trois éléments de conception ont été testés : la hauteur de talon, la hauteur de tige et la dureté de semelle. La hauteur de talon semble être l'élément le plus influant sur la marche, avec un impact sur l'ensemble des articulations du membre inférieur. La variation de la hauteur de tige a une influence moindre sur la marche, ce qui va un peu à l'encontre des recommandations qui peuvent être données dans des magasins spécialisés de chaussures enfant (e.g. tige haute pour les très jeunes marcheurs). La dureté de semelle, homogène sur l'ensemble de

la semelle, ne semble pas modifier la marche, dans les bornes étudiées ici (45-60ShA). Cependant, devant le faible effectif des sous-groupes constitués en considérant âge, vitesse de marche et éléments de conception des chaussures, il n'a pas été possible de conclure sur les effets croisés des éléments de conception.

Parmi les perspectives de ce travail, il serait intéressant de poursuivre ce type de mesures sur les enfants, en augmentant le panel d'enfants, afin d'obtenir une meilleure représentativité, en particulier pour les mesures avec les prototypes de chaussures, et ainsi pouvoir conclure sur les influences croisées des éléments de conception. De plus, d'autres paramètres de conception pourraient être explorés (e.g. flexion de la chaussure, dureté des contreforts).

L'influence de la vitesse de marche étant prépondérante, un contrôle de celle-ci, ou au minimum une évaluation de celle-ci au cours de la mesure serait utile, afin d'adapter les consignes données à l'enfant, pour obtenir un nombre plus important d'essais de marche comparables entre eux.

En ce qui concerne les mesures pieds nus d'enfants sains, la base de données qui a été obtenue peut devenir une référence importante pour caractériser une marche pathologique par rapport à une population saine. De par l'effet de la vitesse de marche et l'effet croisé de l'âge et de la vitesse, l'établissement de courbes moyennes par classe d'âge (communément proposées dans la littérature) ne semble pas être la bonne approche. Ainsi, nous pensons que les « cibles à atteindre » basées sur les régressions proposées dans cette thèse peuvent constituer un outil clinique pertinent. Il sera intéressant de voir à l'avenir comment la marche de différentes populations pathologiques peut être caractérisée avec cet outil.

Bibliographie

- Abolarin, T., Aiyegbusi, A., Tella, A., Akinbo, S., 2011. Predictive factors for flatfoot: The role of age and footwear in children in urban and rural communities in South West Nigeria. *Foot (Edinb)*. 21, 188–92.
- Albright, B.C., Woodhull-Smith, W.M., 2009. Rocker bottom soles alter the postural response to backward translation during stance. *Gait Posture* 30, 45–49.
- Baker, R., 2003. ISB recommendation on definition of joint coordinate systems for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip and spine. *J. Biomech.* 36, 300–302.
- Baker, R., McGinley, J.L., Schwartz, M.H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H.K., Tirosh, O., 2009. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait Posture* 30, 265–9.
- Barkema, D.D., Derrick, T.R., Martin, P.E., 2012. Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait Posture* 35, 483–8.
- Barton, G.J., Hawken, M.B., Scott, M. a, Schwartz, M.H., 2012. Movement deviation profile: a measure of distance from normality using a self-organizing neural network. *Hum. Mov. Sci.* 31, 284–94.
- Beck, R.J., Andriacchi, T.P., Kuo, K.N., Fermier, R.W., Galante, J.O., 1981. Changes in the gait patterns of growing children Changes in the Gait Patterns of Growing Children. *J. Bone Jt. Surg.* 63, 1452–1457.
- Bergmann, G., Kniggenndorf, H., Graichen, F., Rohlmann, A., 1995. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *J. Biomech.* 28, 817–827.
- Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D., Horodyski, M., 2006. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *J. Athl. Train.* 41, 387–392.
- Bonnefoy-Mazure, A., Sagawa, Y., Lascombes, P., De Coulon, G., Armand, S., 2013. Identification of gait patterns in individuals with cerebral palsy using multiple correspondence analysis. *Res. Dev. Disabil.* 34, 2684–2693.
- Bosch, K., Rosenbaum, D., 2010. Gait symmetry improves in childhood—a 4-year follow-up of foot loading data. *Gait Posture* 32, 464–8.
- Boyer, K. a, Federolf, P., Lin, C., Nigg, B.M., Andriacchi, T.P., 2012. Kinematic adaptations to a variable stiffness shoe: mechanisms for reducing joint loading. *J. Biomech.* 45, 1619–24.
- Brown, D., Wertsch, J.J., Harris, G.F., Klein, J., Janisse, D., 2004. Effect of rocker soles on plantar pressures. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 85, 81–86.
- Cavanagh, P., Williams, K., 1981. Testing procedures for the 1982 Runners World shoe survey. *Run. World* 16, 26–39.
- Chang, W., Schuyler, J., Tsirikos, A.I., Miller, F., 2007. Kinesiological surface electromyography in normal children : Range of normal activity and pattern analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 17, 437–445.
- Chester, V.L., Tingley, M., Biden, E.N., 2006. A comparison of kinetic gait parameters for 3 – 13 year olds. *Clin. Biomech.* 21, 726–732.
- Chester, V.L., Wrigley, A.T., 2008. The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis. *Clin. Biomech.* 23, 212–20.
- Chèze, L., 2007. Méthodes de calcul de la cinématique articulaire en 3D à partir des trajectoires de marqueurs. VIe journée du GAMEA.
- Clarke, T.E., Frederick, E.C., Cooper, L.B., 1983a. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int. J. Sports Med.* 4, 247–51.
- Clarke, T.E., Frederick, E.C., Hamill, C.L., 1983b. The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 15, 376–81.
- Cole, G.K., Nigg, B.M., Ronsky, J.L., Yeadon, M.R., 1993. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation : A standardization proposal. *J. Biomech. Eng.* 115, 344–349.
- Cowgill, L.W., Warrenner, A., Pontzer, H., Ocobock, C., 2010. Waddling and Toddling : The Biomechanical Effects of an Immature Gait. *Am. J. Phys. Anthropol.* 143, 52–61.

- Cupp, T., Oeffinger, D.J., Tylkowsk, C., Augsburg, S., 1999. Age-related kinetic changes in normal pediatrics. *J. Pediatr. Orthop.* 19, 475–478.
- De Wit, B., De Clercq, D., Aerts, P., 2000. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J. Biomech.* 33, 269–278.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture* 21, 226–237.
- Desroches, G., Chèze, L., Dumas, R., 2010. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *J. Biomech. Eng.* 132, 114503.
- Diamond, N., Downs, J., Morris, S., 2014. “The problem with running”—Comparing the propulsion strategy of children with Developmental Coordination Disorder and typically developing children. *Gait Posture* 39, 547–52.
- Diop, M., Rahmani, A., Belli, A., Gautheron, V., Geysant, A., Cottalorda, J., 2005. Influence of Speed Variation and Age on Ground Reaction Forces and Stride Parameters of Children’s Normal Gait. *Int. J. Sports Med.* 26, 682–687.
- Divert, C., Mornieux, G., Freychat, P., Baly, L., Mayer, F., Belli, A., 2008. Barefoot-Shod running differences : shoe or mass effect. *Int. J. Sports Med.* 29, 512–518.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Guise, J.A. De, 2004. A 3D Generic Inverse Dynamic Method using Wrench Notation and Quaternion Algebra. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 7, 159–166.
- Dumas, R., Chèze, L., 2007. 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 45, 315–322.
- Dumas, R., Chèze, L., 2008. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait : An analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait Posture* 28, 243–250.
- Dumas, R., Nicol, E., Chèze, L., 2007. Influence of the 3D Inverse Dynamic Method on the Joint Forces and Moments During Gait. *J. Biomech. Eng.* 129.
- Dumas, R., Robert, T., Pomero, V., Chèze, L., 2012. Joint and segment coordinate systems revisited. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 15, 183–185.
- Eng, J.J., Winter, D.A., 1995. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *J. Biomech.* 28, 753–758.
- Federolf, P.A., Boyer, K.A., Andriacchi, T., 2013a. Application of principal component analysis in clinical gait research: identification of systematic differences between healthy and medial knee-osteoarthritic gait. *J. Biomech.* 46, 2173–8.
- Federolf, P.A., Roos, L., Nigg, B.M., 2013b. Analysis of the multi-segmental postural movement strategies utilized in bipedal, tandem and one-leg stance as quantified by a principal component decomposition of marker coordinates. *J. Biomech.* 46, 2626–33.
- Frederick, E.C., Clarke, T.E., Hamill, C.L., 1984. The effect of running shoe design on shock attenuation. In: *Sports Shoes and Playing Surfaces: Their Biomechanical Properties*. Champaign, IL; Human Kinetics. pp. 190–198.
- 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 Posture* 21, 141–145.
- Gorton, G.E., Stevens, C.M., Masso, P.D., Vannah, W.M., 1997. Repeatability of the walking patterns of normal children. *Gait Posture* 5, 155.
- Gould, N., Moreland, M., Alvarez, R., Trevino, S., Fenwick, J., 1989. Development of the child’s arch. *Foot Ankle* 9, 241–245.
- Hallems, A., Clercq, D. De, Aerts, P., 2006. Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking : A longitudinal follow-up study. *Gait Posture* 24, 270–279.
- Hallems, A., De Clercq, D., Otten, B., Aerts, P., 2005. 3D joint dynamics of walking in toddlers A cross-sectional study spanning the first rapid development phase of walking. *Gait Posture* 22, 107–18.

- Harrington, M.E., Zavatsky, A.B., Lawson, S.E.M., Yuan, Z., Theologis, T.N., 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *J. Biomech.* 40, 595–602.
- Ho, K., Blanchette, M.G., Powers, C.M., 2012. The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait Posture* 36, 271–275.
- Hof, A.L., 1996. Scaling gait data to body size. *Gait Posture* 4, 222–223.
- Hutin, E., Pradon, D., Barbier, F., Bussel, B., Gracies, J.-M., Roche, N., 2012. Walking velocity and lower limb coordination in hemiparesis. *Gait Posture* 36, 205–211.
- Jenkyn, T.R., Erhart, J.C., Andriacchi, T.P., 2011. An analysis of the mechanisms for reducing the knee adduction moment during walking using a variable stiffness shoe in subjects with knee osteoarthritis. *J. Biomech.* 44, 1271–1276.
- Jensen, R.K., 1989. Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *J. Biomech.* 22, 539–536.
- Kristen, K., Kastner, J., Holzreiter, S., Wagner, P., Engel, A., 1998. Funktionelle Beurteilung von Kinderschuh anhand der Ganganalyse von Kindern im Lauflernalter. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 136, 457–462.
- Kutzner, I., Stephan, D., Bender, A., Graichen, F., Bergmann, G., 2013. The influence of footwear on knee joint loading during walking — in vivo load measurements with instrumented knee implants. *J. Biomech.* 46, 796–800.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture* 21, 212–225.
- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativio, R., Benedetti, M.G., 2007. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture* 26, 560–571.
- Leigh, R.J., Pohl, M.B., Ferber, R., 2013. Does tester experience influence the reliability with which 3D gait kinematics are collected in healthy adults? *Phys. Ther. Sport* 1–5.
- Long, J.T., Klein, J.P., Sirota, N.M., Wertsch, J.J., Janisse, D., Harris, G.F., 2007. Biomechanics of the double rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics. *J. Biomech.* 40, 2882–90.
- Lythgo, N., Wilson, C., Galea, M., 2009. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait Posture* 30, 502–6.
- McNair, P.J., Marshall, R.N., 1994. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *Br. J. Sports Med.* 28, 256–260.
- Menant, J.C., Steele, J.R., Menz, H.B., Munro, B.J., Lord, S.R., 2009. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. *Gait Posture* 29, 392–397.
- Michaud, B., Jackson, M.I., Prince, F., Begon, M.S., 2012. Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis? *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 3.
- Mika, A., Oleksy, Ł., Mika, P., Marchewka, A., Clark, B.C., 2012. The influence of heel height on lower extremity kinematics and leg muscle activity during gait in young and middle-aged women. *Gait Posture* 35, 677–680.
- Morio, C., Lake, M.J., Gueguen, N., Rao, G., Baly, L., 2009. The influence of footwear on foot motion during walking and running. *J. Biomech.* 42, 2081–8.
- Müller, S., Carlsohn, A., Müller, J., Baur, H., Mayer, F., 2012. Static and dynamic foot characteristics in children aged 1-13 years: a cross-sectional study. *Gait Posture* 35, 389–94.
- Myers, K. a, Long, J.T., Klein, J.P., Wertsch, J.J., Janisse, D., Harris, G.F., 2006. Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics. *Gait Posture* 24, 323–30.
- Nigg, B., Hintzen, S., Ferber, R., 2006. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin. Biomech.* 21, 82–8.
- Nigg, B.M., Bahlsen, H.A., 1988. Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination and impact forces for heel-toe running. *Sport. Biomech.* 4, 205–219.

- Nigg, B.M., Luethi, S., 1980. Bewegungsanalysen beim Laufschuh. *Sportwissenschaft* 10, 306–320.
- Oeffinger, D., Brauch, B., Cranfill, S., Hisle, C., Wynn, C., Hicks, R., Augsburg, S., 1999. Comparison of gait with and without shoes in children. *Gait Posture* 9, 95–100.
- Oeffinger, D.J., Augsburg, S., Cupp, T., 1997. Pediatric Kinetics :Age related changes in able-bodied populations. *Gait Posture* 5, 155.
- Okamoto, T., Okamoto, K., Andrew, P.D., 2003. Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait Posture* 17, 18–27.
- Oleson, M., Adler, D., Goldsmith, P., 2005. A comparison of forefoot stiffness in running and running shoe bending stiffness. *J. Biomech.* 38, 1886–94.
- Ottaviani, R., Ashton-Miller, J., Kothari, S., Wojtys, E., 1995. Basketball shoe height and the maximal muscular resistance to applied ankle inversion and eversion moments. *Am. J. Sports Med.* 23, 418–423.
- Ottaviani, R., Ashton-Miller, J., Wojtys, E., 2001. Inversion and eversion strengths in the weightbearing ankle of young women. Effects of plantar flexion and basketball shoe height. *Am. J. Sports Med.* 29, 219–225.
- Ounpuu, S., Gage, J., Davis, R., 1991. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J. Pediatr. Orthop.* 11, 341–349.
- Piaget, J., 1937. La construction du réel chez l' enfant.
- Plischke, E., 2009. An Effective Algorithm for Computing Global Sensitivity Indices (EASI).
- Rao, U.B., Joseph, B., 1992. The influence of footwear on the prevalence of flat foot A survey of 2300 children. *J. Bone Joint Surg. Br.* 74, 525–527.
- Reinschmidt, C., Nigg, B.M., 1995. Influence of heel height on ankle joint moments in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27, 410–416.
- Robinson, L.E., Rudisill, M.E., Weimar, W.H., Breslin, C.M., Shroyer, J.F., Morera, M., 2011. Footwear and locomotor skill performance in preschoolers. *Percept. Mot. Skills* 113,2, 534–538.
- Rosenbaum, D., 2004. Gender-Specific differences of the foot during the first year of walking. *Foot Ankle Int.*
- Rosenbaum, D., Westhues, M., Bosch, K., 2013. Effect of gait speed changes on foot loading characteristics in children. *Gait Posture* 38, 1058–60.
- Rosengren, K.S., Deconinck, F.J.A., DiBerardino, L.A., Polk, J.D., Spencer-Smith, J., De Clercq, D., Lenoir, M., 2009. Differences in gait complexity and variability between children with and without Developmental Coordination Disorder. *Gait Posture* 29, 225–229.
- Rozumalski, A., Schwartz, M.H., 2011. The GDI-Kinetic: a new index for quantifying kinetic deviations from normal gait. *Gait Posture* 33, 730–2.
- Sachithanandam, V., Joseph, B., 1995. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *J. Bone Joint Surg. Br.* 77, :254–7.
- Samson, W., 2011. Effet de l' âge , de la vitesse de déplacement et du chaussage sur la marche de l' enfant , de ses premiers pas jusqu' à six ans.
- Samson, W., Desroches, G., Cheze, L., Dumas, R., 2009. 3D joint dynamics analysis of healthy children ' s gait. *J. Biomech.* 42, 2447–2453.
- Samson, W., Dohin, B., Desroches, G., Chaverot, J.-L., Dumas, R., Cheze, L., 2011a. Foot mechanics during the first six years of independent walking. *J. Biomech.* 44, 1321–7.
- Samson, W., Dohin, B., Van Hamme, A., Dumas, R., Cheze, L., 2011b. Effet du chaussage sur la marche du jeune enfant avec l'augmentation de la vitesse de déplacement. *Mov. Sport Sci. - Sci. Mot.* 97–105.
- Samson, W., Van Hamme, A., Desroches, G., Dohin, B., Dumas, R., Chèze, L., 2013. Biomechanical maturation of joint dynamics during early childhood : Updated conclusions. *J. Biomech.* 46, 2258–2263.
- Schwartz, M.H., Rozumalski, A., 2008. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture* 28, 351–7.
- Schwartz, M.H., Rozumalski, A., Trost, J.P., 2008. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J. Biomech.* 41, 1639–50.

- Söderkvist, I., Wedin, P.-A., 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J. Biomech.* 26, 1473–1477.
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B.M., dan den Bogert, A., Lundberg, A., Denoth, J., Stüssi, E., 2000. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin. Biomech.* 15, 54–64.
- Staheli, L.T., 1991. Shoes for Children : A Review. *Pediatrics* 88, 371–375.
- Stansfield, B.W., Hillman, S.J., Hazlewood, M.E., Lawson, a M., Mann, a M., Loudon, I.R., Robb, J.E., 2003. Normalisation of gait data in children. *Gait Posture* 17, 81–7.
- Stansfield, B.W., Hillman, S.J., Hazlewood, M.E., Lawson, A.A., Mann, A.M., Loudon, I.R., E., R.J., 2001a. Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5-to 12-year-old children walking at self-selected speeds. *J. Pediatr. Orthop.* 21, 395–402.
- Stansfield, B.W., Hillman, S.J., Hazlewood, M.E., Lawson, A.A., Mann, A.M., Loudon, I.R., Robb, J.E., 2001b. Sagittal Joint Kinematics, Moments, and Powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *J. Pediatr. Orthop.* 21, 403–411.
- Stansfield, B.W., Hillman, S.J., Hazlewood, M.E., Robb, J.E., 2006. Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds. *Gait Posture* 23, 288–94.
- Stewart, L., Gibson, J.N. a, Thomson, C.E., 2007. In-shoe pressure distribution in “unstable” (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: a comparative study. *Gait Posture* 25, 648–51.
- Stout, J.L., 2012. Chapter E-1 Gait : Development and Analysis. pp. 1–48.
- Sutherland, D.H., 1996. Dimensionless gait measurements and gait maturity. *Gait Posture* 4, 209–211.
- Sutherland, D.H., 1997. The development of mature gait. *Gait Posture* 6, 163–170.
- Tirosh, O., Sangeux, M., Wong, M., Thomason, P., Graham, H.K., 2013. Walking speed effects on the lower limb electromyographic variability of healthy children aged 7-16 years. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 1451–9.
- Van Dam, M., Hallemaans, a, Aerts, P., 2009. Growth of segment parameters and a morphological classification for children between 15 and 36 months. *J. Anat.* 214, 79–90.
- Van der Linden, M., Kerr, A., Hazlewood, M.E., Hillman, S.J., Robb, J.E., 2002. Kinematic and Kinetic Gait Characteristics of Normal Children Walking at a Range of Clinically Relevant Speeds. *J. Pediatr. Orthop.* 22, 800–806.
- Van Hamme, A., Samson, W., Dohin, B., Dumas, R., Chèze, L., 2013. Is there a predominant influence between heel height, upper height and sole stiffness on young children gait dynamics? *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 16, 66–67.
- Walther, M., Herold, D., Sinderhauf, A., Morrison, R., 2008. Children sport shoes — A systematic review of current literature. *Foot Ankle Surg.* 14, 180–189.
- Wegener, C., Hunt, A.E., Vanwanseele, B., Burns, J., Smith, R.M., 2011a. Effect of children’s shoes on gait: a systematic review and meta-analysis. *J. Foot Ankle Res.* 4, 3.
- Wegener, C., Smith, R., Hunt, A., Vanwanseele, B., Greene, A., Burns, J., 2011b. Children’s rearfoot and midfoot motion while walking in school shoes. *J. Foot Ankle Res.* 4, O49.
- Wenger, D., Mauldin, D., Speck, G., Morgan, D., Lieber, R., 1989. Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *J. Bone Joint Surg. Am.* 71, 800–810.
- Wolf, S., Simon, J., Patikas, D., Schuster, W., Armbrust, P., Do, L., 2008. Foot motion in children shoes — A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait Posture* 27, 51–59.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D’Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J. Biomech.* 35, 543–548.

Annexes

Annexe 1 – Critères d'inclusion des enfants dans l'étude

Document à joindre au cahier d'observation du protocole d'analyse de la marche de l'enfant.

Je soussigné Dr, avoir examiné l'enfant :

..... né le

en consultation à la suite de la pathologie suivante :

Il ne présente pas de critères de non inclusion dans l'étude CTC – Analyse de la marche de l'enfant.

Critères d'inclusion		
	oui	non
Âgés de dix mois à six ans (au cours de la 7 ^{ème} année de vie : 6 ans + 11 mois) dont la marche indépendante est acquise,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sans anomalie neurologique ou orthopédique sous-jacente connue,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sans trouble de la marche, et sans pathologie autre susceptible de troubler la marche,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Avec un état cardio-pulmonaire compatible avec l'exercice demandé,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
D'un niveau cognitif compatible avec la communication verbale, le respect des consignes et la compréhension des gestes réalisés	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Autorité parentale ayant signé le consentement de participation à l'étude et non opposition de l'enfant	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Enfant bénéficiaire d'un régime de sécurité sociale.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Critères d'exclusion		
	oui	non
Enfants âgés de moins de dix mois et de 7 ans ou plus,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ayant un poids de naissance inférieur à 2kg ou prématurité à moins de 34 semaines,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ayant séjourné en réanimation,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ayant acquis la marche après l'âge de 20 mois,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Présentant des troubles de la marche de quelque origine que ce soit (inégalité de longueur des membres inférieurs, pathologie de la marche, maladie neuromusculaire),	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Présentant des troubles statiques du pied, en particulier : pied creux, des griffes d'orteils, des réflexes anormaux ou une flexion dorsale de la cheville inférieure à 20° genou fléchi, pieds plats apparaissant anormaux pour l'âge,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ayant des troubles de torsion des membres inférieurs à deux écrats-types par rapport à la norme pour l'âge,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Présentant une infirmité motrice cérébrale,	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Présentant une surcharge pondérale, définie par un Indice de Masse Corporelle supérieur à 25.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Présence d'un parent impossible	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Dr

date

Signature :

Biomechanical maturation of joint dynamics during early childhood: updated conclusions

William SAMSON, Angèle Van Hamme², Guillaume DESROCHES,
Bruno DOHIN, Raphaël DUMAS, Laurence CHEZE

Journal of Biomechanics 46 (2013) 2258–2263

Mise en page adaptée pour le mémoire de thèse

Abstract

Dynamic parameters were commonly explored to characterize biomechanical maturation of children gait, i.e. age revealing joint moment and power patterns close to adult patterns. However, the literature revealed a large disparity of conclusions about maturation depending on the authors, probably due to an inappropriate scaling strategy and uncontrolled walking speed. The first years of independent walking note a high increase of height growth and a large variability of dimensionless walking speed. Moreover, the dynamic parameters were not well studied during early childhood.

In the present study, seventy-five healthy children between 1 and 6 years were measured during gait trials at self-selected speed. Four hundred and sixty two gait trials were selected to constitute five age groups with comparable dimensionless walking speed. 3D joint moments and powers of lower limbs were computed and expressed using dimensionless scaling strategy (according to body weight, leg length and acceleration of the gravity). Statistical analysis was performed to examine intergroup differences. The current results concluded about a biomechanical maturation of joint dynamics around 4 years for the ankle and between 6 and 7 years for the knee and the hip. Moreover, age groups comparison seemed more appropriate in young children using both dimensionless strategy and similar walking speed. Future investigations will be conducted on a largest population (i.e. adding children older than 6 years) to clearly define the status of knee and hip.

Keywords

Children gait, Joint moment, Joint power, Dimensionless parameters, Walking Speed.

1. Introduction

Dynamic parameters (often called kinetic parameters in the literature) were commonly used to evaluate children gait (Schwartz et al., 2008; Chester and Wrigley, 2008; Chester et al., 2006; Hallemans et al., 2006-2005; Stansfield et al., 2003-2001; van der Linden et al., 2002; Cupp et al., 1999; Oeffinger et al., 1997). In particular, dynamic parameters help to define age revealing dynamic patterns close to adult patterns. However, different conclusions about such a “biomechanical” maturation of joint dynamics were

reported depending on the authors. For example, adult-like patterns of joint dynamics seemed to be reached at 5 years (Ounpuu et al., 1991), 9-13 years (Chester and Wrigley, 2008), 10 years (Oeffinger et al., 1996) and more than 10 years (Cupp et al., 1999). These disparities of conclusions about biomechanical maturation may be explained by an inappropriate scaling strategy, by uncontrolled walking speed, and by a limited knowledge of the dynamic parameters in very young children.

First, previous studies already demonstrated the relevance of using dimensionless scaling strategy to express dynamic parameters in children (Mosio et al., 2003; Pierrynowski and Galea., 2001; Sum et al., 1998). In the case of dynamic parameters, scaling was led according to body height or leg length (as well as body weight and acceleration of the gravity). Nevertheless, ad hoc scaling strategy (according to body weight) was preferred in most of studies about children gait, as pointed out by Stansfield (Stansfield et al., 2006). From an investigation on ten subjects with a wide range of ages, heights and masses (respectively 9.2–74.5 years, 1.33-1.96 m and 42.3-148.8 kg), Pierrynowski and Galea revealed similar reduction of inter-subject variability using ad hoc or dimensionless scaling strategy (Pierrynowski and Galea, 2001). Unfortunately, early childhood was not included in the aforementioned study. Like body weight, body size (height and leg length) changes during growth (McDowell et al., 2009-2005; Botton et al., 2008). Relation between age and height is not linear in young children (Botton et al., 2008). Therefore, dynamic analysis without considering body size could compromise conclusions about biomechanical maturation.

Secondly, the literature reported large variations of dynamic parameters depending on the dimensionless walking speed (speed expressed according to body height and acceleration of the gravity), from middle childhood until adult age (Schwartz et al., 2008; Stansfield et al., 2006-2001, van der Linden et al., 2002). Notably, Stansfield reported that sagittal joint moments and powers were predominantly characterized by walking speed, not age, in normal children (7 to 12 years) (Stansfield et al., 2001). Nevertheless, most of studies on joint dynamics in healthy children did not considered walking speed (dimensionless or not) to evaluate age effect between

groups. Therefore, dynamic analysis without controlling dimensionless walking speed could also compromise conclusions about biomechanical maturation.

Thirdly, as underlined by Sutherland in 1997, future studies “should be undertaken to fill the gap in the available database of moments and powers in the ages of 2 through 4 years” (Sutherland, 1997). Since this remark, some studies explored joint dynamics during early childhood (Samson et al., 2011; Chester and Wrigley, 2008; Hallemans et al., 2006, 2005; Chester et al., 2006). Nevertheless, these studies were limited to the sagittal plane or to one particular joint. These studies also used an inappropriate scaling strategy or uncontrolled walking speed.

The present study aims to investigate joint dynamics during early childhood (i.e. 1 to 6 years), taking into account walking speed and dimensionless scaling strategy, in order to clarify the conclusions on biomechanical maturation.

2. Methods

2.1. Population

One-hundred and fifty three measurements were performed on 75 healthy children between 1 and 6 years. Measurements started four years ago and are still ongoing. Independent walking was achieved between 10 and 18 months. Medical examination did not reveal any orthopedic or neurological disorder. Parents gave informed consent for their child to participate in this study, which was approved by the local ethics committee. Ideally, children were measured four, two and one times per year, respectively after one, two and more than three years of independent walking. Initial age of inclusion in the study varied between 1 and 5 years. Due to some imponderable events (e.g. children temporarily sick, parents or walking laboratory unavailable, rejection of the measurement by children, study desertion), the number of yearly measurements per child was not systematically respected.

2.2. Experimental set-up

Twenty-two skin markers were fixed on anatomical landmarks of the pelvis (right and left anterior and posterior superior iliac spines) and the lower limbs (great trochanter, medial and lateral epicondyles, anterior tibialis tuberosity, medial and lateral malleoli, calcaneus, metatarsal heads I and V). Fifteen to twenty gait trials were measured per subject using a Motion Analysis® system with eight Eagle® cameras (Santa Rosa, USA) and two Bertec® force platforms (Columbus, USA) integrated in the walkway, synchronized at sampling frequencies of 100 Hz and 1000 Hz, respectively. Gait was initiated three meters from the platform in order to obtain gait cycles at natural speed once the subjects stepped on the force plates. Only data from gait cycles with full contact of the foot on the platform were processed with a maximum of six trials per subject. All the ‘non-walking’ trials (i.e., running, hopping, wriggling) were excluded from analysis.

2.3. Data processing

Taking into account of imponderable events, incomplete contact of the foot on the platform and non-walking trials, 721 gait trials with correct dynamic data were computed. After filtering (low-pass zero-lag, 4th-order, Butterworth filter, 6-Hz cutoff frequency), markers trajectories were obtained in an Inertial Coordinate System (ICS) (Wu and Cavanagh, 1995). The hip joint center localization was determined using regression equations of Harrington taking into consideration only the healthy children’s data (Harrington et al., 2007). The inertial parameters were determined using Jensen’s regressions (Jensen, 1989). The three orthogonal axes (X, Y, Z) corresponding to each Segment Coordinate System (SCS) were built following the ISB recommendations (Wu et al., 2002). The quaternion was extracted from the attitude of these axes in the ICS. The angular velocity of the proximal and distal segments was obtained in the ICS using the quaternion algebra and were subtracted in order to compute the (relative) joint angular velocity ω . Net 3D joint moments \mathbf{M} were computed in the ICS by bottom-up inverse dynamics (Dumas et al., 2004). The power \mathbf{P} was computed in 3D by the dot product between \mathbf{M} and ω . Finally, \mathbf{M} were expressed in the joint coordinate systems (Desroches et al., 2010) and both \mathbf{M} and \mathbf{P} were re-sampled on percentage of the gait cycle and expressed using the dimensionless scaling strategy (Hof, 1996), using the leg length as a metric value (distance from the ground to the great trochanter). Walking speed was defined from one foot contact to the next foot contact and expressed with a dimensionless parameter (Hof, 1996).

2.4. Age groups definition and statistical analysis

After ordering the current population by age, five equal groups were constituted. Unfortunately, statistical intergroup differences appeared between groups regarding dimensionless walking speed (Kolmogorov-Smirnov, Bonferroni adjustment, $p < 0.005$). Thus, the initial speed range was progressively decreased from the extreme speeds ([0.09 0.72]) until statistical intergroup differences disappeared between the five groups newly formed (Groups 1 to 5) (Figure 1, Table 1). The walking speed and ages were compared between groups using a Kruskal-Wallis test. When significant, a Wilcoxon rank-sum test was performed to examine intergroup differences (Bonferroni adjustment, $p < 0.005$). The maximum range of dimensionless walking speed avoiding statistical intergroup differences was [0.29 0.51]. Consequently, 462 gait trials with a mean walking speed of 0.41 ± 0.06 were kept to constitute age groups, gathering approximately to 64% of the complete gait trials (Figure 1a). The characteristics of the five age groups were described in Table 1. As expected, age criteria systematically revealed significant intergroup differences while no statistical difference was noted regarding speed criteria. Finally, statistical analysis was conducted on curves peaks

described in Table 2 to analyze age effect (Kruskal-Wallis and Wilcoxon rank-sum tests).

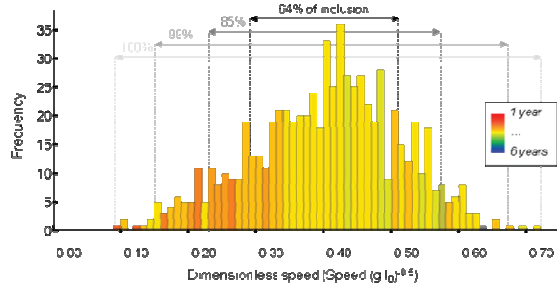


Fig. 1. Visualization of the dimensionless walking speed distribution and inclusion. Bar color varies depending on the mean age of the current dimensionless walking speed range (10: leg length; g: the acceleration of gravity).

Table 1 Subject characteristics of each age group (10: leg length, g: the acceleration of gravity).

Gp	Age range (years)	Mean age (years)	Trials	Height (m)	Mass (kg)	Dim. Speed
1	1.1 – 2.1	1.7 ± 0.3	93	0.84 ± 0.05	11.8 ± 1.1	0.40 ± 0.06
2	2.1 – 3.1	2.6 ± 0.3	93	0.92 ± 0.03	13.5 ± 1.3	0.40 ± 0.06
3	3.1 – 3.7	3.4 ± 0.2	92	0.98 ± 0.04	15.3 ± 1.9	0.40 ± 0.06
4	3.7 – 4.7	4.3 ± 0.3	92	1.04 ± 0.05	17.2 ± 2.0	0.41 ± 0.05
5	4.8 – 5.8	5.3 ± 0.3	92	1.13 ± 0.06	20.3 ± 3.0	0.42 ± 0.05

3. Results

Ankle, knee and hip dynamics exhibited significant age-related effects (Figure 2, Table 3). Ankle dynamics only demonstrated ordered and statistical differences between groups at loading response (A2, A5). These differences disappeared from Group 4. With the increase of age, knee flexion and abduction moments decreased (K2, K5) while knee flexion moments (K1, K3) and absorbed/generated energies (K8, K11-K14) increased. In particular, the intergroup differences of joint power during swing (K13, K14) were systematically observed and well-ordered, showing a dynamic gait pattern still immature around 6 years (Group 5). Finally, hip joint exhibited age-related effects on nearly all the dynamic parameters during growth: increases of flexion moment, generated and absorbed energies after mid stance until the end of the gait cycle (H2, H9-H11); decreases of extension, abduction and internal rotation moments (H1, H4-H7). Like joint power, intergroup differences were observed and well-ordered (H2, H9, H10) describing a dynamic gait pattern still immature at around 6 years.

4. Discussion

The issues of inappropriate scaling strategy and uncontrolled walking speed were already

demonstrated in the literature in children older than 5 years. It is during the first years of independent walking that height and dimensionless walking speed change the most (respectively, Botton et al., 2008 and Dusing and Thorpe, 2007).

Table 2 Definition of curve peaks used for statistical analysis. Each gait cycle was defined as from one heel contact until the next heel contact of the same limb and expressed as a percentage of the gait cycle (loading response: 0–15% of the gait cycle; mid-stance: 15–25% of the gait cycle; terminal stance: 25–50% of the gait cycle; pre-swing: 50–60% of the gait cycle; initial swing: 60–75% of the gait cycle; mid-swing: 80–85% of the gait cycle; and terminal swing: 85–100% of the gait cycle (Cuccurullo, 2004))

Joints	Peaks	Gait phases
Ankle		
A1	Plantar flexion moment	Terminal stance
A2	Inversion moment	Loading response
A3	Eversion moment	Preswing
A4	Adduction moment	Terminal stance
A5	Absorbed energy	Mid-stance
A6	Absorbed energy	Terminal stance
A7	Generated energy	Preswing
Knee		
K1	Flexion moment	Loading response
K2	Extension moment	Terminal stance
K3	Flexion moment	Preswing/Initial swing
K4	Abduction moment	Mid-stance
K5	Abduction moment	Terminal stance
K6	Internal rotation moment	Mid-stance
K7	External rotation moment	Terminal stance
K8	Absorbed energy	Loading response
K9	Generated energy	Mid-stance
K10	Absorbed energy	Terminal stance
K11	Generated energy	Terminal stance
K12	Absorbed energy	Preswing/Initial swing
K13	Generated energy	Mid-swing
K14	Absorbed energy	Terminal swing
Hip		
H1	Extension moment	Loading response
H2	Flexion moment	Preswing
H3	Extension moment	Initial swing/Mid-swing
H4	Abduction moment	Mid-stance
H5	Abduction moment	Terminal stance
H6	Internal rotation moment	Mid-stance
H7	Internal rotation moment	Terminal stance
H8	Generated energy	Mid-stance
H9	Generated energy	Terminal stance/Preswing
H10	Generated energy	Preswing/Initial swing
H11	Absorbed energy	Initial swing/Mid-swing

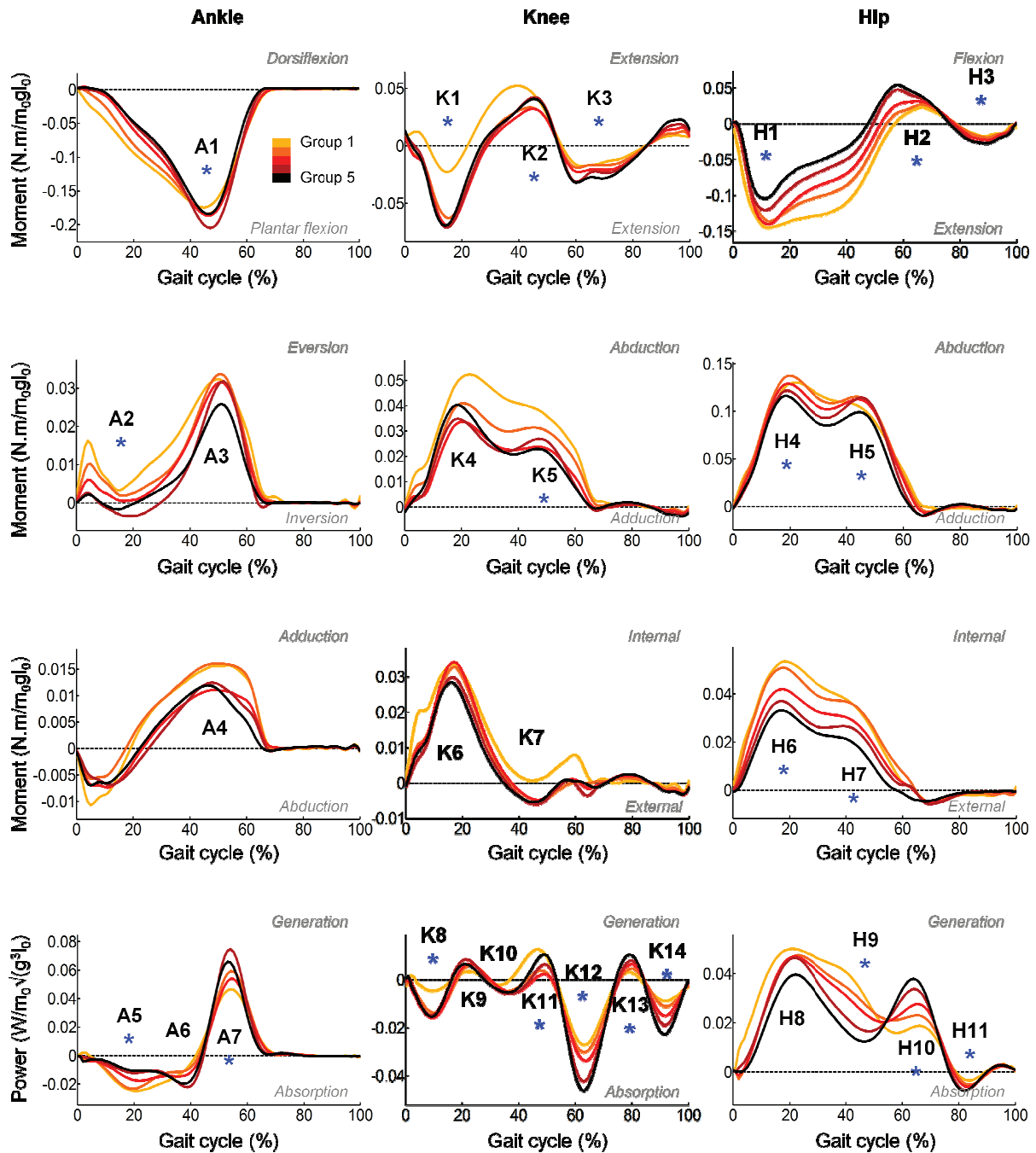


Fig. 2. Joint dynamics (no mark: no significant difference between groups; n significant difference between several groups – details are shown in Table 3; l0: leg length; m0: body mass, and g: the acceleration of gravity)

Moreover, the dynamic parameters are not well studied in early childhood. Therefore, the conclusions about “biomechanical” maturation of joint dynamics reported in the literature should be consolidated. The goal of this study was to propose updated conclusions

4.1. Comparison of walking speed, curve patterns and maturation with the literature

The mean dimensionless walking speed of 0.41 ± 0.06 was in agreement with previous studies on children between 1 and 10 years with a mean speed between 0.28 and 0.54 (Lythgo et al., 2011; Schwartz et al., 2008; Vaughan et al., 2003). It was also in agreement (assuming a 0.5 length ratio) with the reported speed, scaled according to height rather than leg length, of

0.20 and 0.38 (Dusing and Thorpe, 2007; Stansfield et al., 2006-2001, van der Linden et al., 2002). The mean age was 3.5 ± 1.3 years. Integrating this age in the Vaughan’s equation (i.e. dimensionless walking speed = $0.45e^{1-age}$, with age in months (Vaughan et al., 2003)), a speed value of 0.39, close to the current speed, was obtained. Nevertheless, speed variability was high, especially before 7 years as previously demonstrated by Dusing and Thorpe (Dusing and Thorpe, 2007). Thus, even if speed seemed to increase slightly during growth, attributing speed based on age should be considered with caution. Dimensionless walking speed was statistically similar between groups (Table 1), preventing from any effect on the

curve peaks due to this temporal-distance parameter (Schwartz et al., 2008; Stansfield et al., 2006-2001). Apart from intergroup differences discussed later, the results were similar to those found in the literature for joint moments and powers curve patterns (Samson et al., 2009; Schwartz et al., 2008; Chester and Wrigley 2008, Chester et al., 2006; Stansfield et al., 2006-2001; Hallems et al., 2006-2005; Cupp et al., 1999; Oeffinger et al., 1997). Slight pattern variations should probably be due to the choice of the inverse dynamics processing (e.g., inertial parameters definition, joint center location, calculation method). The main difference in the curve patterns relative to literature was noted for the hip. Three reasons could explain this difference. First, the current population was younger than most of children samples from the literature: incomplete biomechanical maturation of hip dynamics could basically contribute to this non common curve pattern. Secondly, the hip joint center was located from more recent regressions (Harrington et al., 2007). Thirdly, the 3D power computation was defined in 3D by the dot product between the net joint moment \mathbf{M} and the angular velocity $\boldsymbol{\omega}$. In the literature, the power is often defined in 2D (i.e., $M_x \cdot \omega_x$, $M_y \cdot \omega_y$ and $M_z \cdot \omega_z$) for interpretation purpose. However, this decomposition of the power on three axes remains inconsistent from a mechanical point of view, as power is a scalar quantity. Therefore, using 3D power (rather than 2D) was preferred although some differences could be introduced between the current results and the literature.

In contrast to the curve patterns, intergroup differences exhibited several dissimilarities compared to most of previous studies. For example, the ankle defined a mature dynamics between 5 and 13 years depending on the study (Samson et al., 2011; Chester and Wrigley 2008, Chester et al., 2006; Ganley and Powers, 2005; Cupp et al., 1999; Oeffinger et al., 1997, Ounpuu et al., 1991). This high disparity in the literature conclusions seemed to be explained by subjects size (or leg length) variations, uncontrolled walking speed and the limited number of studies on children under 5 years old. The dependency of the scaling strategy on dynamics analysis was already demonstrated in adults (Moisio et al., 2003; Sum et al., 1998). As both body weight and size change quickly during growth in young children, using dimensionless rather than ad hoc scaling strategy appeared more appropriate in young children (Appendix 1). The dependency of dynamics analysis on dimensionless walking speed was also identified (Schwartz et al., 2008; Stansfield et al., 2006-2001). As walking speed variation is high in young children (Appendix 2), controlling dimensionless walking speed also appeared essential.

Table 3 Statistical analysis of peak curves (no mark: no significant difference between groups; * $p < 5.10^{-3}$, ** $p < 5.10^{-4}$, *** $p < 5.10^{-5}$). Only curve peaks with a significant p-value after the Kruskal-Wallis test are displayed. The results are as follows: the first

column compared Group 1 with Group 2, the second column compared Group 1 with Group 3, and the seventh column compared Group 2 with Group 3, etc.

Peaks	Groups									
	1		2			3		4		
	2	3	4	5	3	4	5	4	5	5
A1			***			*				**
A2			***	**		**	*			
A5		*	***	***	**	***	***		*	
A7	*		***	**		*		***		
K1	***	***	***	***						
K2		*								
K3			*	**		***	***		*	
K5		**	**	**						
K8		**	**	***						
K11	*	*								
K12			***	***		***	***		**	
K13	***	***	***	***	***	***	***	**	***	***
K14	*	***	***	***	***	***	***	**	***	**
H1			***	***		***	***	*	***	
H2		***	***	***	*	***	***	***	***	*
H3		**	***	***	*	***	***		**	
H4			*	*		*	**			
H5			*				**		*	
H6			*							
H7							*			
H8			*	***						
H9							**		***	**
H10	*	***	***	***		**	***		***	*
H11		*	***	***		**	***			

4.2. Updated biomechanical maturation

As far as the ankle joint is concerned, intergroup differences (well ordered) disappeared at Group 4, suggesting a biomechanical maturation of ankle joint dynamics around 4 years. Knee dynamics revealed high variations between the youngest and the other groups, suggesting a rapid joint maturation during the first years of independent walking. The only differences observed between older groups (Groups 4 and 5) concerned power during swing (K13 and K14). These differences were well ordered in this study on children between 1 and 6 years old but non-ordered in the Stansfield's study on children older than 7 years (Stansfield et al., 2001). Consequently, it can be hypothesized a biomechanical maturation of knee joint dynamics shortly after the age of the oldest group (i.e. between 6 and 7 years). Finally for the hip, in contrast to the ankle and the knee, on the one hand, most of intergroup differences were well ordered (H1, H2, H4, H7, H10 and H11), and on the other hand, all of the four dynamic parameters (i.e. three joints moments and one power) were affected by age. The differences of flexion moment and generated energy peaks (H2 and H10) between older groups were consistently ordered and significant, not in the Stansfield's study (Stansfield et al., 2001). Similar to the knee, the hip dynamics might be biomechanically mature between 6 and 7 years.

4.3. Limitations and future investigations

Today, the current population measuring is to be extended, notably to realize same investigations on children older than 6 years and with different speed groups due to three limitations. First, conclusions were based on only one mean speed (i.e. ~ 0.4 dimensionless walking speed), representing a common walking speed previously reported in the literature during childhood (Schwartz 2008, Hallems 2005; van der Linden et al., 2002;

Stansfield et al., 2001). Secondly, the biomechanical maturation of knee and hip joint dynamics seemed to achieve shortly after 6 years, the current age limit of the study. Thirdly, a number of age-related differences were found in the present age group, which were not found in age groups over 7 years. To conclude then that the maturation takes place just between age 6 and 7 is may be worded with caution before studying older children.

Another limitation of the present work concerned the regressions used to define segment inertial properties (i.e., based on children older than 4 years). Nevertheless, to the authors' knowledge, no other regression was available for such a young population. Van Dam proposed regressions of segment inertial parameters in children younger than 3 years (Van Dam et al., 2009), but without the foot segment which was required in the processing of the present work.

Finally, the choice was done to limit statistical analysis on curve peaks, which was already large (i.e. 32 curve peaks \times 10 possible intergroup comparisons = 320 combinations). Similar investigations on this population might be done on curve patterns using classical indicators (e.g. ICC, CMC, RMSE).

4.4. Concluding remarks

The literature revealed a large disparity of conclusions about maturation depending on the authors. Consequently, this study analyzed joint dynamics in very young children distributed in five age groups with similar dimensionless walking speed to evaluate age effect on dimensionless 3D moments and powers. More than four hundred gait trials were analyzed. During early childhood, the current results demonstrated that joint dynamics was influenced by age. This influence was not reported in children older than 7 years (Stansfield et al., 2001). Updated conclusions on biomechanical maturation of joint dynamics were around 4 years for the ankle and between 6 and 7 years for the knee and the hip. Future investigations will be done on a larger population to clarify the current conclusions on the knee and the hip and to explore different dimensionless walking speeds during growth.

Conflict of interest

None.

Acknowledgments This study was funded by the La Direction Générale des Entreprises, Le Ministère de l'Économie, des Finances et de l'Industrie (Convention no. 06 2 90 6149) and by the La Région des Pays de la Loire (Convention no. 2007-03103). It was supported by the Hospices Civils de Lyon and the Université Lyon 1 Claude Bernard, France.

Appendix A. Supporting information
Supplementary data associated with this article can be found in the online version at <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.017>.

References

- Botton, J., Heude, B., Maccario, J., Ducimetière, P., Charles, M.A., 2008. Postnatal weight and height growth velocities at different ages between birth and 5 y and body composition in adolescent boys and girls. *American Journal of Clinical Nutrition* 87, 1760-1768.
- Chester, V.L., Tingley, M., Biden, E.N., 2006. A comparison of kinetic gait parameters for 3–13 year olds. *Clinical Biomechanics* 21, 726-732.
- Chester, V.L., Wrigley, A.T., 2008. The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis. *Clinical Biomechanics* 23, 212-220.
- Cuccurullo, S., 2004. New York: Demos Medical Publishing. *Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK27235/>.
- Cupp, T., Oeffinger, D., Tylkowski, C., Augsburg, S., 1999. Age-related kinetic changes in normal pediatrics. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 19, 475-478.
- Desroches, G., Chèze, L., Dumas, R., 2010. Expression of joint moment in the joint coordinate system. *Journal of Biomechanical Engineering* 132, 114503.
- Dumas, R., Aissaoui, R., de Guise, J.A., 2004. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 7(1), 159-166.
- 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.
- 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 & Posture* 21, 141-145.
- 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 & Posture* 24, 270-279.
- Hallemaans, A., De Clercq, D., Otten, B., Aerts, P., 2005. 3D joint dynamics of walking in toddlers. A cross-sectional study spanning the first rapid development phase of walking. *Gait & Posture* 22, 107-118.
- Harrington, M.E., Zavatsky, A.B., Lawson, S.E.M., Yuan, Z., Theologis, T.N., 2007. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics* 40, 595-602.

- Hof, A.L., 1996. Scaling gait data to body size. *Gait & Posture* 4, 222-223.
- Jensen, R.K., 1989. Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *Journal of Biomechanics* 22, 529-536.
- McDowell, M.A., Fryar, C.D., Hirsch, R., Ogden, C.L., 2005. Anthropometric reference data for children and adults: U.S. population, 1999-2002. *Advance Data* 7, 1-5.
- McDowell, M.A., Fryar, C.D., Ogden, C.L., 2009. Anthropometric reference data for children and adults: United States, 1988-1994. *Vital Health Statistics* 11, 1-68.
- Lythgo, N., Wilson, C., Galea, M., 2011. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults. II: Walking at slow, free and fast speed. *Gait and Posture* 33, 29-35.
- Moisio, K.C., Sumner, D.R., Shott, S., Hurwitz, D.E., 2003. Normalization of joint moments during gait: a comparison of two techniques. *Journal of Biomechanics* 36, 599-603.
- Oeffinger, D.J., Augsburg, S., Cupp, T., 1997. Pediatric kinetics: Age related changes in able-bodied populations. *Gait & Posture* 5, 155-156.
- Ounpuu, S., Gage, J.R., Davis, R.B., 1991. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 11, 341-349.
- Pierrynowski, M.R., Galea, V., 2001. Enhancing the ability of gait analyses to differentiate between groups: scaling gait data to body size. *Gait & Posture* 13, 193-201.
- Samson, W., Dohin, B., Desroches, G., Chaverot, J.L., Dumas, R., Chèze L., 2011. The foot mechanics during the first six years of independent walking. *Journal of Biomechanics* 44, 1321-1327
- Samson, W., Desroches, G., Chèze, L., Dumas, R., 2009. 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait *Journal of Biomechanics* 42, 2447-2453.
- Schwartz, M.H., Rozumalski, A., Trost, J.P., 2008. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics* 41, 1639-1650.
- Stansfield, B.W., Hillman, S.J., Hazlewood, M.E., Lawson, A.A., Mann, A.M., Loudon, I.R., Robb, J.E., 2001. Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 21, 403-411.
- Stansfield, B.W., Hillman, S.J., Hazlewood, M.E., Robb, J.E., 2006. Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds. *Journal of Biomechanics* 23, 288-294.
- Sum, J.A., Lee, M.I., Hurwitz, D.E., Andriacchi, T.P., 1998. Effects of normalization on joint moments during level walking. *Gait and Posture* 7, 184
- Sutherland, D.H., 1997. The development of mature gait. *Gait & Posture* 6, 163-170.
- van der Linden, M.L., Kerr, A.M., Hazlewood, M.E., Hillman, S.J., Robb, J.E., 2002. Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 22, 800-806.
- Van Dam M, Hallemans A, Aerts P., 2009. Growth of segment parameters and a morphological classification for children between 15 and *Journal of Anatomy* 214, p 79-90.
- Wu, G., Cavanagh, P., 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics* 28, 1257-1261.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., Stokes, I., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. Journal of Biomechanics* 35, 543-548.
- Vaughan, C.L., Langerak, N.G., O'Malley, M.J., 2003. Neuromaturation of human locomotion revealed by non-dimensional scaling. *Experimental Brain Research* 153, 123-127.

Communications lors de congrès nationaux et internationaux

- *Influence of heel height, upper height and sole stiffness on shod walking in young children.* A. Van Hamme, W. Samson, B. Dohin, R. Dumas, L. Chèze. **Footwear Biomechanics Symposium 2013**, Natal, (Brésil).
- *Regression analysis on gait dynamic parameters, age and speed of progression in young children.* A. Van Hamme, W. Samson, B. Dohin, R. Dumas, L. Chèze, **International Society of Biomechanics Congress 2013**, Natal (Brésil).
- *Influence of shoe criteria conception on gait in young children.* A. Van Hamme, A. El Habachi , W. Samson, B. Dohin, R. Dumas, L. Chèze . **European Society for Movement Analysis in Adults and Children 2013**, Glasgow (Ecosse).
- *Comparaison entre la marche pieds nus et pieds chaussés chez le jeune enfant: premiers résultats sur la force de réaction au sol.* A. Van Hamme, W. Samson, B. Dohin, R. Dumas, L. Chèze. **Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte 2013**, Luxembourg.
- *Influence de la chaussure sur la marche du jeune enfant : variation de la hauteur de talon, la hauteur de tige et la dureté de semelle.* A. Van Hamme, W. Samson, B. Dohin, R. Dumas, L. Chèze. **Société de Biomécanique 2013**, Marseille.
- *Influence of speed of progression on the gait of young children.* A. Van Hamme, W. Samson, B. Dohin, R. Dumas, L. Chèze. **3D Analysis of Human Movement 2012**, Bologne (Italie).
- *Effet de la vitesse de déplacement sur la marche du jeune enfant.* A. Van Hamme, W. Samson, B. Dohin, R. Dumas, L. Chèze. **Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte 2012**, Nice.
- *Corrélation entre âge civil et âge psychomoteur pour l'analyse de la marche.* A. Van Hamme, W. Samson, L. Chèze, R. Dumas, B. Dohin. **Société Française d'Orthopédie Pédiatrique 2012**, Montpellier.

Annexe 3 – Valeurs des paramètres cinématiques et dynamiques par groupe d'âge

Valeurs des pics de courbes et amplitudes de cinématique et dynamique par groupe d'âge. Les valeurs moyennes et les écart-types sont présentés. Le positionnement des pics et amplitudes est illustré sur les figures A-5 et A-6.

Angles [degrés] et GRF $\left[\frac{N.m}{m_0.g}\right]$		1-2 ans		2-3 ans		3-4 ans		4-5 ans		5-6 ans		6-7 ans	
		Moy	std	Moy	std	Moy	std	Moy	std	Moy	std	Moy	std
Cheville	A_C1	-1,6	5,0	-0,9	5,0	-0,3	4,2	0,1	4,6	-1,5	3,5	-3,4	3,5
	A_C2	14,2	5,1	16,6	5,9	16,3	4,5	14,9	4,2	14,4	3,5	13,2	3,3
	A_C3	-5,4	5,4	-7,7	7,9	-7,8	7,6	-10,4	7,2	-10,8	7,7	-13,1	6,9
	A_C4	7,0	4,6	8,2	5,3	9,2	4,9	9,1	3,8	7,9	3,8	5,3	3,8
	A_C5	-2,6	6,9	0,7	6,4	1,7	5,2	2,4	5,2	1,5	5,0	3,6	4,3
	A_C6	2,7	5,2	6,5	6,0	7,5	5,0	7,3	4,5	7,5	4,5	8,0	3,9
	A_C7	-1,6	6,7	1,4	6,3	2,9	5,0	2,5	6,0	2,5	5,0	4,5	5,0
	A_C8	-25,9	10,5	-25,3	11,0	-22,0	18,8	-21,4	7,7	-21,6	7,6	-21,2	9,1
	A_C9	-15,8	13,1	-13,1	10,8	-11,4	17,6	-11,2	6,6	-10,4	8,2	-12,2	7,8
	RoM_Cz	20,6	4,8	24,4	6,0	24,6	6,0	25,8	6,4	25,8	6,4	26,5	6,6
	RoM_Cy	7,4	5,1	7,8	4,1	7,4	4,1	6,6	4,2	6,9	3,7	5,7	2,1
RoM_Cx	14,7	13,6	15,9	10,7	16,5	14,2	13,0	10,3	13,8	11,7	10,1	5,4	
Genou	A_G1	-37,2	8,2	-40,1	6,6	-36,3	7,7	-32,5	7,3	-30,7	6,2	-30,4	5,8
	A_G2	-25,3	7,3	-28,0	7,0	-23,8	6,4	-19,7	5,9	-18,3	4,6	-16,6	5,2
	A_G3	-86,0	7,3	-83,6	5,7	-80,6	5,0	-78,1	4,7	-75,1	5,5	-75,3	5,7
	A_G4	-1,3	7,4	-1,0	6,1	-3,0	4,9	-0,3	5,2	-0,9	6,6	-4,4	4,7
	A_G5	7,7	8,9	6,1	7,0	2,7	4,9	5,1	5,7	5,2	6,8	1,5	5,5
	A_G6	-3,3	7,2	-4,5	6,5	-6,9	6,7	-7,7	6,1	-9,4	5,9	-10,5	4,6
	A_G7	-6,9	7,7	-9,9	7,5	-12,1	6,7	-12,3	6,2	-14,0	6,0	-14,8	5,0
	A_G8	7,4	8,8	4,3	6,9	2,0	7,2	1,0	6,8	0,2	7,3	-2,3	5,2
	RoM_Gz	66,0	6,7	63,0	7,0	61,9	5,4	63,4	6,1	61,0	5,4	62,6	6,1
	RoM_Gx	9,1	4,7	7,0	3,1	5,8	2,1	6,4	3,2	6,0	3,2	6,7	4,5
	RoM_Gy	15,9	5,2	16,5	4,2	15,9	4,0	15,3	3,9	16,3	5,2	13,6	3,7
Hanche	A_H1	49,2	3,9	53,4	7,5	51,1	6,0	44,1	6,9	43,8	7,4	43,3	5,2
	A_H2	13,4	8,1	8,8	8,9	4,9	7,9	0,7	8,0	0,1	4,9	-0,7	7,2
	A_H3	59,9	9,2	54,5	6,9	52,1	6,2	47,7	5,8	46,2	4,8	46,7	5,6
	A_H4	5,0	6,8	9,1	4,3	9,6	3,6	8,2	3,9	8,0	3,3	7,3	4,4
	A_H5	6,4	6,5	8,1	4,9	8,4	4,1	6,2	3,2	6,4	3,3	5,8	3,2
	A_H6	-9,3	8,1	-5,7	5,6	-4,7	3,8	-5,3	4,0	-5,1	3,4	-6,1	4,8
	A_H7	-4,0	9,3	1,7	10,0	1,6	8,1	6,5	7,0	5,6	7,5	3,7	7,0
	A_H8	-2,0	9,8	2,7	9,7	2,8	8,7	6,2	7,9	7,0	7,8	4,8	6,8
	A_H9	-12,0	9,9	-6,6	10,6	-6,9	8,6	-4,5	6,5	-3,9	7,5	-6,5	7,9
	A_H10	-0,7	10,3	2,4	9,9	0,7	8,4	2,6	8,1	3,8	9,0	-0,8	7,6
	RoM_Hz	46,7	7,2	46,2	6,7	47,5	6,6	47,7	6,8	46,6	4,7	47,6	6,0
RoM_Hx	15,6	4,6	14,9	4,1	14,6	3,7	13,7	3,8	13,7	3,9	13,7	3,8	
RoM_Hy	16,2	6,0	16,5	5,7	14,2	5,4	15,1	5,1	14,7	5,0	16,1	6,7	

GRF	Fx1	-0,142	0,050	-0,142	0,043	-0,141	0,044	-0,145	0,050	-0,152	0,045	-0,157	0,052
	Fx2	0,111	0,033	0,131	0,027	0,136	0,034	0,145	0,045	0,147	0,038	0,169	0,037
	Fy1	1,116	0,152	1,108	0,126	1,106	0,120	1,124	0,148	1,104	0,122	1,112	0,097
	Fy2	0,812	0,112	0,789	0,095	0,803	0,092	0,793	0,096	0,754	0,073	0,754	0,088
	Fy3	0,929	0,105	0,959	0,095	1,045	0,129	1,071	0,113	1,045	0,091	1,079	0,077
	Fz1	-0,119	0,042	-0,102	0,026	-0,101	0,036	-0,088	0,031	-0,089	0,033	-0,081	0,023
	Fz2	-0,075	0,034	-0,068	0,019	-0,070	0,027	-0,058	0,021	-0,058	0,018	-0,050	0,018
	Fz3	-0,091	0,042	-0,085	0,022	-0,086	0,027	-0,078	0,024	-0,080	0,024	-0,072	0,023

Dynamique		1-2 ans		2-3 ans		3-4 ans		4-5 ans		5-6 ans		6-7 ans	
		Moy	std	Moy	std	Moy	std	Moy	std	Moy	std	Moy	std
Moments $\left[\frac{N.m}{m_0.g.l_0} \right]$													
Puissances $\left[\frac{W}{m_0.\sqrt{g^3.l_0}} \right]$													
Cheville	M_C1	-0,188	0,035	-0,192	0,032	-0,204	0,031	-0,210	0,033	-0,196	0,023	-0,196	0,026
	M_C2	0,017	0,024	0,018	0,022	0,017	0,015	0,014	0,014	0,014	0,013	0,012	0,010
	M_C3	-0,019	0,017	-0,015	0,015	-0,015	0,015	-0,017	0,023	-0,014	0,012	-0,013	0,011
	M_C4	0,020	0,033	0,024	0,026	0,019	0,020	0,021	0,016	0,017	0,015	0,021	0,016
	M_C5	-0,046	0,033	-0,037	0,025	-0,047	0,032	-0,042	0,034	-0,036	0,024	-0,043	0,025
	P_C1	-0,029	0,016	-0,035	0,018	-0,027	0,018	-0,025	0,021	-0,022	0,014	-0,026	0,015
	P_C2	-0,033	0,023	-0,028	0,022	-0,033	0,021	-0,033	0,019	-0,031	0,015	-0,033	0,020
	P_C3	0,059	0,027	0,067	0,026	0,072	0,026	0,084	0,027	0,078	0,024	0,087	0,026
Genou	M_G1	0,057	0,066	0,081	0,045	0,082	0,040	0,085	0,042	0,079	0,034	0,087	0,034
	M_G2	-0,058	0,050	-0,037	0,037	-0,035	0,028	-0,052	0,050	-0,042	0,021	-0,046	0,026
	M_G3	0,044	0,025	0,038	0,020	0,039	0,015	0,041	0,015	0,043	0,014	0,042	0,014
	M_G4	-0,009	0,004	-0,012	0,005	-0,017	0,006	-0,022	0,008	-0,025	0,008	-0,033	0,011
	M_G5	-0,055	0,038	-0,037	0,033	-0,039	0,035	-0,037	0,036	-0,044	0,027	-0,029	0,022
	M_G6	-0,046	0,034	-0,034	0,025	-0,039	0,032	-0,036	0,028	-0,040	0,025	-0,036	0,024
	M_G7	-0,043	0,036	-0,029	0,026	-0,034	0,032	-0,032	0,034	-0,030	0,026	-0,029	0,025
	M_G8	0,037	0,022	0,038	0,023	0,040	0,022	0,033	0,018	0,033	0,014	0,028	0,011
	M_G9	-0,004	0,017	-0,004	0,017	-0,005	0,012	-0,011	0,012	-0,006	0,011	-0,009	0,007
	P_G1	-0,013	0,013	-0,022	0,018	-0,019	0,018	-0,020	0,019	-0,017	0,013	-0,023	0,015
	P_G2	0,014	0,013	0,013	0,011	0,011	0,011	0,013	0,012	0,012	0,009	0,014	0,010
	P_G3	-0,012	0,015	-0,011	0,009	-0,009	0,008	-0,012	0,014	-0,009	0,008	-0,009	0,006
	P_G4	0,027	0,027	0,013	0,013	0,010	0,009	0,017	0,027	0,012	0,009	0,015	0,009
	P_G5	-0,046	0,026	-0,041	0,021	-0,044	0,016	-0,051	0,020	-0,055	0,021	-0,056	0,018
P_G6	0,005	0,003	0,007	0,002	0,009	0,003	0,011	0,003	0,014	0,003	0,017	0,004	
P_G7	-0,011	0,004	-0,012	0,005	-0,018	0,007	-0,024	0,009	-0,027	0,009	-0,037	0,012	
Hanche	M_H1	-0,163	0,052	-0,147	0,052	-0,143	0,041	-0,128	0,036	-0,117	0,033	-0,117	0,032
	M_H2	0,044	0,022	0,044	0,016	0,050	0,014	0,059	0,017	0,065	0,017	0,069	0,019
	M_H3	-0,020	0,011	-0,019	0,010	-0,025	0,009	-0,029	0,009	-0,033	0,010	-0,038	0,011
	M_H4	-0,128	0,045	-0,134	0,041	-0,137	0,058	-0,120	0,043	-0,121	0,036	-0,105	0,030
	M_H5	-0,125	0,050	-0,121	0,038	-0,136	0,055	-0,110	0,041	-0,109	0,035	-0,100	0,032
	M_H6	-0,098	0,046	-0,109	0,040	-0,123	0,056	-0,108	0,043	-0,102	0,038	-0,094	0,035
	M_H7	-0,050	0,034	-0,043	0,033	-0,040	0,031	-0,029	0,022	-0,028	0,019	-0,025	0,015
	M_H8	-0,036	0,028	-0,030	0,025	-0,028	0,022	-0,024	0,018	-0,018	0,013	-0,018	0,010
	P_H1	0,064	0,023	0,053	0,025	0,053	0,019	0,051	0,018	0,045	0,016	0,048	0,017
	P_H2	0,004	0,012	0,007	0,013	0,009	0,013	0,007	0,010	0,004	0,010	0,002	0,011
	P_H3	0,048	0,020	0,038	0,013	0,041	0,013	0,041	0,014	0,045	0,013	0,050	0,013
	P_H4	-0,008	0,005	-0,007	0,004	-0,008	0,005	-0,010	0,005	-0,011	0,005	-0,012	0,005

Annexe 4 – Modèles de régression

On rappelle la formule des modèles de régression :

$$\hat{Y} = a * Age + b * Vitesse + c * Age * Vitesse + d + \varepsilon$$

Avec :

- \hat{Y} : variable de sortie (pics et instants de pics de courbes)
- *Age, Vitesse* : facteurs d'entrée
- *a, b, c, d* : paramètres de la régression.
- ε : erreur du modèle

Les tableaux ci-dessous présentent l'intégralité des résultats des modèles de régression pour les variables cinématiques et dynamiques (pics et instants de pics). *a, b, c, d* sont les paramètres de régression, R^2 le coefficient de détermination, *p-val* la p-valeur, et $\sigma(\varepsilon)$ l'écart-type de l'erreur du modèle. Légendes :

R^2	>0,4	0,2-0,4	0,1-0,2	<0,1
<i>pval</i>	<10 ⁻⁵	<10 ⁻⁴	<10 ⁻³	<10 ⁻²
	****	***	**	*
				>10 ⁻²
				n.s.

Cheville		a	b	c	d	R ²	p-val	$\sigma(\varepsilon)$
Pics de courbes	A_C1	0,73	10,81	-2,18	-4,66	0,01	*	4,02
	A_C2	-0,13	-10,90	-0,52	21,13	0,10	****	3,86
	A_C3	-0,65	-29,54	-1,52	8,62	0,25	****	6,36
	A_C4	0,02	-6,81	-0,26	11,29	0,03	****	3,93
	A_C5	0,64	-1,86	0,35	-1,29	0,05	****	4,69
	A_C6	0,82	1,32	-0,27	3,33	0,05	****	4,39
	A_C7	1,06	2,05	-0,71	-2,15	0,04	****	4,75
	A_C8	1,16	0,76	-0,44	-27,19	0,02	***	8,33
	A_C9	1,53	10,41	-1,88	-19,54	0,02	**	7,64
	M_C1	-0,012	-0,183	0,021	-0,106	0,13	****	0,03
	M_C2	0,001	0,028	-0,006	0,009	0,01	**	0,02
	M_C3	0,00	0,02	-0,01	-0,03	0,01	*	0,01
	M_C4	0,00	0,02	0,00	0,01	0,00	n.s.	0,02
	M_C5	0,00	-0,06	0,00	-0,02	0,04	****	0,02
	P_C1	0,00	-0,06	0,00	-0,01	0,12	****	0,01
P_C2	0,00	0,01	0,00	-0,03	0,01	n.s.	0,02	
P_C3	-2,32E-04	0,09	0,01	0,02	0,29	****	0,02	
Instants des pics de courbes	A_C1%	0,47	0,18	-0,68	5,74	0,02	**	1,99
	A_C2%	-2,00	-70,14	5,14	68,66	0,35	****	6,37
	A_C3%	-0,98	-19,40	1,57	73,74	0,26	****	2,16
	A_C4%	-0,81	2,09	1,06	87,76	0,03	****	3,33
	A_C5%	-0,22	-13,42	0,97	28,31	0,01	n.s.	11,92
	A_C6%	0,54	-10,62	-1,34	64,81	0,04	****	6,14
	A_C7%	0,72	-1,88	-1,34	83,43	0,01	n.s.	8,06
	A_C8%	-1,05	-25,60	0,69	46,16	0,05	****	12,62
	A_C9%	-0,67	-15,95	0,30	71,57	0,08	****	4,83
	M_C1%	-0,94	-30,33	3,04	56,61	0,25	****	2,79
	M_C2%	1,15	3,86	-1,80	5,43	0,01	n.s.	6,79
	M_C3%	1,28	6,19	-4,64	51,97	0,04	****	9,17
	M_C4%	0,63	6,54	-1,29	11,94	0,00	n.s.	4,60
	M_C5%	-0,25	-23,90	0,85	60,87	0,12	****	4,34
	P_C1%	-0,50	-4,92	1,23	16,41	0,00	n.s.	3,39
P_C2%	0,51	-19,27	-0,77	45,98	0,25	****	3,07	
P_C3%	-1,03	-34,31	2,45	67,04	0,40	****	2,82	

Genou		a	b	c	d	R ²	p-val	σ(ε)
Pics de courbes	A_G1	3,04	-15,51	-2,53	-35,52	0,19	****	6,03
	A_G2	1,28	3,37	1,84	-30,92	0,23	****	5,94
	A_G3	2,31	-30,92	0,30	-75,50	0,34	****	5,14
	A_G4	-0,06	-7,43	-0,58	3,15	0,04	****	4,99
	A_G5	-1,84	-13,04	2,26	14,13	0,06	****	6,71
	A_G6	-2,51	-10,24	2,58	2,63	0,11	****	5,62
	A_G7	-2,23	-16,09	2,05	0,14	0,13	****	5,93
	A_G8	-3,19	-13,21	3,27	14,69	0,14	****	6,49
	M_G1	0,00	0,13	0,02	0,01	0,18	****	0,04
	M_G2	0,00	-0,16	0,00	0,02	0,15	****	0,03
	M_G3	0,00	0,07	0,00	0,01	0,17	****	0,01
	M_G4	0,00	0,00	-0,01	0,00	0,62	****	0,01
	M_G5	0,01	-0,01	-0,01	-0,05	0,02	***	0,03
	M_G6	0,01	0,06	-0,01	-0,07	0,02	*	0,03
	M_G7	0,01	0,05	-0,01	-0,06	0,02	***	0,03
	M_G8	0,00	0,05	0,00	0,02	0,07	****	0,02
	M_G9	0,00	-0,01	0,00	0,00	0,01	*	0,01
	P_G1	0,00	-0,03	-0,01	0,00	0,12	****	0,01
	P_G2	0,00	0,02	0,01	0,00	0,18	****	0,01
	P_G3	0,01	-0,05	-0,01	0,00	0,31	****	0,01
	P_G4	0,00	0,04	0,01	0,00	0,10	****	0,01
P_G5	0,00	-0,09	-0,02	0,00	0,43	****	0,02	
P_G6	0,00	0,00	0,01	0,00	0,70	****	0,00	
P_G7	0,00	-0,01	-0,01	0,00	0,64	****	0,01	
Instants de pics de courbes	A_G1%	-1,40	-12,50	2,22	21,70	0,05	****	2,76
	A_G2%	0,44	2,87	-0,49	39,12	0,00	n.s	5,76
	A_G3%	-1,45	-14,27	2,56	81,19	0,11	****	2,33
	A_G4%	-0,24	-6,70	0,97	70,32	0,00	n.s	4,19
	A_G5%	-0,77	-5,75	2,66	90,02	0,01	****	7,96
	A_G6%	-0,60	2,06	-0,17	15,80	0,07	****	2,78
	A_G7%	1,03	3,44	-2,42	40,04	0,00	n.s	8,33
	A_G8%	-1,73	-12,87	2,55	80,87	0,08	****	4,01
	M_G1%	-0,14	6,56	-0,46	12,86	0,05	****	1,91
	M_G2%	0,59	-18,57	-0,17	48,73	0,14	****	3,87
	M_G3%	-2,12	-34,48	5,19	76,49	0,09	****	5,51
	M_G4%	0,74	5,13	-0,71	90,34	0,03	****	4,63
	M_G5%	-0,82	-1,45	0,15	23,55	0,10	****	3,48
	M_G6%	1,17	18,85	-4,01	42,38	0,02	*	6,64
	M_G7%	1,51	15,47	-3,01	41,34	0,01	*	8,03
	M_G8%	-0,46	0,50	0,14	17,56	0,04	****	2,32
	M_G9%	-1,06	-30,07	2,24	57,92	0,15	****	4,23
	P_G1%	-0,56	-2,96	0,40	12,49	0,06	****	2,23
	P_G2%	-0,18	1,22	-0,53	22,27	0,05	****	2,67
	P_G3%	1,46	12,30	-3,20	28,81	0,01	n.s	4,43
	P_G4%	0,66	-3,15	-1,02	48,24	0,04	****	3,02
P_G5%	-0,75	-14,83	1,79	68,27	0,06	****	3,05	
P_G6%	-0,04	-11,40	0,60	82,74	0,11	****	2,16	
P_G7%	-0,07	-4,20	0,36	92,56	0,01	*	1,98	

Hanche		a	b	c	d	R ²	p-val	σ(ε)
Pics de courbes	A_H1	-0,80	44,21	-3,88	39,09	0,26	****	5,79
	A_H2	-3,90	-32,93	2,08	30,33	0,39	****	6,92
	A_H3	-3,20	20,18	0,45	54,19	0,33	****	5,94
	A_H4	0,87	14,87	-2,20	2,50	0,03	****	3,63
	A_H5	0,75	14,38	-2,81	2,93	0,03	*	3,87
	A_H6	2,15	7,26	-4,32	-9,73	0,04	****	4,13
	A_H7	0,36	-18,41	3,38	4,78	0,08	****	7,90
	A_H8	2,06	15,43	-2,58	-5,10	0,04	****	8,06
	A_H9	0,73	0,18	-0,05	-8,12	0,01	*	7,72
	A_H10	-1,53	-10,72	3,58	6,99	0,00	n.s	8,28
	M_H1	0,02	-0,10	-0,03	-0,13	0,21	****	0,04
	M_H2	0,00	0,09	0,02	0,00	0,57	****	0,01
	M_H3	0,00	-0,05	-0,01	0,01	0,66	****	0,01
	M_H4	0,00	-0,11	0,01	-0,11	0,07	****	0,04
	M_H5	0,00	-0,07	0,02	-0,12	0,06	****	0,03
	M_H6	0,00	0,05	0,00	-0,14	0,03	****	0,04
	M_H7	0,01	-0,04	0,00	-0,05	0,10	****	0,02
	M_H8	0,01	0,08	-0,01	-0,07	0,11	****	0,02
	P_H1	0,00	0,15	0,00	0,00	0,30	****	0,02
	P_H2	0,00	0,06	-0,01	-0,02	0,04	****	0,01
P_H3	-0,01	0,03	0,03	0,03	0,49	****	0,01	
P_H4	0,00	-0,02	-0,01	0,00	0,64	****	0,00	
Instants de pics de courbes	A_H1%	-0,96	-9,46	1,85	10,73	0,05	*	1,70
	A_H2%	-0,39	-10,89	-0,04	59,91	0,20	****	2,41
	A_H3%	-1,16	-13,01	2,18	95,27	0,06	****	2,74
	A_H4%	-2,17	-2,51	2,09	27,37	0,16	****	4,08
	A_H5%	0,66	-11,54	-1,98	48,85	0,10	****	4,94
	A_H6%	-1,67	-15,77	1,52	77,62	0,27	****	3,25
	A_H7%	1,85	7,86	-1,38	5,75	0,10	****	4,68
	A_H8%	-1,90	-27,40	4,23	57,47	0,02	*	9,92
	A_H9%	1,17	-15,75	-0,66	67,76	0,08	****	6,23
	A_H10%	-0,12	-8,36	-0,63	82,99	0,03	***	7,18
	M_H1%	-2,98	-40,26	5,21	31,47	0,38	****	2,76
	M_H2%	-1,71	-26,00	1,59	74,31	0,33	****	3,89
	M_H3%	-0,61	-14,11	0,69	95,10	0,19	****	2,40
	M_H4%	-1,41	-11,58	1,59	26,84	0,20	****	2,46
	M_H5%	1,86	13,78	-3,81	37,17	0,04	****	2,62
	M_H6%	0,84	-1,08	-1,11	42,53	0,04	****	3,19
	M_H7%	-1,27	-11,75	2,09	23,50	0,05	****	3,12
	M_H8%	-0,31	-1,41	-0,45	42,71	0,10	****	2,32
	P_H1%	1,61	-0,11	-3,18	18,12	0,05	****	4,22
	P_H2%	0,80	17,54	-3,89	43,82	0,05	****	5,45
P_H3%	4,28	41,21	-6,54	36,53	0,23	****	5,66	
P_H4%	-0,65	-11,25	0,57	88,24	0,16	****	2,50	
GRF		a	b	c	d	R ²	p-val	σ(ε)
Pics de courbes	Fx1	-0,01	0,10	0,03	0,10	0,17	****	0,04
	Fx2	-0,01	-0,22	-0,01	0,00	0,46	****	0,03
	Fy1	-0,01	-1,08	0,02	-0,67	0,33	****	0,11
	Fy2	-0,07	-0,05	0,17	-0,77	0,25	****	0,08
	Fy3	-0,03	0,10	-0,01	-0,93	0,15	****	0,09
	Fz1	-0,01	0,04	0,01	0,11	0,14	****	0,03
	Fz2	-0,01	-0,03	0,00	0,10	0,14	****	0,02
	Fz3	0,00	-0,03	0,00	0,11	0,08	****	0,02
	Fx1%	-0,09	-2,47	0,40	11,31	0,00	n.s	1,72
	Fx2%	-0,20	-7,64	0,55	53,03	0,00	n.s	3,38
Instants de pics de courbes	Fy1%	-0,06	-7,83	-0,77	20,76	0,18	****	2,26
	Fy2%	-0,35	6,66	-0,53	29,85	0,06	****	2,69
	Fy3%	1,28	6,90	-2,29	40,11	0,04	****	2,34
	Fz1%	-0,56	2,87	0,12	19,44	0,06	****	2,81
	Fz2%	-1,83	-0,55	3,07	35,23	0,07	****	3,61
	Fz3%	0,17	-6,24	0,10	46,78	0,02	**	2,64

Annexe 5 – Effet du port de chaussures sur les paramètres spatio-temporels

Un des résultats marquants de l'étude comparative pieds nus et pieds chaussés est l'influence de la chaussure sur les paramètres spatio-temporels (vitesse, longueur et fréquence de pas, phase d'appui) qui sont tous différents statistiquement entre les 2 conditions de chaussage (test apparié de Wilcoxon ($p < 0.05$) effectué sur la population dans sa totalité et non sur les groupes d'âge). Afin d'illustrer ces variations sur les différents groupes d'âge, les valeurs moyennes et écart-types sont représentés Figure , bien que les effectifs réduits par groupe n'aient pas permis de faire de tests statistiques par tranche d'âge.

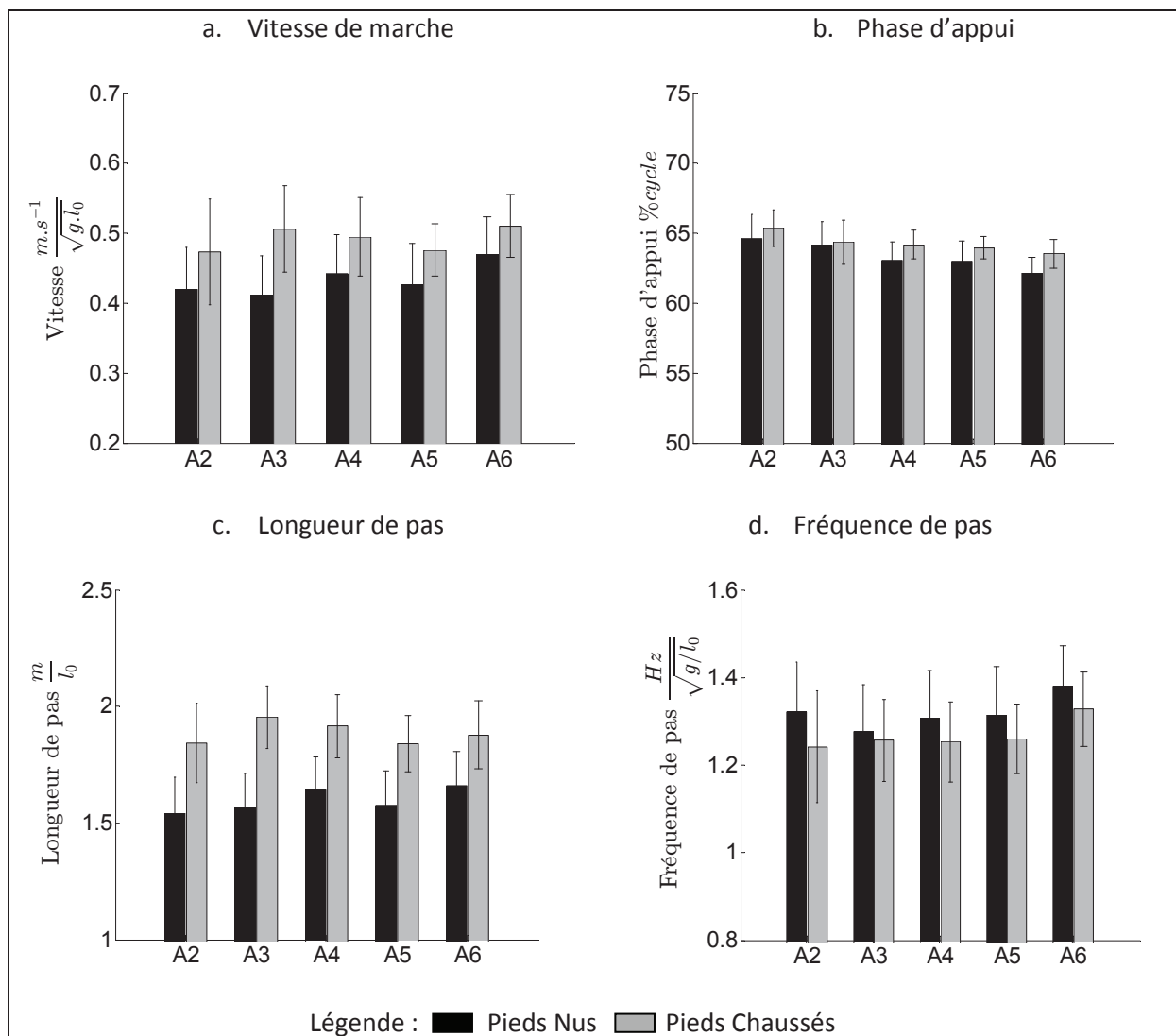


Figure Annexe 5 : Variation des paramètres spatio-temporels par groupe d'âge (A2 à A6) avec le port de chaussure : a. Vitesse de marche b. Phase d'appui c. Longueur de pas d. Fréquence de pas

Annexe 6 – Répartition des essais pieds nus en groupe de vitesse, répartition d'âge homogène

La méthodologie employée ici est similaire à celle décrite au § 3.1.1 du chapitre A, mais les rôles que jouent les variables âge et vitesse de marche sont inversés. De plus, on considère ici les essais de marche pieds nus des enfants ayant participé aux mesures chaussées uniquement, puisqu'on cherche à comparer l'évolution liée à l'augmentation de la vitesse à celle due au port de chaussures. Il est nécessaire de réduire l'effectif initial de 450 essais à 229 (51%) afin de ne plus avoir de différence de répartition d'âge entre les groupes de vitesses (test de Kruskal-Wallis, $p < 0.05$). La répartition et la sélection des essais sont illustrées sur la Figure Annexe 6.

La composition des groupes de vitesse obtenus est représentée dans le Tableau Annexe 6.

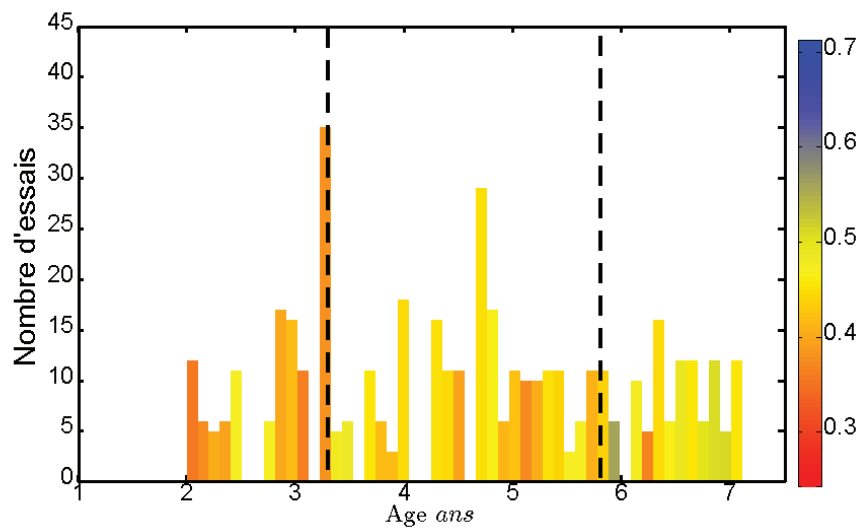


Figure Annexe 6 : Distribution de l'ensemble des essais de marche disponibles, en fonction de l'âge des enfants. La couleur des barres correspond à la vitesse moyenne des essais de marche effectués pour l'âge correspondant. Le rectangle en pointillés représente les essais sélectionnés pour la suite de l'étude (pas de différences d'âge entre les groupes de vitesse).

Tableau Annexe 6 : Répartition des essais en 3 groupes de vitesse

Groupes de vitesse	Effectif	Vitesse (adim)	Age (ans)
1	60	0,35 ± 0,04	4,8 ± 0,6
2	151	0,46 ± 0,04	4,8 ± 0,7
3	18	0,60 ± 0,04	4,6 ± 0,8

On remarque que les effectifs des 3 groupes sont très inégaux. Cependant, cette démarche de « groupes de vitesse à âge constant » étant uniquement utilisée pour être mis en parallèle avec les courbes pieds nus / pieds chaussés, à titre informatif, ces données peuvent être exploitées.