



HAL
open science

**Etude et analyse de la période d'acquisition de la
marche chez l'enfant. Apports des neurosciences
cognitives et comportementales. Etude des interactions
enfant-tenue vestimentaire**

Nicolas Théveniau

► **To cite this version:**

Nicolas Théveniau. Etude et analyse de la période d'acquisition de la marche chez l'enfant. Apports des neurosciences cognitives et comportementales. Etude des interactions enfant-tenue vestimentaire. Médecine humaine et pathologie. Université de Grenoble, 2013. Français. NNT : 2013GRENS033 . tel-01253612

HAL Id: tel-01253612

<https://theses.hal.science/tel-01253612>

Submitted on 11 Jan 2016

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.

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE

Spécialité : Mouvement et Comportement pour la Santé et l'Autonomie

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Nicolas THÉVENIAU

Thèse dirigée par **Isabelle OLIVIER**

préparée au sein du **Laboratoire TIMC-IMAG**
dans l'**École Doctorale ISCE**

Étude et analyse de la période d'acquisition de la marche chez l'enfant.

*Apports des neurosciences cognitives et
comportementales.*

Étude des interactions Enfant – Tenue vestimentaire.

Thèse soutenue publiquement le **19 Décembre 2013**
devant le jury composé de :

Mme. Christine ASSAIANTE

Directrice de recherche à l'université de Provence

(Rapporteur)

Mme. Sylvie VERNAZZA-MARTIN

Maître de conférences à l'université de Paris X Nanterre

(Rapporteur)

M. Vincent NOUGIER

Professeur à l'université de Grenoble

(Examinateur)

Mme. Isabelle OLIVIER

Professeur à l'université de Grenoble

(Directrice)

M. Brice TILLMAN

Ingénieur textile chez Damart Serviposte

(Invité)

Mme. Sabine VARIÉRAS

Dirigeante de la société ENVEHO

(Invité)



Remerciements

Merci à **Isabelle Olivier** d'avoir encadré ces travaux de thèse dans le contexte particulier d'une thèse CIFRE, et sa grande liberté d'action. Merci également de m'avoir permis de réaliser de nombreux enseignements au sein des Universités de Grenoble et Valence.

Merci à la société **ENVEHO** qui m'a permis de réaliser cette thèse et pour son accompagnement durant tous ces travaux. Merci à **Amandine Souply** et **Sabine Variéras** d'avoir engagé ces travaux de recherches, pari audacieux pour une structure telle que celle d'ENVEHO.

Merci à **Lisa Thazar** pour son aide sur la fin de ces travaux et notamment sur la partie confection et réalisation des tests de couture. Merci également de son indulgence envers le peu de temps que j'ai pu lui consacrer pour ses débuts au sein d'ENVEHO.

Merci à **Vincent Nougier** de m'avoir accueilli au sein de l'équipe SPM et de m'avoir apporté son soutien technique et scientifique toujours pertinent.

Merci à **Christine Assaïante** et **Sylvie Martin-Vernazza** d'avoir accepté d'expertiser ces travaux. Je tiens particulièrement à les remercier quant à la pertinence de leurs commentaires, qui me permettent de faire avancer ma réflexion scientifique.

Merci à **Brice Tillman** de la société Damart pour son aide et de m'avoir fait partagé sa passion du textile.

Merci à l'équipe SPM et surtout à **Matthieu Boisgontier** qui m'a largement aidé durant mes années de thèse. Merci pour son aide, sa disponibilité et sa réactivité. Un grand merci pour ses nombreuses relectures et conseils lors de la rédaction de mon article.

Merci à **Jean-Baptiste Mignardot** pour son accueil au sein du laboratoire et m'avoir formé sur le matériel.

Merci à **Guillaume Barbieri, Bastien Moineau et Martin Farouil** et les nouveaux membres de l'équipe SPM. Un de mes plus grand regret et de n'avoir pu profiter comme il se doit des « after Work » du vendredi !

Merci au **ludogym de Lyon**, son personnel et plus particulièrement à **Fabien Locatelli** pour sa disponibilité et son aide durant qui m'a permis de réaliser mes expérimentations.

Merci à tous **les enfants** et leurs parents qui ont participé à cette étude. Sans votre participation et intérêt, ces travaux n'existeraient pas !

Merci à **Simon, Pénélope et Raphaël** pour leur participation aux premiers tests !

Merci aux **volleyeurs Dijonnais et Lyonnais**, ainsi que **Ali, Delphine, Alex** et tous **mes amis** qui ont suivis ces aventures de près ou de loin mais toujours à mes côtés.

Et plus particulièrement, merci à **Aline, Théo et Flo** pour les merveilleuses années passées à l'UFR de DIJON, et surtout pour tous les extras et bons moments passés ensemble.

Merci à **Bar** pour sa présence, les sorties footing, VTT, Randos, et les week-ends au rythme de radio Alto ... la radio des B... ! Merci pour ces bons moments partagés !

Remerciements

Merci à **Adrien & Aurélie** et **Claude & Carole** pour leur amitié sincère et pérenne malgré les kilomètres qui nous séparent.

Merci à **Annette** et **Pierre** pour leurs formules anti-stress, mousses au chocolat, boutiques usines, week-end au vert à Collonges !

Merci à **mes parents**, pour m'avoir soutenu toutes ces longues années d'études, du Creusot à Dijon en passant par Chambéry et enfin Lyon et Grenoble. Merci d'être toujours présents pour moi.

Merci à toi **sœurette**. Tu as toujours été présente toutes ces années, à chacune des grandes étapes... Toujours partante pour aider, notamment dans nos nombreux déménagements, mais moins en tant que copilote ;-). Merci pour ton assistance dans les manip Nivernaises.

Un très grand merci à **Jérôme, Estelle** et le petit dernier, **Marius** pour leur perpétuel soutien et aide lors de toutes les expérimentations dans leur salon ! Merci pour tout le temps que vous m'avez consacré presque chaque week-end Nivernais. Merci à Marius pour sa vidéo très explicative du 4 ou plutôt 3 pattes. Merci aussi à **Maya** et **Circus**, à la fois assistants techniques et leurres pour faire avancer Léon sur le tapis.

Un très très grand merci à mon sujet préféré, **Léon**. Tu m'as permis d'élaborer tous mes protocoles d'essais. Tu as toujours été coopératif, souriant et patient ! Tu as commencé à marcher pour tes un an, avec comme premier cadeau de ton parrain le droit de faire des tests sur un tapis ! Merci pour tout ça, je n'aurais jamais pu réaliser cette thèse sans toi !

Un petit clin d'œil à **Chatchat**, pour sa présence toutes ces années, et son aide en tant que presse papier, jour et nuit à son poste ! Ainsi que sa participation émérite dans le rôle de leurre.

Enfin, je n'ai pas de mot pour exprimer ma reconnaissance envers toi! **Audrey**, merci de m'avoir soutenu tout au long de ces années et m'avoir aidé pendant cette thèse! Merci pour tes heures passées sur le PC à programmer en Python et Gnuplot ces fameux scripts. Merci pour tous les bons moments passés à tes côtés, instants importants de nos vies et surtout pour tous nos futurs projets.

*A Hugues,
A Kenzo,*

Préambule	1
Chapitre I: Cadre théorique	3
I.1. Marche Humaine	3
I.1.1. Définition	3
I.1.2. Approche structurale de la marche	3
I.1.2.1. Analyse mécanique de la marche	3
I.1.2.2. Analyse énergétique de la marche	4
I.1.2.3. Analyse spatio-temporelle de la marche	5
I.1.2.4. Analyse cinématique de la marche	8
I.1.2.5. Analyse biomécanique de la marche	11
I.1.2.6. Organisation nerveuse de la marche	13
I.2. Développement de l'enfant	19
I.2.1. Contexte théorique	19
I.2.2. Impact psycho-social sur le développement de l'enfant	19
I.2.3. Évolution morphologique de l'enfant	20
I.2.4. Étapes du développement moteur de l'enfant	24
I.2.5. Développement de la marche chez l'enfant : ses particularités	30
I.2.5.1. De la maîtrise de l'équilibre postural aux prémisses de la marche	30
I.2.5.2. Origines de la marche autonome	32
I.2.5.3. Que manque-t-il à un enfant de 10 mois se tenant debout pour marcher ?	34
I.2.5.4. Expérience de marche et âge de l'enfant	35
I.2.5.5. Caractéristiques de la marche en fonction de l'expérience de marche de l'enfant	36
I.2.6. Synthèse de l'évolution des paramètres de la marche chez l'enfant	42
I.3. Vêtements et impact	45
I.3.1. Supports existants	45
I.3.1.1. Différentes fibres	45
I.3.1.2. Assemblage des fils	49
I.3.1.3. Conception d'un vêtement (de l'idée, du dessin au prototype)	51
I.3.1.4. Confort d'accueil : caractérisation à partir de la mesure de sensation de premier contact (méthode du KAWABATA)	53
I.3.1.5. Caractéristiques mécaniques de l'étoffe	54
I.3.2. Confort thermique, thermorégulation et protection	56
I.3.2.1. Qu'est ce que le confort thermique ?	56
I.3.2.2. Approche de la thermo physiologie : spécificités du nourrisson et de l'enfant	57
I.3.2.3. Prise en compte des zones de sudation et/ou des zones d'échanges importantes dans la réalisation d'un vêtement.	60
I.3.3. Impact du vêtement sur la locomotion de l'enfant	61
I.3.3.1. Vêtements : une aide à la locomotion et/ou à la performance	61
I.3.3.2. Vêtements et couches : un handicap pour la marche de l'enfant ?	62
I.3.3.3. Approche ergonomique et élaboration d'un prototype adapté à la marche de l'enfant	64
I.4. Objectifs	67
Chapitre II: Matériels et Méthodes	69
II.1. Analyse des paramètres spatio-temporels	69
II.2. Analyse des paramètres électromyographiques (EMG)	74

Chapitre III:	Contributions expérimentales	79
III.1.	Étude 1: Impacts du pantalon et/ou de la couche sur la marche de l'enfant	79
III.1.1.	Introduction	79
III.1.2.	Matériel et méthode	80
III.1.2.1.	Sujets	80
III.1.2.2.	Protocole expérimental	80
III.1.2.3.	Données anthropométriques	81
III.1.2.4.	Analyse des données	81
III.1.3.	Résultats	81
III.1.4.	Discussion	82
III.1.5.	Conclusion	83
III.2.	Étude 2 : À quel âge le vêtement ou la couche ont-ils un impact significatif sur les caractéristiques spatio-temporelles de la marche ?	84
III.2.1.	Introduction	84
III.2.2.	Matériel et Méthodes	85
III.2.2.1.	Sujets	85
III.2.2.2.	Protocole Expérimental	86
III.2.2.3.	Analyse des données	86
III.2.2.4.	Analyse statistique	87
III.2.3.	Résultats partie 1	87
III.2.4.	Résultats partie 2	91
III.2.5.	Discussion	94
III.2.6.	Conclusion	96
III.3.	Étude 3 : Le pantalon et/ou la couche modifient-t-ils l'organisation musculaire de la marche chez l'enfant ?	98
III.3.1.	Introduction	98
III.3.2.	Matériel et méthodes	99
III.3.2.1.	Sujets	99
III.3.2.2.	Protocole expérimental	100
III.3.2.3.	Traitement et analyse des données	101
III.3.2.4.	Analyse statistique	101
III.3.3.	Résultats	102
III.3.4.	Discussion	111
III.3.5.	Conclusion	Erreur ! Signet non défini.
Chapitre IV:	Discussion générale et perspectives	Erreur ! Signet non défini.
Chapitre V:	Bibliographie	124
Chapitre VI:	Index des figures	135
Chapitre VII:	Annexes	138
VII.1.	Résultats des tests d'allongement réalisés sur 3 étoffes:	138
VII.2.	Traitement des données EMG :	149
The effects of clothes on independent walking in toddlers. Gait Posture (2014)		156

APA	Ajustements Posturaux Anticipés
BF	Biceps Femoris
CG	Centre de Gravité
CO	Coton
CPG(s)	Central Pattern Generator(s)
EA	Élasthanne
EM	Expérience de Marche
EMG	Électromyographie
GL	Gastrocnémus Latéralis
IFTH	Institut Français du Textile et de l'Habillement
MSN	Mort Subite du Nourrisson
PA	Polyamide
PE	Polyester
RF	Rectus Femoris
SNC	Système Nerveux Central
TA	Tibialis Antérieur

PRÉAMBULE

Pour l'enfant, l'acquisition de la marche est une première étape importante vers son autonomie. La locomotion bipédique lui permet de s'ouvrir vers un nouveau monde, fait de nouveaux visages, de nouvelles découvertes, de nouvelles expériences. L'enfant débute alors ses grandes conquêtes exploratrices et découvre la liberté de se mouvoir.

Cependant, derrière toute liberté se cache des contraintes. L'enfant étant à une étape charnière de ses développements musculaire, osseux, psychomoteur ou encore neurophysiologique, toutes contraintes exercées sur lui, mêmes infimes, ne sont pas dénuées de conséquences sur son évolution future et sa croissance.

La prise de conscience des parents est déjà là. Ceux-ci font preuve d'une grande attention lors de l'achat de chaussures, le pied étant la base de l'édifice humain.

Cependant, en matière de tenue vestimentaire, les parents ne peuvent pas s'orienter vers des vêtements mieux adaptés à leurs enfants. Et pour cause, il n'y a actuellement en rayon, que peu d'articles pensés et conçus dans ce sens. Aujourd'hui, les vêtements d'enfants sont calqués sur ceux des adultes, et réduits à leur taille.

Or, le quotidien d'un adulte est loin d'être celui d'un enfant ! Et qui plus est, celui d'un jeune marcheur. Un vrai parcours du combattant... À quatre pattes à travers le salon, se redresse à l'aide d'un quelconque appui, trébuche sur un jouet, se relève et continue son parcours en titubant, le tout emmaillotté dans une imposante couche et, selon la température de la pièce, sous de multiples vêtements (body, culotte, collant, pantalon, robe, pull...).

L'inexistence de tenue adaptée à l'enfant est un constat qui peut également être observé en amont. En effet, aucune étude, ou très peu, ne s'intéresse à l'impact de la tenue vestimentaire sur la locomotion de l'enfant.

Or, les premières années du développement de l'enfant sont marquées par des changements morphologiques importants. La période de l'apprentissage de la marche correspond d'ailleurs à la période où la croissance est la plus rapide. En plus de la morphologie, les pieds et les jambes grandissent rapidement au cours des premières années de marche. Lors de cette forte croissance, l'enfant est soumis à la contrainte d'une couche au niveau de l'entrejambe, d'un pantalon qui descend, ou qui est trop petit, trop large, et bloque les mouvements des jambes entraînant parfois la

chute de l'enfant. Ainsi, nous nous sommes interrogés sur l'impact que peut avoir un vêtement sur la marche de l'enfant et d'en observer certaines répercussions sur le développement de l'enfant.

C'est pourquoi, ce travail de thèse s'articule autour de trois grands thèmes que sont la marche, le développement de l'enfant et enfin le textile et sa complexité dans la conception de produits.

Il s'agira en effet de comprendre les mécanismes sous-jacents, organisant la locomotion bipédique chez l'adulte, afin de comprendre les phases qui permettent le développement de la marche chez l'enfant. Ainsi, le développement de la locomotion s'inscrit dans un processus développemental global durant l'ontogenèse.

Pour appréhender l'acquisition de la marche, il faut en effet comprendre comment l'enfant se développe d'un point de vue anatomique, morphologique, neurophysiologique ou encore sur le plan psychomoteur. Des premiers pas à 12 mois, jusqu'à la marche mûre vers 6 ans, différentes étapes sont nécessaires. L'analyse des paramètres spatio-temporels et électromyographiques (EMG) de la marche est révélatrice du développement du Système Nerveux Central (SNC). Dans ce cadre d'analyse, nous nous proposons d'étudier l'effet d'une tenue vestimentaire sur l'acquisition de la marche de l'enfant.

Aussi, l'étude et la confection d'un vêtement demandant certaines connaissances des matériaux textiles et des tests de caractérisation, un paragraphe leur sera consacré. Le fonctionnement global de la filière textile jusqu'à l'obtention du produit fini sera également abordé.

CHAPITRE I: CADRE THÉORIQUE

I.1. Marche Humaine

I.1.1. Définition

Marcher, selon Bril (2000), consiste « à déplacer son corps selon un axe antéropostérieur, grâce à une succession de simples appuis (appui unipodal) et de doubles appuis (appui bipodal) ».

I.1.2. Approche structurelle de la marche

I.1.2.1. Analyse mécanique de la marche

L'homme debout, présente la double originalité d'aligner ses masses corporelles avec la gravité et de positionner son centre de masse à une distance élevée du sol. Cette organisation biomécanique a été modélisée comme un pendule inversé ([Figure I-1](#)) qui oscille (Cavagna et Margaria, 1966; Cavagna et al., 1977), permettant aux hommes d'accroître ainsi l'efficacité de leur locomotion.

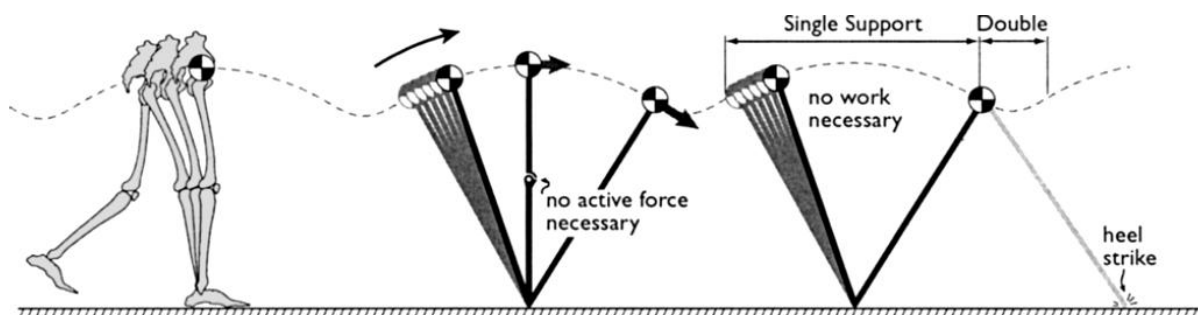


Figure I-1 : Représentation schématique de la marche selon un modèle de pendule inversé (Kuo, 2005).

Durant un pas, l'énergie mécanique est conservée grâce à la conversion tour à tour de l'énergie cinétique en énergie potentielle et inversement. En effet, au moment du contact du pied avec le sol, et surtout lors du passage du CG au dessus de l'appui unipodal, l'énergie cinétique diminue fortement alors que l'énergie potentielle augmente. Puis de nouveau, lorsque le CG passe en avant de l'appui et lorsque le pied quitte le sol, l'énergie cinétique augmente et l'énergie potentielle diminue. Dans un système parfait, ce système en mouvement s'auto-suffirait à l'infini. Ainsi, selon Cavagna et al. (2002), la marche entre 4 et 5 km/h entraîne des énergies cinétiques et potentielles égales. La récupération de l'énergie mécanique est alors maximale (R=65%) et la dépense énergétique minimale (Cavagna et al., 1976).

1.1.2.2. Analyse énergétique de la marche

Comme nous l'avons vu précédemment, si la marche était analogue à un pendule parfait, c'est-à-dire sans frottement, l'énergie mécanique serait constante et le travail extérieur serait nul avec un rendement de 1 (100%). Or, un travail musculaire est nécessaire pour initier et conserver le mouvement de marche.

Pour diminuer le travail musculaire à apporter afin de compenser les pertes dues aux frottements, il faut optimiser la restitution de l'énergie mécanique. Pour cela, l'énergie cinétique et l'énergie potentielle doivent être égales en amplitude et en opposition de phase, comme pour le pendule (Cavagna et al., 1963). Dans ces conditions, la vitesse optimale correspondant à un rendement maximal de 65-70% est de 5,5 km.h⁻¹ (Cavagna et al., 1976). La fréquence de pas optimale pour cette vitesse est d'environ 90 pas.min⁻¹ (Figure I-2). Certains auteurs (Alexander, 1989) ont montré que la fréquence de pas choisie librement par le marcheur coïncide avec le coût énergétique minimum, mesuré à partir de la consommation d'oxygène (le coût énergétique est calculé à partir de la consommation d'O₂ multiplié par la vitesse du sujet ; le rendement R correspond au travail mécanique sur l'énergie métabolique consommée pour réaliser ce travail). La dépense énergétique durant la marche peut varier en fonction de la vitesse ou de la fréquence de marche mais également en fonction de l'environnement (terrain/vent/tapis/...).

La dépense énergétique évolue avec la vitesse de déplacement. La Figure I-3 (B et D) montre qu'à 7 km.h⁻¹ la marche est moins coûteuse en énergie que la course à pied (caractérisée par une absence du double appui). Vers 8 km.h⁻¹, l'effet s'inverse, et la marche est plus consommatrice de calories.

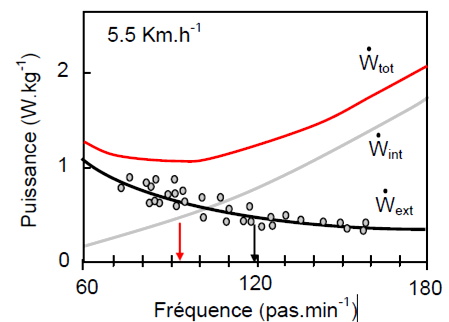


Figure I-2 : Puissance mécanique durant la marche en fonction de la fréquence du pas pour une vitesse de 5,5 Km/h (Cavagna et Franzetti, 1986).

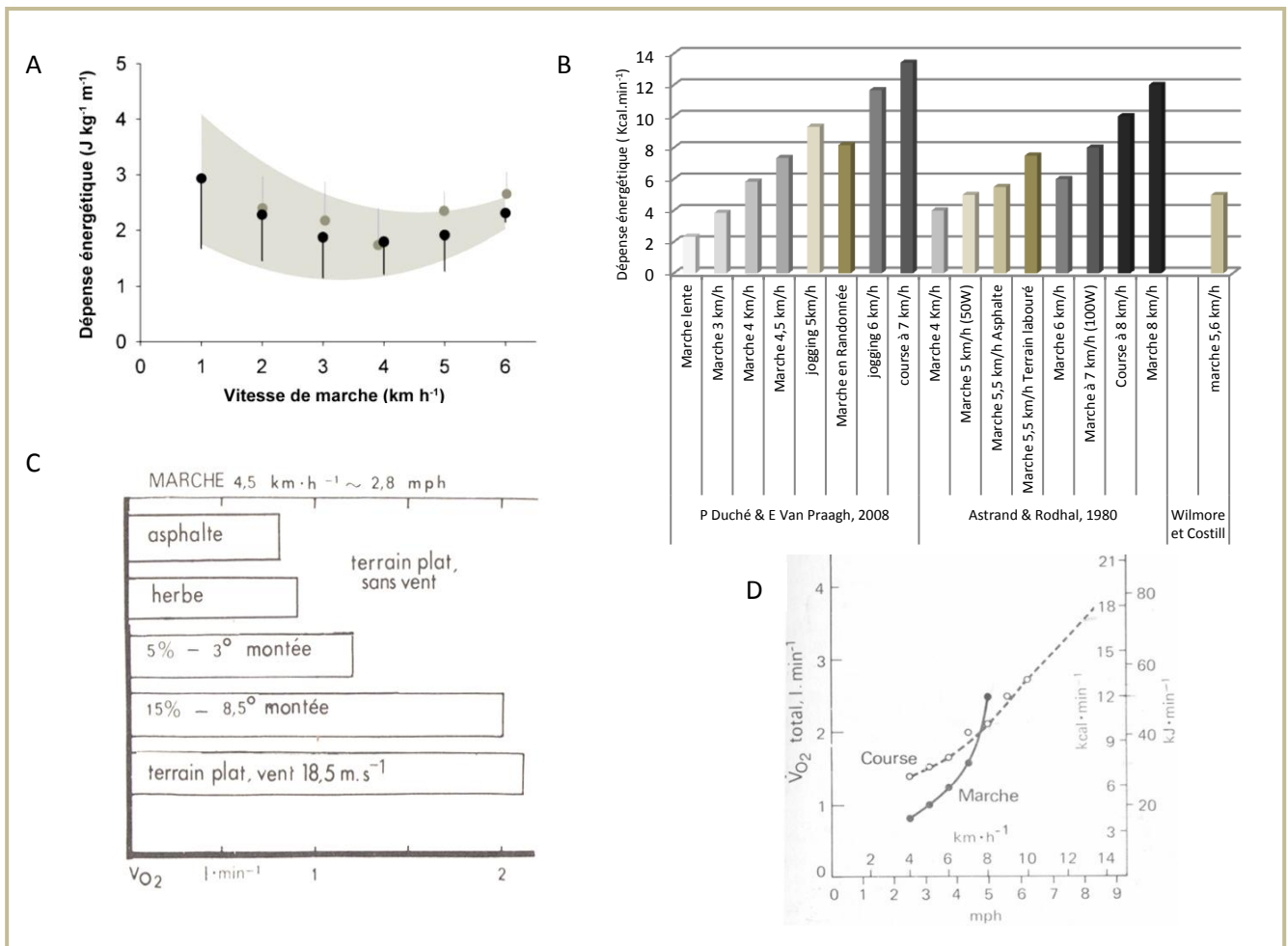


Figure I-3 : Dépense énergétique de la marche dans différentes conditions (Pugh, 1971; Pugh, 1976) et pour différentes vitesses (Astrand et Rodahl, 1980; Duché et Van Praagh, 2008; Costill et al., 2009). Évolution de la dépense énergétique de la marche en fonction de la vitesse de déplacement sur sol (cercle gris) et sur tapis roulant (cercle noir) avec les écarts types représentés par la zone grisée (Stoquart et al., 2008).

1.1.2.3. Analyse spatio-temporelle de la marche

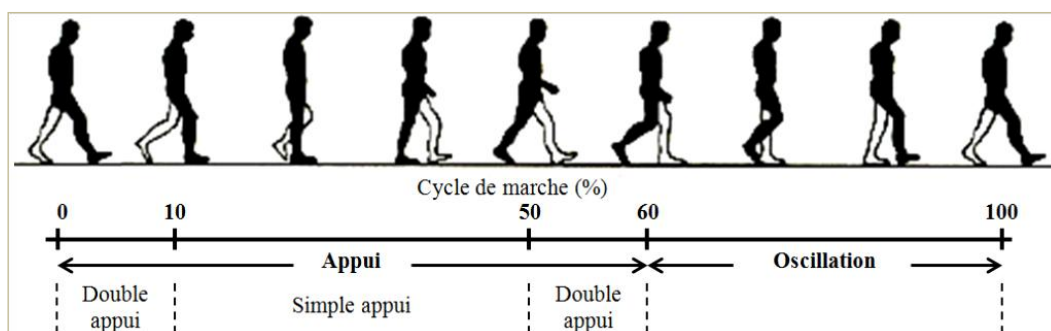


Figure I-4 : Représentation schématique du cycle de marche (Viel, 2000).

Les dimensions spatio-temporelles du cycle locomoteur permettent de décomposer de manière séquentielle la marche. L'unité de base de la marche, le cycle locomoteur est divisé en une phase d'appui (correspondant à 60% du cycle) et une phase d'oscillation (correspondant à environ

40% du cycle) comme présenté sur la [Figure I-4](#). La phase d'appui est découpée en simple et double appuis. Pour décrire plus précisément les différentes actions réalisées par le membre inférieur lors du cycle de marche, Whittle (2007) a proposé une dichotomie en 7 phases ([Figure I-5](#)). La phase de simple appui correspond au temps d'appui unipodal qui débute lorsque le talon entre en contact avec le sol et se termine lorsque l'autre pied entre à son tour en contact avec le sol. La phase d'oscillation débute lorsque les orteils quittent le sol. Le passage de la marche à la course à pied se matérialise quant à lui par une absence des phases de double appuis et l'apparition d'une phase de vol (sans appui au sol).

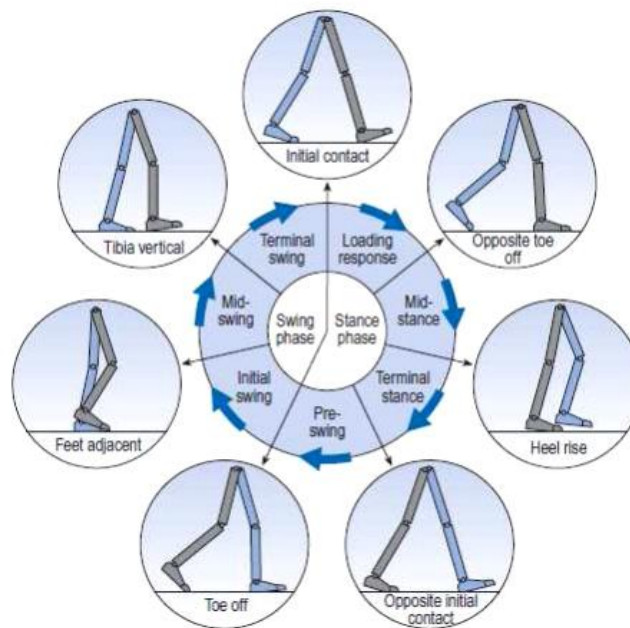


Figure I-5 : Représentation du cycle de marche en sept phases (Whittle, 2007).

À partir de cette décomposition du cycle de marche, il est possible de mesurer différents paramètres. Ces paramètres spatio-temporels, qui sont relativement simples à obtenir, permettent de mettre en évidence et de diagnostiquer rapidement des pathologies de l'appareil locomoteur (Oberg et al., 1993) et du SNC (Sutherland, 1997). Ceci est notamment possible par les mesures de vitesse de déplacement, de fréquence de pas, de longueur de pas, du pourcentage de temps passé sur un ou deux

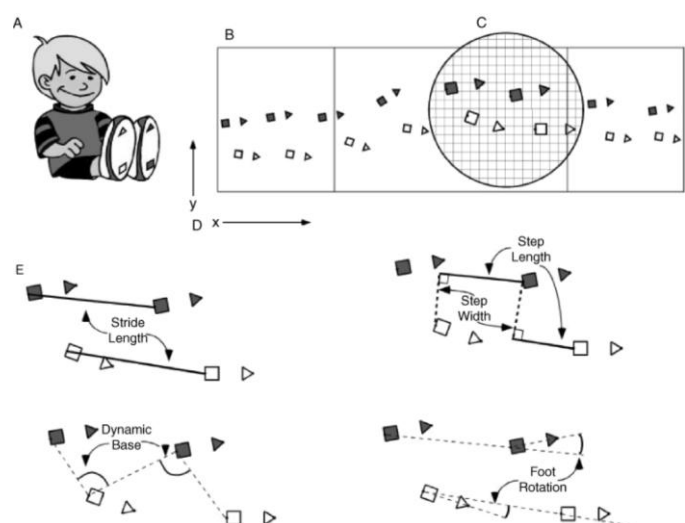


Figure I-6 : Représentation des mesures de la longueur de pas (Step length), de l'écartement des pieds (Step width), de l'orientation des appuis (Foot rotation) (Adolph et al., 2003).

pieds, et de l'écartement latéral des appuis. Le pattern du cycle de marche dépend alors de la longueur de pas ainsi que de sa fréquence ; la vitesse de déplacement étant le produit des deux ($V=L_{pas} \times F_{pas}$). La longueur de pas (Step length) est la distance mesurée d'un appui unilatéral au suivant selon l'axe antéropostérieur entre deux positions du même point anatomique de l'autre pied. La Figure I-6 présente également la longueur de foulée (Stride length) qui se mesure à partir de la distance parcourue par la pose successive du même pied ; mais aussi l'écartement latéral des pieds ou encore l'orientation des appuis au sol.

La longueur de pas moyenne pour un adulte sain est d'environ 74 cm avec une vitesse de $1,17 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($4,2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) et une fréquence de $113 \text{ pas}\cdot\text{min}^{-1}$ représentée par la droite verte sur la Figure I-7. Ainsi, certains auteurs (Dahlstedt, 1984) ont tenté d'établir une relation entre la vitesse de marche et l'âge des sujets (adultes) afin de vérifier la normalité du pattern de marche de celui-ci. L'équation est alors la suivante : $V_{Confort} = 1,17 - 0,04 \times (\text{âge} - 70)$

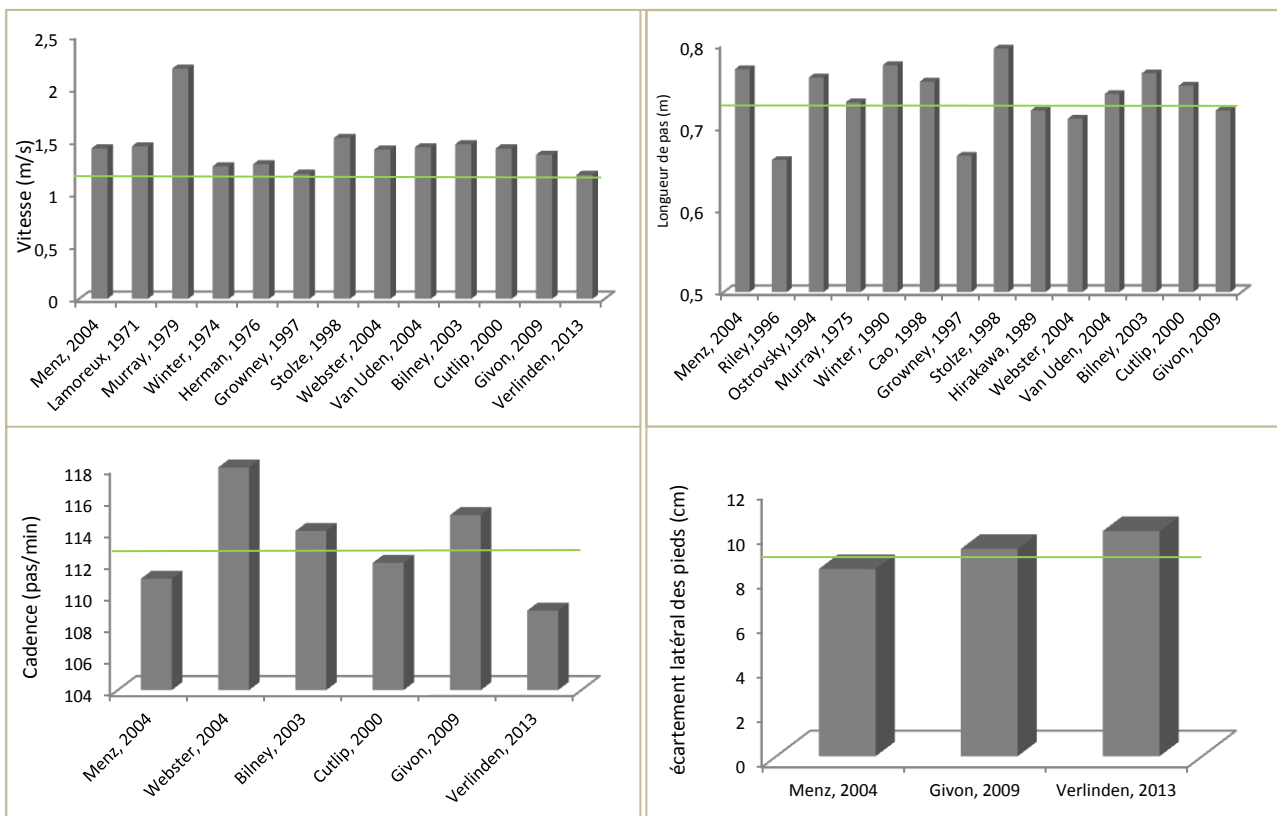
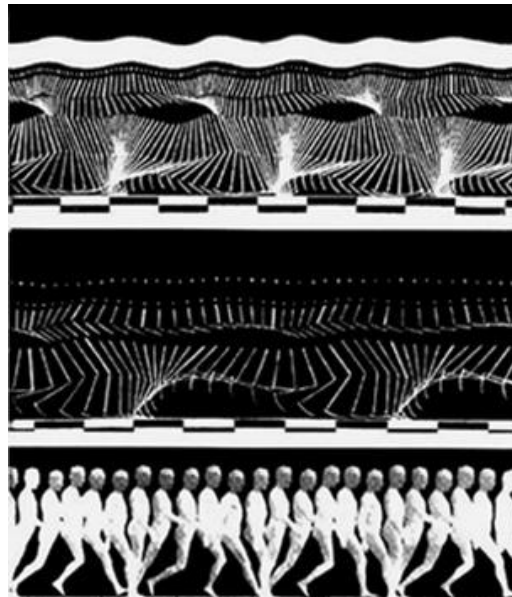


Figure I-7 : Présentation des valeurs de vitesse de marche, de longueur de pas, de cadence et d'écartement latéral des pieds lors de la marche de sujets adultes sains selon différents auteurs (Riley et al., 1996; Growney et al., 1997; Stolze et al., 1998; Cutlip et al., 2000; Bilney et al., 2003; Menz et al., 2004; van Uden et Besser, 2004; Webster et al., 2005; Givon et al., 2009; Verlinden et al., 2013).

I.1.2.4. Analyse cinématique de la marche



[Figure I-8](#): "Locomotion" de Jules-Etienne Marey en 1870.

La [Figure I-8](#), présente une décomposition du mouvement de la marche réalisée à partir du fusil photographique inventé par Marey en 1882 ; illustrant ainsi la cinématique. Celle-ci, représente le corps en mouvement. La cinématique nous renseigne sur la position des segments corporels les uns par rapport aux autres à partir de la mesure des angles formés par ceux-ci au niveau des articulations. Il est ainsi possible d'obtenir la valeur des angles articulaires dans les 3 plans de l'espace. L'organisation de la locomotion peut ainsi être observée à travers cette variation angulaire articulaire pour comprendre, analyser et détecter d'éventuelles anomalies durant les différentes phases de la marche. La [Figure I-9](#), présente l'évolution des angles articulaires du membre inférieur pendant la marche. Nous observons d'une manière générale que l'amplitude du mouvement est plus importante suivant l'axe de flexion ainsi qu'au moment de la fin de l'appui et le milieu de l'oscillation.

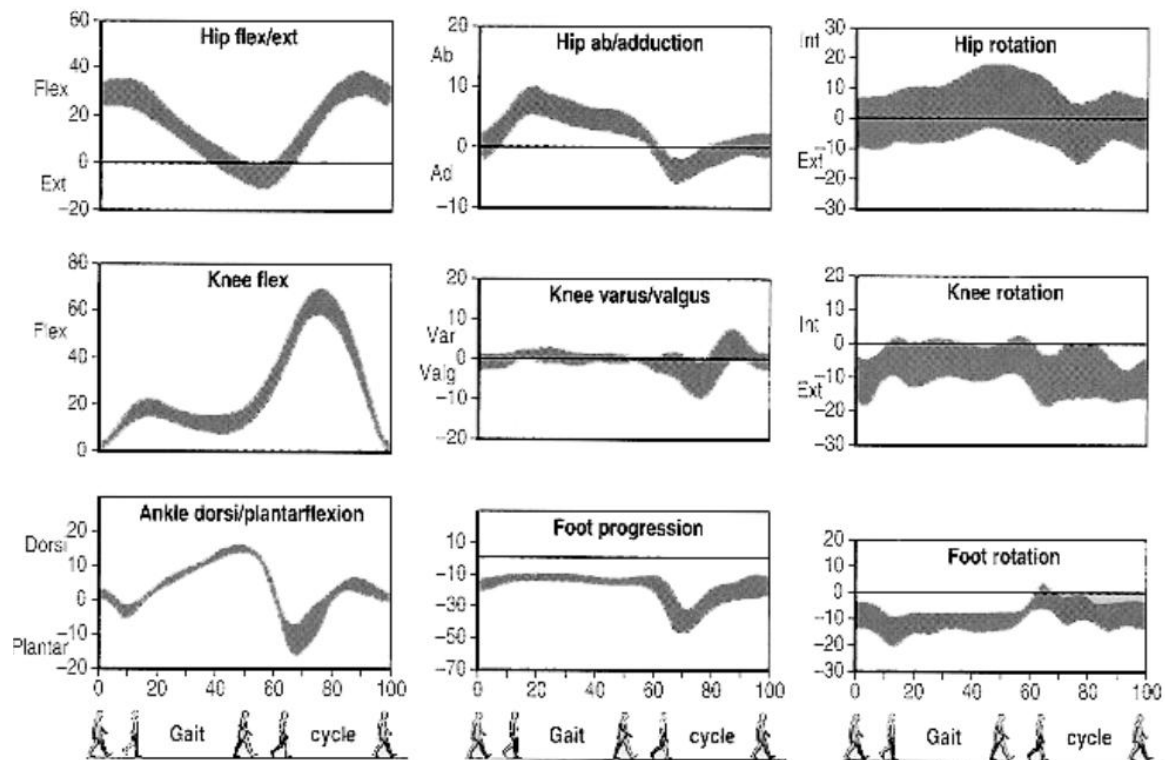


Figure I-9 : Évolution des angles articulaires à la hanche, au genou et à la cheville au cours d'un cycle de marche normale (Kirtley, 2006).

Certains auteurs comme Lacquaniti se sont intéressés aux variations des angles articulaires dans le but de comprendre l'organisation cinématique de la marche. Ainsi, ils ont détecté une loi cinématique spécifiant les covariances angulaires entre les segments du membre inférieur durant la marche. Lacquaniti et al. (1999) ont démontré que lorsque les angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied sont représentés les uns en fonction des autres dans un espace à 3 dimensions, ils forment une boucle régulière décrite dans un plan (Figure I-10).

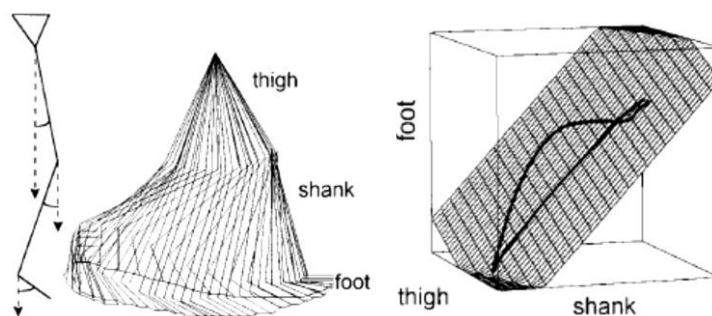


Figure I-10 : Co-variation entre les angles d'élévation des segments du membre inférieur chez l'homme (Lacquaniti et al., 1999).

Chez le sujet sain, cette loi cinématique de covariation planaire suit une loi simple et invariable quelles que soient les modalités de la marche. Ainsi, la covariation cinématique des membres inférieurs en marche arrière est semblable à la marche vers l'avant alors que son organisation diffère largement (Grasso et al., 1998). D'autres études ont alors confirmé l'existence de

ces plans pour la marche à différentes vitesses (Hicheur et al., 2006; Ivanenko et al., 2007a; Ivanenko et al., 2008), mais aussi chez les enfants (Cheron et al., 2001; Ivanenko et al., 2004; Dominici et al., 2007; Ivanenko et al., 2008), ou encore lors de la marche en courbe (Courtine et Schieppati, 2004), lors de la montée d'escalier (Ivanenko et al., 2008), ou chez les personnes atteintes de la maladie de parkinson (Grasso et al., 1999).

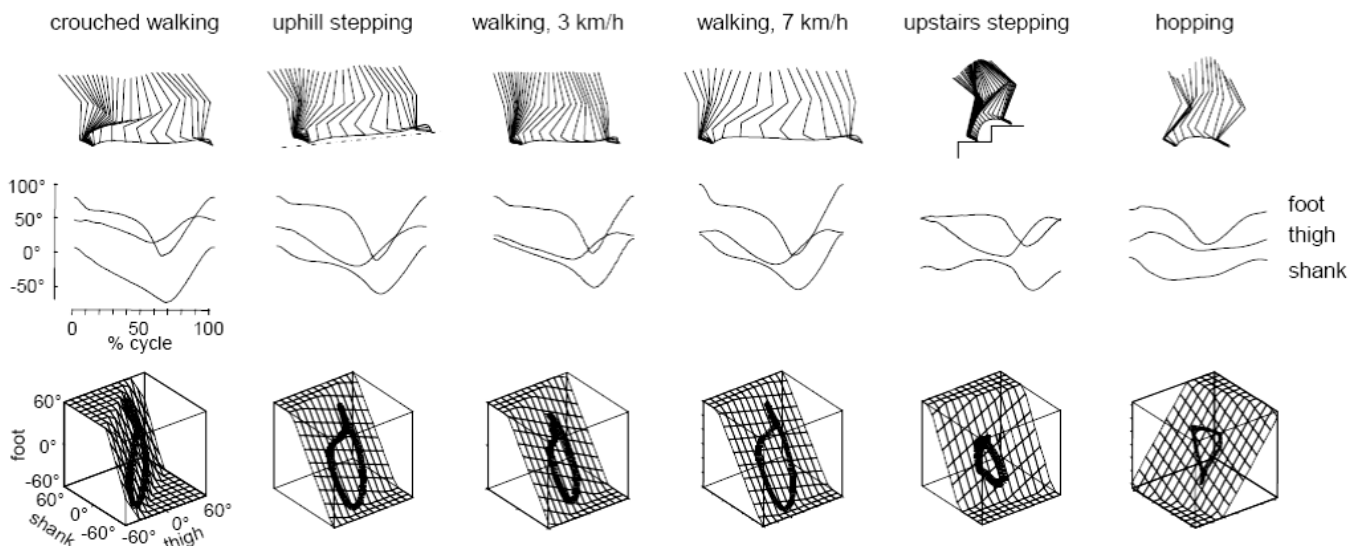


Figure I-11 : Co-variation planaire des angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied lors de différentes activités (Ivanenko et al., 2008). L'orientation du plan évolue avec le mouvement réalisé.

La Figure I-11 présente les plans de covariation lors de la réalisation de différents mouvements. Nous constatons que ces angles covarient dans un même plan mais que l'orientation des plans diffère selon le type de mouvement réalisé. L'intérêt de cette théorie serait de simplifier l'organisation nerveuse de certains mouvements du membre inférieur en diminuant notamment le nombre de degré de liberté à contrôler par le membre inférieur dans le plan sagittal (Lacquaniti et al., 1999) afin de coordonner le mouvement locomoteur. Cette théorie mettrait alors en avant l'action des CPG (Central Pattern Generator)¹ dans l'organisation spatio-temporelle des segments du membre inférieur lors d'un mouvement locomoteur. Cependant Hicheur et Berthoz (2006) estiment que le plan de covariance ne reflète pas une activité centrale comme précédemment, mais plutôt une propriété biomécanique. Ces auteurs semblent démontrer que la coordination ou pattern segmentaire proviendrait d'une forte corrélation entre les angles d'élévation du pied et de la cheville avec l'angle de la cuisse. Un consensus semble alors avoir lieu sur le fait que la stratégie de covariation planaire serait le fait de contraintes à la fois biomécaniques et centrales (Olivier, 2008).

¹ Cette notion de CPG sera expliquée dans le paragraphe sur l'organisation nerveuse de la marche.

1.1.2.5. Analyse biomécanique de la marche

L'analyse cinématique renseigne sur le mouvement du corps mais ne renseigne pas sur les forces mises en jeu pour contrôler ce mouvement (Sutherland, 2005). L'analyse dynamique permet de décrire quel est le groupe musculaire mis en jeu lors de la réalisation d'un mouvement. Il est ainsi possible à partir d'une analyse par dynamique inverse d'obtenir les moments et puissances articulaires à partir des forces de réaction au sol enregistrées à l'aide d'une plateforme de force (Figure I-12).

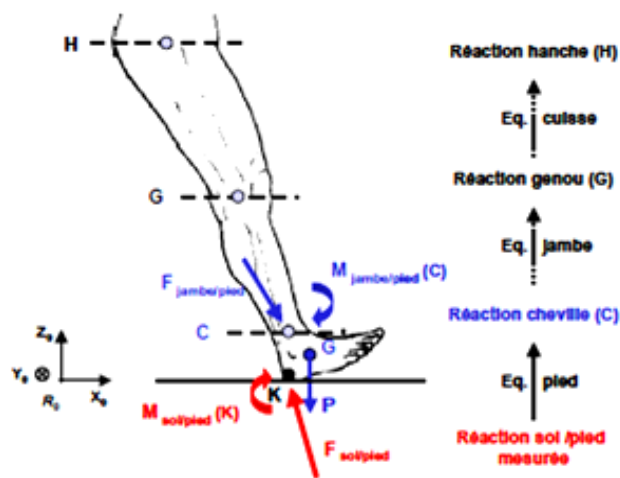


Figure I-12 : Modélisation par la dynamique inverse du membre inférieur lors de la phase monopodale de la marche.

L'étude du moment articulaire, selon 3 axes, nous informe sur le groupe musculaire responsable du mouvement, selon l'articulation observée. La puissance articulaire renseigne sur le type de contraction du groupe musculaire en action et correspond au produit scalaire du moment articulaire et de la vitesse angulaire. Celui-ci peut soit générer de l'énergie (correspondant à un mouvement concentrique); soit absorber de l'énergie (mouvement excentrique). Si aucun mouvement n'est généré à l'articulation, la contraction musculaire est de type isométrique et la puissance articulaire est nulle. La Figure I-13 présente ainsi les moments et puissances articulaires au niveau de la cheville, du genou et de la hanche.

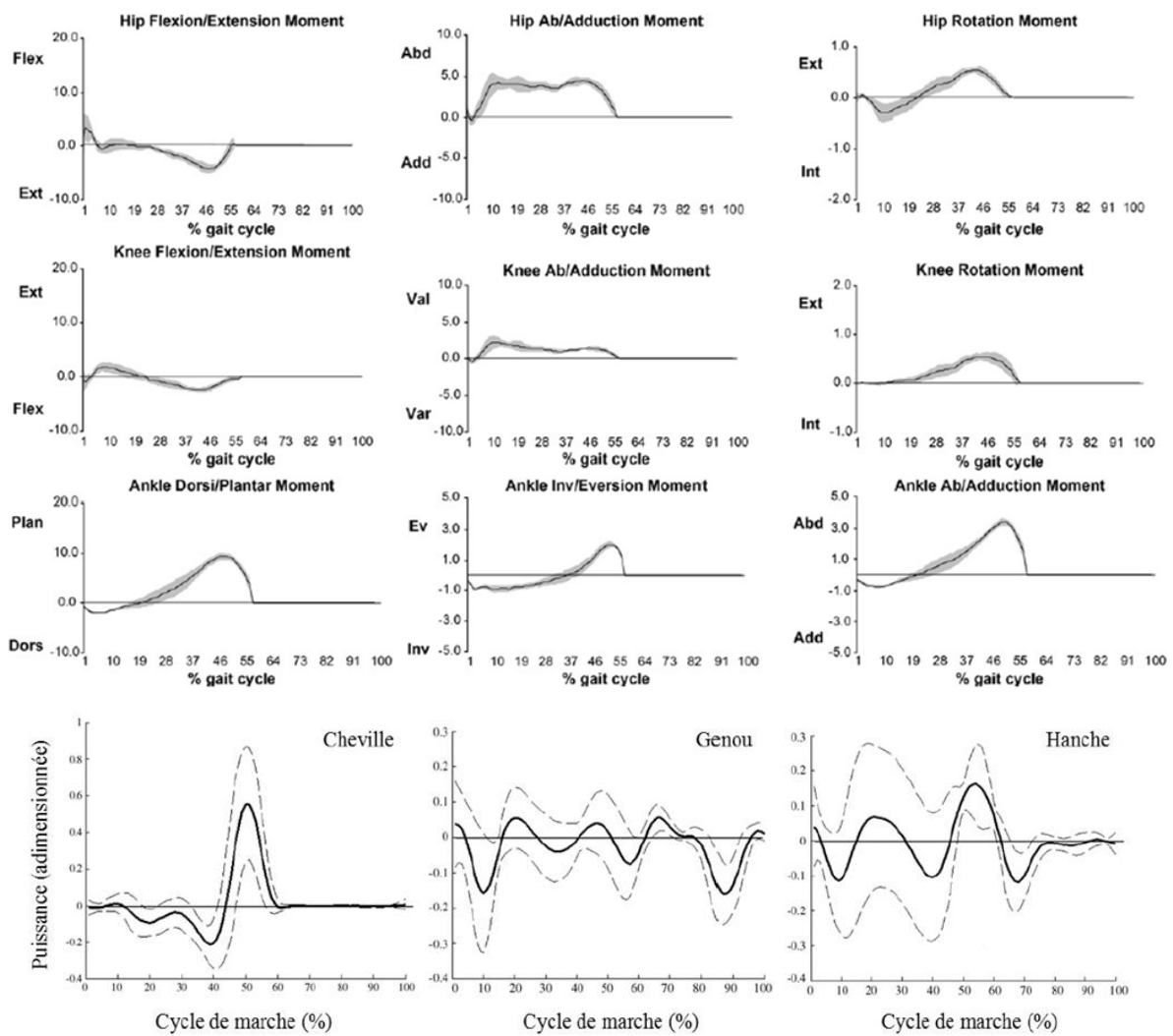


Figure I-13 : Évolution des moments articulaires (Leardini et al., 2007) et des puissances articulaires nettes du membre inférieur pendant la marche (Dumas et Cheze, 2008).

Plus simplement, à l'aide d'une plateforme de force il est possible de déterminer l'action mécanique du pied sur le sol à partir des forces de réactions verticales, médio-latérales et antéropostérieures. Ces composantes représentées dans la [Figure I-14](#) permettent de mettre en évidence les phases de freinage et de propulsion durant la marche. Sur la [Figure I-14_B](#) le premier pic (pic passif) correspond à l'amortissement du poids du corps lors de la pose du talon sur le sol. Le premier pic correspond à la réponse à la charge qui est d'environ 110 à 120 % du poids du corps (Viel, 2000). Le creux correspond au moment où le pied est à plat et le deuxième pic, à la phase de propulsion soit le moment où le pied exerce une force sur le sol pour décoller.

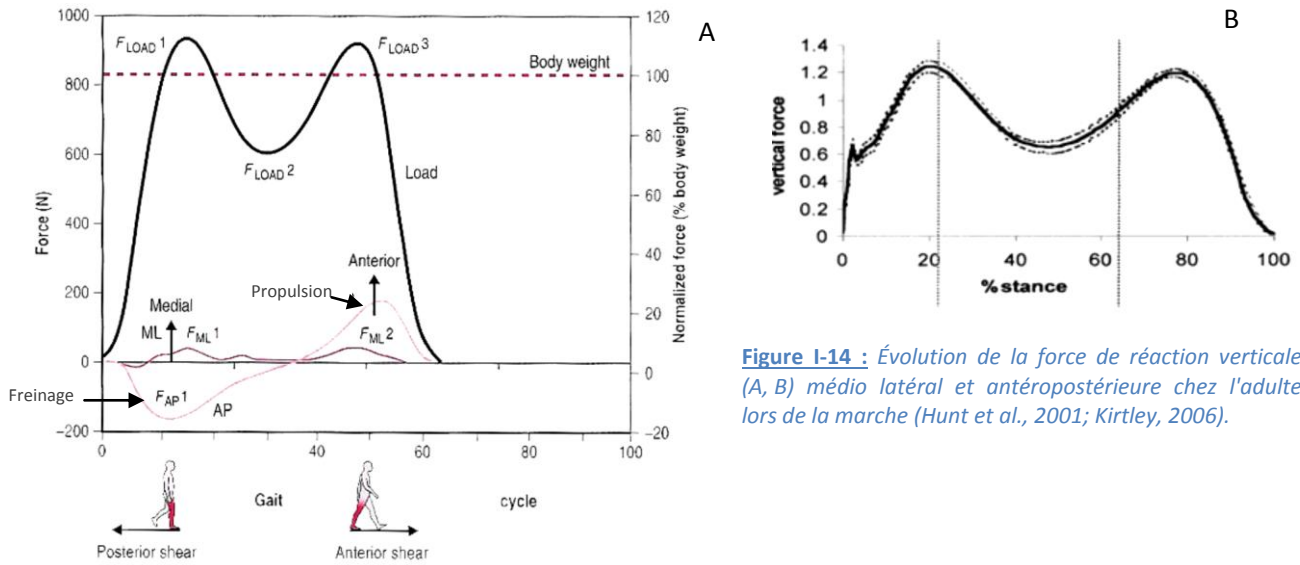


Figure I-14 : Évolution de la force de réaction verticale (A, B) médio latéral et antéro-postérieure chez l'adulte lors de la marche (Hunt et al., 2001; Kirtley, 2006).

1.1.2.6. Organisation nerveuse de la marche

1.1.2.6.1. Activation musculaire durant un cycle de marche

Dans le paragraphe précédent, nous avons décrit l'organisation biomécanique de la marche. Ainsi, même si le mécanisme pendulaire permet d'accroître l'efficacité de la locomotion, la restitution de l'énergie mécanique demeure incomplète (Cavagna et Kaneko, 1977). Une action musculaire est exercée pour compenser ces pertes. Nous restreindrons ici notre étude au membre inférieur même si l'on sait que le membre supérieur agit sur la locomotion humaine.

L'analyse cinématique présentée ci-dessus présente la manière dont le membre inférieur s'organise autour des différentes articulations pendant la marche. Elle résulte de l'action des différents muscles sous jacents. L'analyse électromyographique (EMG) présente objectivement l'action musculaire mise en jeu durant la locomotion bipédique.

Nous observons alors une action concomitante des muscles fléchisseurs et extenseurs en particulier à la pose du talon comme présenté sur la [Figure I-15](#). Dans un premier temps, le Tibialis Antérieur (TA) ainsi que les muscles formant le quadriceps (vaste interne, vaste externe) sont prétendus pour amortir l'impact du pied avec le sol (Anderson et Pandy, 2003). Ensuite, les muscles extenseurs de la cheville assurent l'essentiel du support et de la propulsion (Neptune et al., 2001) comme le montre la [Figure I-15](#). La phase d'oscillation est ensuite générée à partir des muscles de la loge antérieure de la jambe.

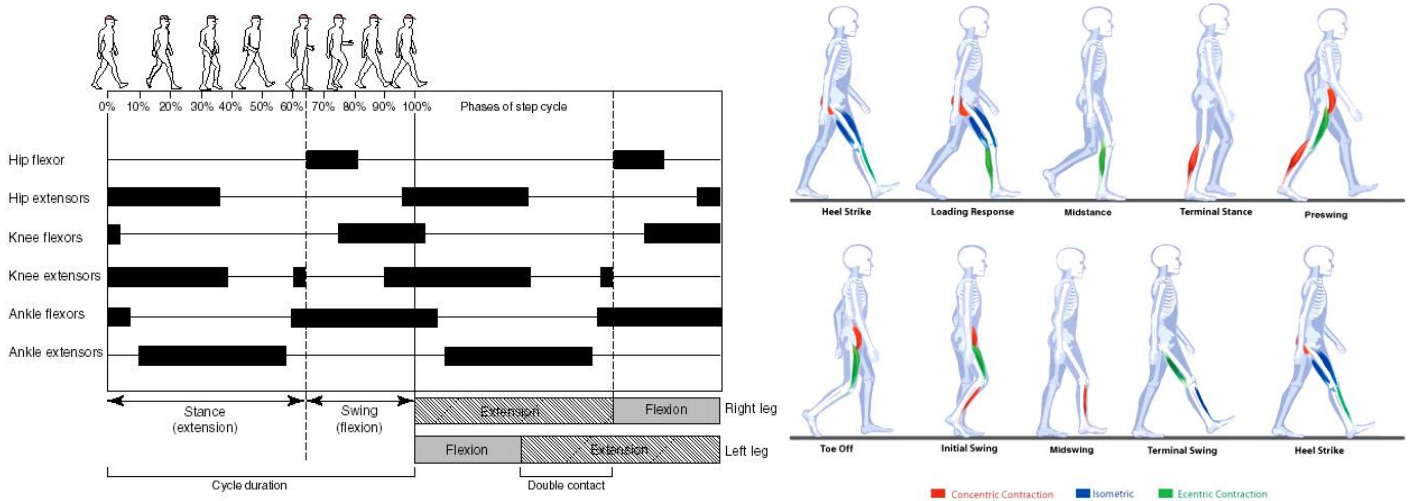


Figure I-15 : (a) Représentation de l'action combinée des muscles fléchisseurs (rectangles pleins) et extenseurs (rectangles vides) lors de la durée d'un cycle de marche (Courtine, 2003) ; (b) Représentation de l'action des différents muscles et de leurs régimes de contraction de la pose du talon à la fin du cycle de marche (Freeman Miller, 2007).

La Figure I-16 représente les périodes d'activation de chaque muscle au cours d'un cycle de marche. Les muscles les plus étudiés par les auteurs concernant la marche sont le TA, les Gastrocnemius (G), le Soléus (S) pour les muscles de la jambe, le Rectus Femoris (RF), le Vastus Lateralis (VL), le Gluteus Maximus (GM) et le Medial Hamstring (MH) pour les muscles de la cuisse. Ces muscles jouent un rôle tour à tour dans les phases d'appui et d'oscillation de la locomotion. Ainsi, le BF, le RF, les GM et le TA (entre autres) participent à l'absorption du choc lors de la pose du pied au sol puis les gastrocnémiens ainsi que les muscles de la loge postérieure de la jambe prennent le relais afin de stabiliser l'appui au sol et propulser le corps vers l'avant. Enfin, pour lever le pied lors de la phase d'oscillation, les muscles fléchisseurs de hanche (le RF, les adducteurs) sont actifs juste avant et au début de la phase d'oscillation avec les muscles de la loge antérieure de la jambe (le TA, les extenseurs des orteils) qui eux restent actifs durant la phase d'oscillation du membre inférieur. Une action alternée des muscles BF et GL est observée.

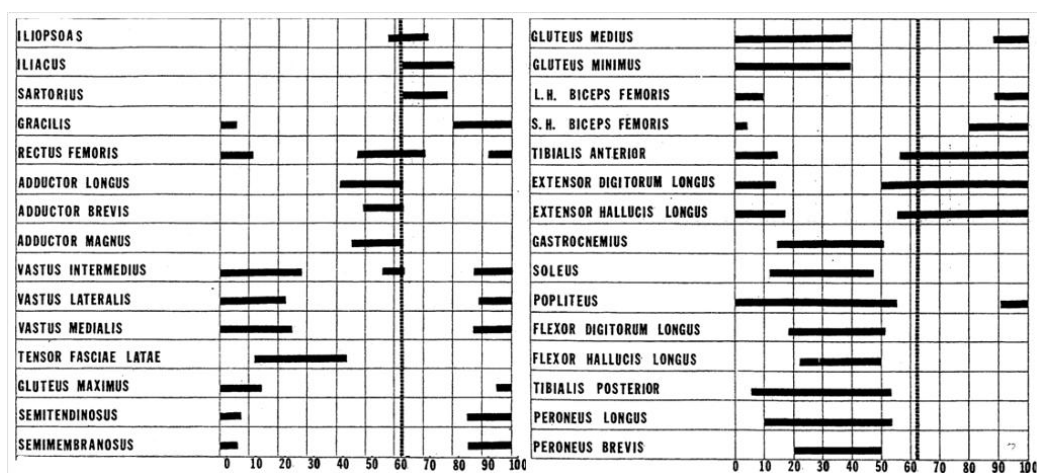


Figure I-16 : Activation musculaires lors de la marche chez l'adulte Sutherland (2001).

1.1.2.6.2. L'organisation nerveuse de la marche : de la marche spinale à la marche régulée et contrôlée.

L'organisation nerveuse de la marche est complexe et fait appel à la coordination de différentes structures. La locomotion bipédique implique une communication entre les voies descendantes et ascendantes.

Le SNC initie tout d'abord le mouvement par l'envoi d'un message nerveux descendant dans le but d'activer les muscles nécessaires à la marche.

Ce message nerveux va alors transiter par la moelle épinière. Celui-ci est projeté au niveau de modules permettant de gérer la coordination musculaire des muscles extenseurs et fléchisseurs du membre inférieur. Ces modules appelés CPGS (Central Pattern Generator), sont situés dans les parties thoraciques et lombaires de la moelle épinière. Ils permettent de simplifier les calculs computationnels du SNC, afin d'adapter l'action musculaire au mouvement à réaliser dans l'environnement, et donc de gérer la coordination inter-segmentaire par leur couplage (Koppell, 1995; Butt et Kiehn, 2003). Ces modules génèrent des impulsions qui régissent l'activité d'un ensemble de synergies musculaires agissant sur une articulation. Ils sont composés d'inter-neurones générant la base rythmique de la locomotion à partir d'inhibitions réciproques (Grillner, 1981).

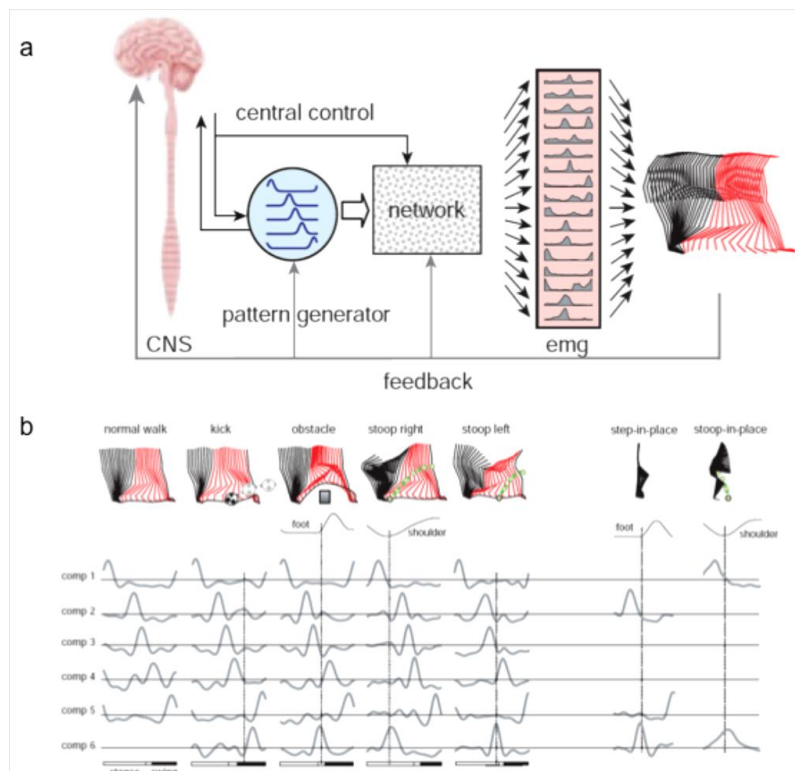


Figure I-17 : Pour générer la marche, le SNC active les modules fonctionnels (activation de composantes principales) dans lesquels, les cinq patrons d'activités musculaires essentiels sont globalement représentés. La répartition de ces cinq primitives motrices par rapport aux différents muscles impliqués dans le contrôle locomoteur permet de générer avec l'aide d'une régulation proactive et rétroactive, l'acte de marche (a). Les cinq composantes principales sont retrouvées pour les cinq conditions locomotrices étudiées. Pour les quatre conditions locomotrices dans lesquelles une tâche motrice vient s'ajouter à l'acte locomoteur, la présence d'une sixième composante explique le patron d'activation de cette tâche additionnelle. Pour des tâches motrices non locomotrices (marche sur place ou saisie d'objet au sol), seules certaines composantes sont activées d'après Ivanenko (2006).

La propulsion du corps est ainsi assurée par la répétition rythmique d'un pattern moteur de base par les effecteurs. Comme nous l'avons montré dans le chapitre [I.1.2], cette simplification est notamment mise en évidence par la loi cinématique de covariance planaire. Cette loi n'est pas la simple conséquence des contraintes biomécaniques car elle ne se vérifie pas dans certaines conditions, comme la saisie d'un objet par exemple. Elle reflète ainsi la stratégie choisie par le SNC pour simplifier le contrôle de la posture et de la locomotion en réduisant le nombre de degrés de liberté (Courtine, 2003). Le travail d'Ivanenko (2006) montre ainsi que 5 composantes principales ou primitives motrices suffisent pour générer la totalité des tâches motrices ou locomotrices comme présenté [Figure I-17](#).

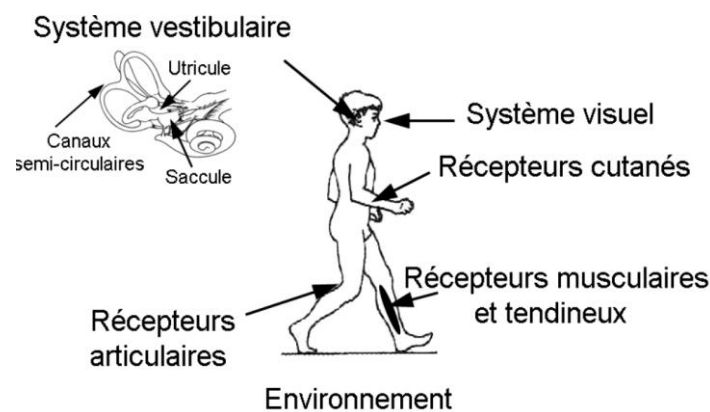


Figure I-18 : Le SNC reçoit l'information par l'intermédiaire des voies nerveuses afférentes, provenant des différents récepteurs.

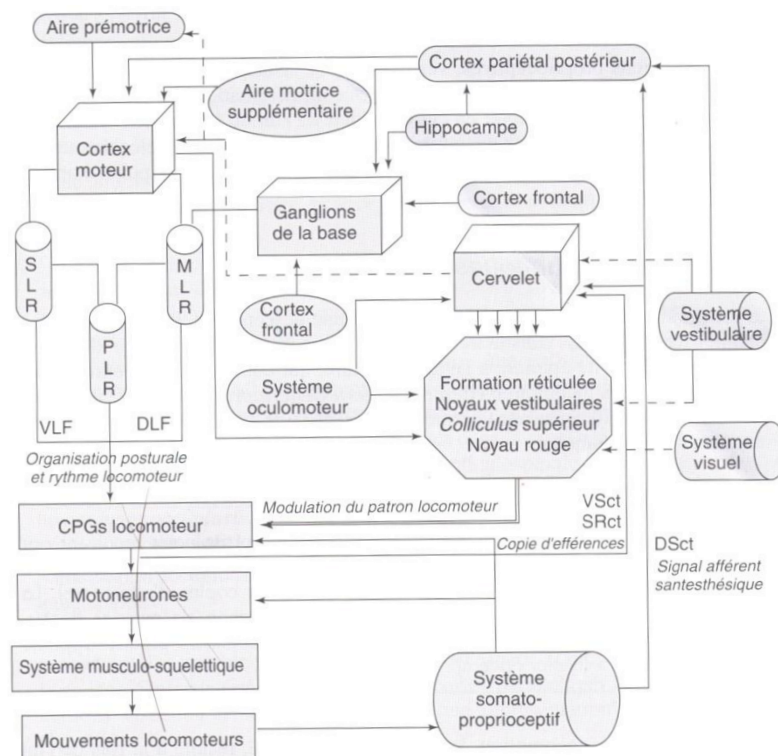
Les systèmes visuel, vestibulaire et proprioceptif présentés par la [Figure I-18](#) permettent au SNC d'adapter la commande et de réguler le mouvement à partir des afférences de ces capteurs. Le système visuel reçoit et traite les signaux lumineux provenant de la rétine et fournit des informations sur l'environnement extérieur aussi bien en terme de position, de mouvement, de formes et de couleurs. Il permet également de rendre compte de la position des différents segments articulaires les uns par rapport aux autres dans l'environnement et ainsi ajuste la trajectoire du membre inférieur comme lors de l'évitement d'un obstacle (Rhea et Rietdyk, 2007). Le regard, qui joue un rôle important dans la stabilisation du corps et lors de tâches motrices, est facilité par la stabilité de la tête. En effet, comme l'a montré Pozzo et al. (1995), la tête est la tour de contrôle de l'être humain car elle permet de par sa stabilité de fixer l'image sur la rétine (Mulavara et Bloomberg, 2002). Elle sert également de référentiel stable au système vestibulaire.

Le système vestibulaire, situé au niveau de l'oreille interne intervient dans la détection d'accélération linéaire, grâce à l'utricule et au saccule, et l'accélération angulaire grâce à trois canaux semis circulaires. Sans mouvement, ce système renseigne sur la position du corps par rapport à la gravité et permet ainsi d'élaborer la notion de verticalité. Son rôle est alors majeur dans le contrôle

du mouvement car certains auteurs ont montré que le SNC prend en compte la gravité terrestre pour la production des mouvements et notamment ceux du membre inférieur (Courtine et al., 2002) ; (Papaxanthis et al., 1998).

Le système proprioceptif, composé de récepteurs cutanés au niveau de la peau, des organes tendineux de golgi situés dans les tendons, des fuseaux neuromusculaires et récepteurs articulaires, va transmettre des informations au SNC. Ces récepteurs vont alors fournir des informations sur la position des membres les uns par rapport aux autres, l'allongement musculaire et la vitesse angulaire des membres.

Ces trois systèmes vont agir de manière concomitante pour envoyer des afférences utiles au SNC afin d'adapter le mouvement à l'environnement extérieur comme présenté sur la [Figure I-19](#). Cette figure présente ainsi l'organisation nerveuse de la marche. La commande motrice est envoyée par le cortex cérébral en direction des CPG qui vont à partir d'assemblage d'inter neurones établir une synergie musculaire aboutissant à un cycle locomoteur. Le terme de synergie musculaire considère un ensemble de muscles contrôlés comme une unité fonctionnelle (Bizzi et al., 2008). Les CPG organisent alors l'activité rythmique de groupes musculaires afin de permettre la réalisation des mouvements alternés des 2 jambes.



MLR : Région locomotrice mésencéphalique. DSct : Voie dorsale spino-cérébelleuse. VLF : Partie ventro-latérale de la moelle. PLR : Région locomotrice pontique. VSct : Voie ventrale spino-cérébelleuse. DLF : partie dorso-latérale de la moelle. SLR : Région locomotrice subthalamique. SRct : Voie cérébelleuse spino-réticulaire.

Figure I-19 : Organisation et interactions fonctionnelles des systèmes déclencheurs de la locomotion. Ce schéma présente l'action du SNC, des CPGs ainsi que le rôle des afférences des systèmes visuel, vestibulaire et proprioceptif (Viel, 2000).

Pour adapter sa locomotion à l'environnement qui nous entoure, les informations afférentes captées par le système visuel, entre autre, nous permet par exemple d'anticiper l'obstacle qui est placé sur notre trajectoire. D'autres informations afférentes, nous renseignent de la position des membres les uns par rapports aux autres afin de pouvoir modifier la position d'un segment en fonction des contraintes environnementales. Les capteurs sensoriels tels que les capteurs cutanés, articulaires et musculaires envoient des afférences directement au niveau des CPG afin de réguler rapidement la locomotion mais également au niveau du cortex pour notamment comparer le mouvement réalisé en fonction du mouvement initialement prévue. Les différents capteurs sensoriels participent largement à contrôler et adapter la locomotion en fonction de l'environnement.

L'analyse de la locomotion humaine à partir des différents paramètres observés dans cette partie nous permet de mieux comprendre l'organisation de celle-ci. La description des processus organisant la locomotion chez l'adulte permet d'établir une grille d'analyse pour l'apprentissage de la marche de l'enfant. Cette description met en évidence les transformations chez l'enfant afin d'acquérir une locomotion identique à celle de l'adulte. La même organisation des mécanismes permettant la marche adulte sera alors mise en place progressivement chez l'enfant. De l'acquisition de l'équilibre posturale, à l'organisation musculaire, l'évolution du développement de la marche chez l'enfant pourra alors être analysée en fonction de la marche adulte pour établir le niveau de développement de la locomotion de l'enfant.

1.2. Développement de l'enfant

1.2.1. *Contexte théorique*

Définitions

Le mot enfant, contrairement à sa définition anglaise, désigne « l'être humain dans l'âge de l'enfance ». Cette définition recouvre alors toutes les périodes qui vont de la naissance à l'adolescence.

Le terme nouveau-né (newborn et neonate en anglais) est généralement employé pour désigner un enfant de 0 à 28 jours et nourrisson ceux qui sont âgés entre 28 jours et 2 ans.

En anglais, « infant » est utilisé pour les enfants « qui ne parlent pas » (enfant de la naissance à l'apparition du langage) et « toddlers » pour ceux qui font leurs premiers pas. Les enfants de niveau préscolaire sont appelés « preschool children ».

1.2.2. *Impact psycho-social sur le développement de l'enfant*

Même si nous ne développerons pas ces aspects ici, la psychologie ainsi que le contexte culturel et social jouent un rôle important dans le développement moteur de l'enfant. Ces dimensions auront un rôle d'autant plus important lorsque nous l'associerons à des vecteurs culturels de la société (i.e., les vêtements).

Au cours de la fin du 19^{ème} siècle et le début du 20^{ème} siècle, les chercheurs ont commencé à s'intéresser au développement de l'enfant aussi bien d'un point de vue physique que mental. Le discours des scientifiques en fonction des années, mais aussi des origines culturelles a engendré différentes pratiques qui n'ont cessées d'évoluer, et d'être contredites. Ainsi, au début des années 1900, l'enfant devait être couché sur le dos durant son sommeil, puis vers 1930 celui-ci devait être positionné sur le côté pour diminuer la mort subite du nourrisson, puis sur le ventre et dans les années 2000 de nouveau sur le dos (Willinger et al., 2000). Cette dernière mesure a eu comme effet de diminuer la mort subite du nourrisson mais en contrepartie, de retarder les actions motrices qui précèdent la marche autonome, comme ramper ou rouler (Davis et al., 1998).

Par ailleurs, certains auteurs ont montré que des enfants Africains et Caribéens marchaient plus précocement (Hopkins et Westra, 1989) que les enfants occidentaux, car les techniques de soins ne sont pas les mêmes. En effet, en début de chaque soin, les soignants réalisent des étirements sur

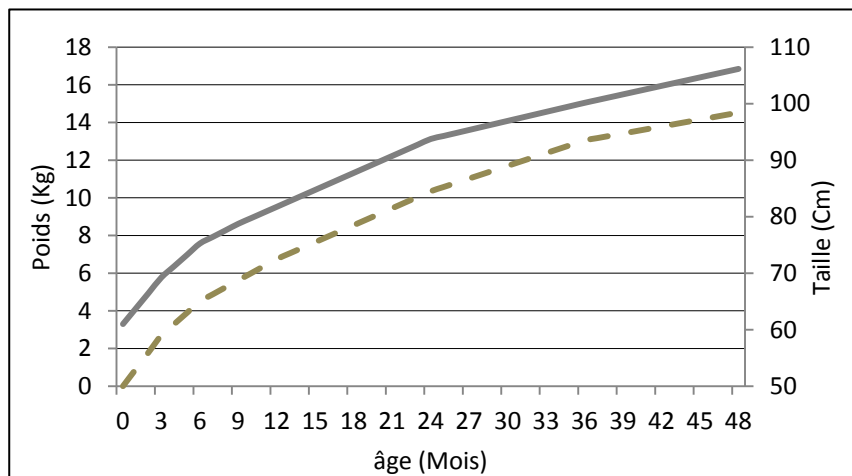
les membres des nourrissons Africains et Caribéens au niveau des chevilles et des poignets, ce qui expliquerait la précocité de leur marche (Bril et Sabatier, 1986; Hopkins et Westra, 1988; Rabain-Jamin et Wornham, 1990).

La sollicitation de l'enfant par l'environnement lui permettrait de s'éveiller plus rapidement qu'un enfant non sollicité. Ainsi, 12 minutes de pratique par jour de la marche automatique (stepping²) permettraient d'augmenter la fréquence du stepping et d'accélérer ainsi le début de la marche autonome (Zelazo et al., 1972). Le discours scientifique actuel serait alors fait de compromis : stimuler l'enfant sans le « sur-stimuler » pour autant, dans le but ne pas entraîner d'effets psychologiques comportementaux qui iraient à l'encontre du développement et de l'éveil désiré.

1.2.3. Évolution morphologique de l'enfant

Dans cette première partie nous nous intéresserons aux paramètres qui sont directement observables, à savoir l'évolution des mensurations de la naissance à l'enfance.

Les données anthropométriques de l'enfant sont présentées dans le graphique 1:



Graphique 1 : Évolution de la taille (--) et du poids (-) en fonction de l'âge de l'enfant d'après Tanner (1982).

Plus récemment une étude nationale de mensuration réalisée par l'IFTH en 2010 a permis d'actualiser ces données pour la population française. Cette étude a été réalisée auprès de 2177 enfants, 49% de garçon et 51% de filles. Nous observons pour une même classe d'âge, de profondes différences que ce soit pour la stature, le poids et le tour de tête.

² Stepping : action réflexe et alternée des jambes chez le nouveau né lorsqu'il est maintenu en position debout.

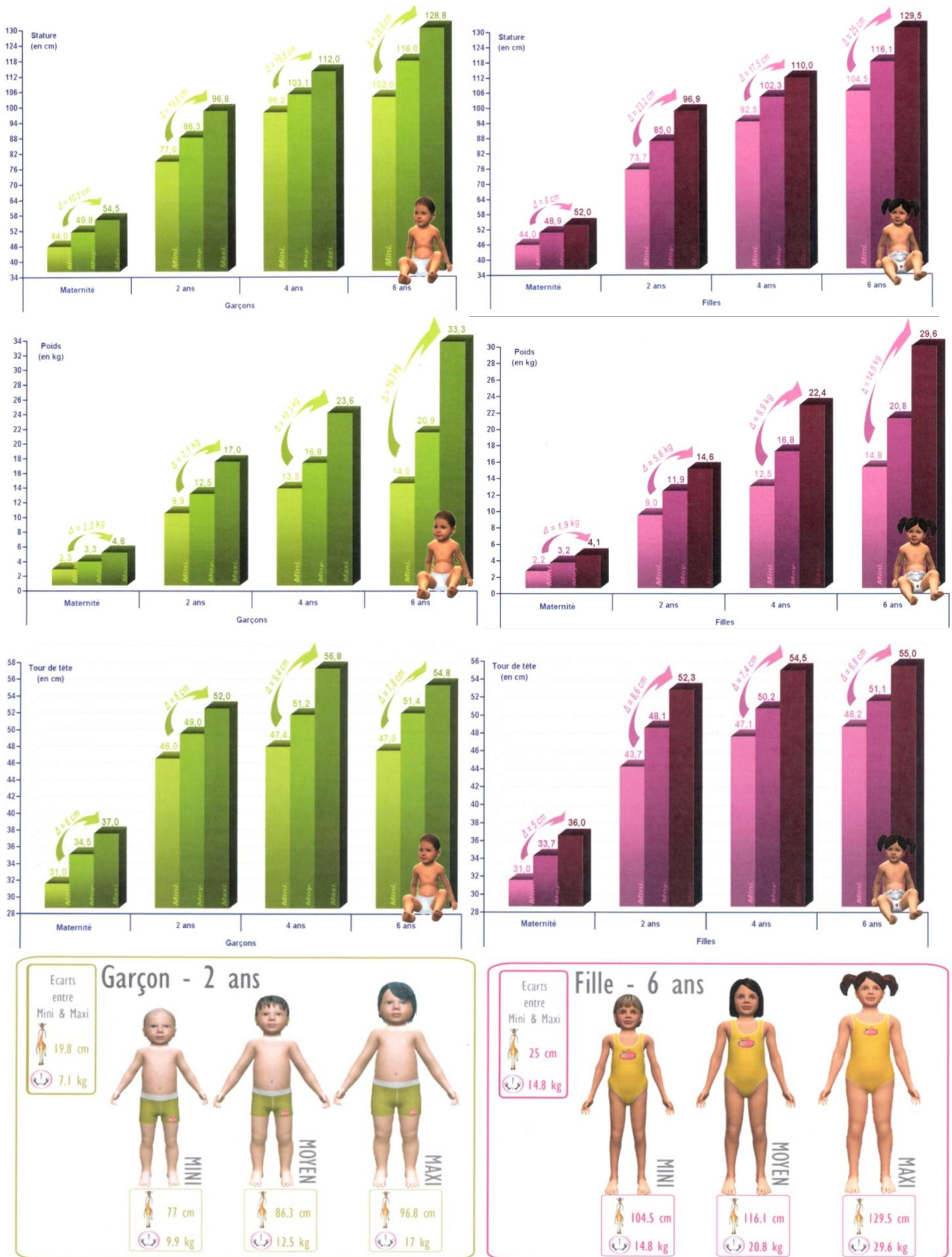
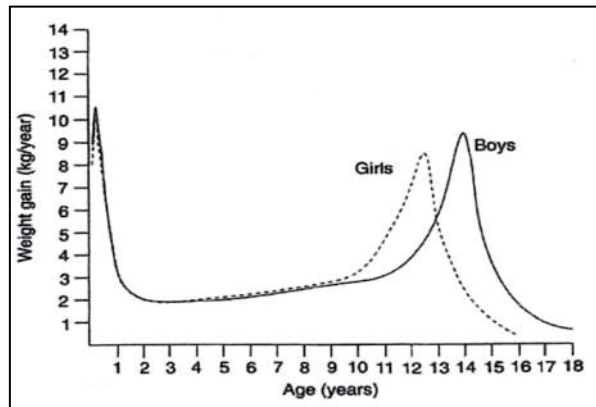


Figure I-20 : Mensurations de l'enfant (IFTH, 2010)

Comme nous l'observons sur le Graphique 2, c'est de la naissance à 1 an et demi que le développement de la masse corporelle du nouveau né est le plus important.



Graphique 2 : Courbes individuelles de la masse corporelle (Kg/an) d'une fille ou d'un garçon suivi longitudinalement (Tanner, 1982).

La Figure I-21 et la Figure I-22 présentent l'évolution de la taille du tronc par rapport au membre inférieur au cours de la maturation. Elles permettent de mettre en évidence les différences de proportion entre un homme adulte et un nouveau-né.

Le nouveau né est alors composé d'une grosse tête, d'un ventre assez imposant et de petites jambes, comparativement à l'adulte.

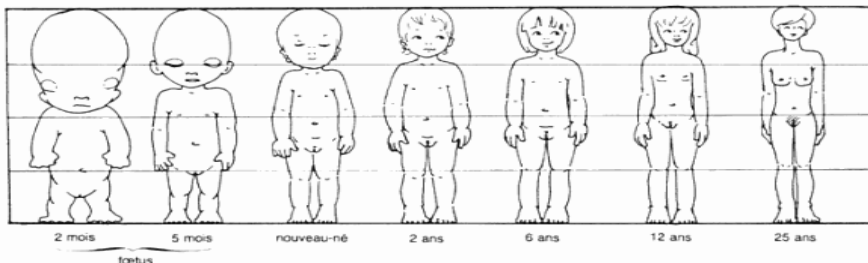


Figure I-21 : Évolutions des proportions du corps, du 1^{er} mois fœtal à l'âge adulte (Gassier et St Sauveur, 2004).

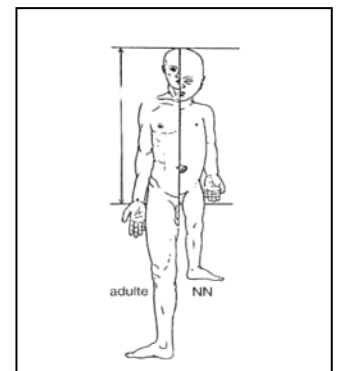


Figure I-22 : Mise en évidence des différences de proportions entre un adulte et un nouveau-né. (Schultz, 1969)

Sempe et al. (1979) ainsi que Malina et Bouchard (1991) ont montré que la masse grasse chez l'enfant augmente rapidement de la naissance à l'âge de 5 ans. Cette augmentation est plus rapide chez les filles que chez les garçons. Ces caractéristiques sont présentées dans la Figure I-23.

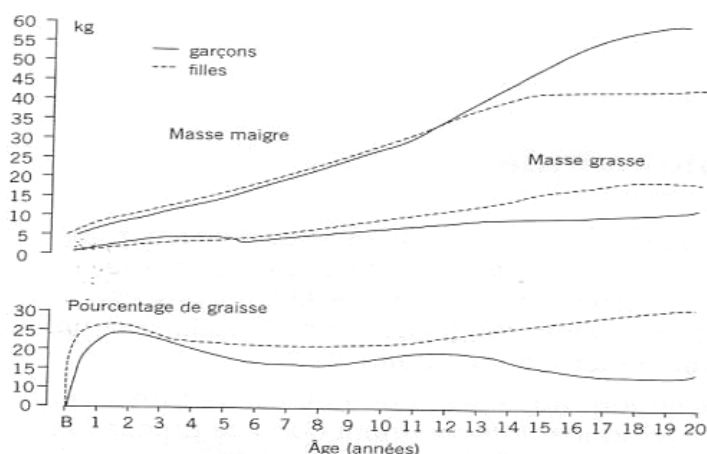


Figure I-23 : Évolution de la masse grasse chez les filles et les garçons en fonction de l'âge (Malina et Bouchard, 1991).

L'organisation de l'ossature du corps va conditionner en partie les mouvements susceptibles d'être réalisés. Nous nous intéresserons ici essentiellement au membre inférieur afin de mieux comprendre l'influence de l'ossature de l'enfant sur ses mouvements. Nous avons d'ailleurs remarqué précédemment que la proportion du membre inférieur prend une part de plus en plus importante avec l'âge. Non seulement les jambes vont s'allonger comme en témoigne l'allongement du fémur (Figure I-24) mais l'angle d'obliquité va s'accroître. Nous pouvons ainsi observer les conséquences biomécaniques lors de la marche d'un nourrisson (Figure I-24).

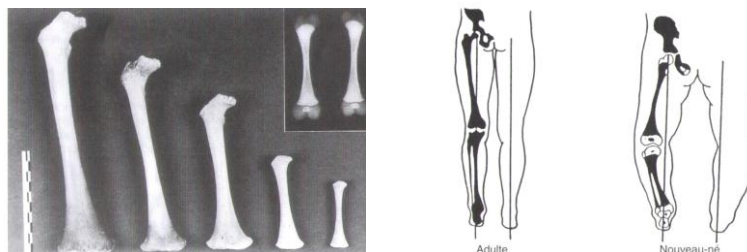


Figure I-24 : Évolution de la taille du fémur en fonction de l'âge ainsi que la position relative du fémur et du tibia. (Pauwels, 1979; Tardieu, 1998).

Nous avons observé que les proportions du squelette de l'enfant diffèrent largement de celui de l'adulte et ce jusqu'au niveau des os du pied. Vers 1 an, lorsque les enfants commencent à poser le pied au sol, le squelette du pied est organisé comme présenté sur la Figure I-25 ; c'est-à-dire avec une formation partielle des os en leur centre et reliés entre eux par des tissus mous (Hallemans et al., 2006b). Le pied de l'enfant est également caractérisé par l'absence d'une partie de la voûte plantaire dont son développement débute à partir de l'âge de 1 an et dure jusqu'à l'âge de 5 ans environ (Straus, 1927). De plus, chez les enfants, un coussinet adipeux est présent sous la surface plantaire du pied (Lovett et Dane, 1896) pour protéger le tissu cartilagineux fragile.

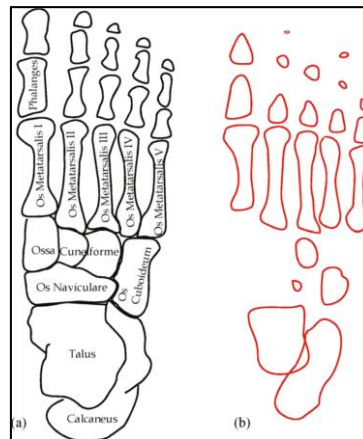


Figure I-25 : Comparaison entre l'ossature du pied adulte (a) et celui d'un bébé (b).

1.2.4. Étapes du développement moteur de l'enfant

Le développement moteur selon Rigal (2003), serait l'apparition et l'évolution naturelle et continue des fonctions motrices propres à l'espèce, par interaction entre les facteurs génétiques et environnementaux. Pour observer le développement moteur des nourrissons, plusieurs chercheurs ont élaboré des tests et échelles basés principalement sur l'observation des bébés. Ces échelles

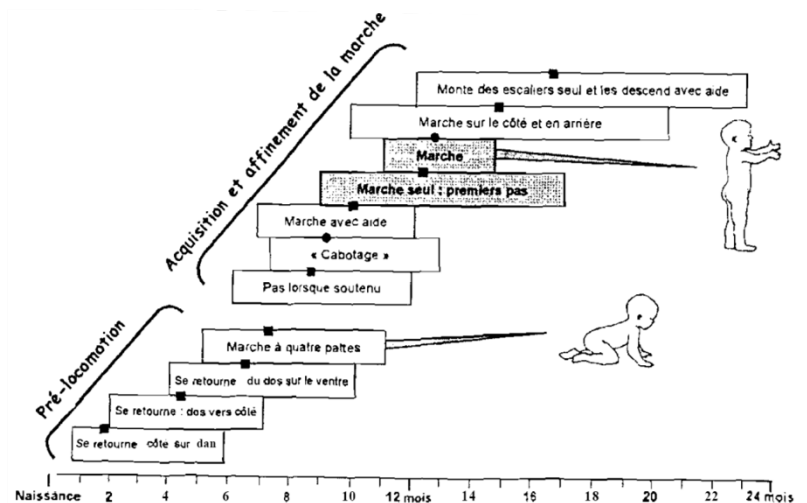


Figure I-26 : Échelle de Bayley (1969) présentant les différentes étapes du développement de la locomotion. Adapté de (Keogh et Sugdend, 1985).

apportent des repères chronologiques quant au développement «normal» de l'enfant et ont pour objectif principal de pouvoir déceler d'éventuels problèmes lors du développement de l'enfant qu'ils soient d'ordre neurologique, anatomique ou physiologique. L'échelle de Bayley (1969) (Figure I-26) est sans doute la plus utilisée même si nous pouvons citer l'échelle de développement de Brunet et Lézine (1951), l'échelle de développement de Denver (Frankenburg et Dodds, 1967), le test de Gesell et Amatruda (1947). La figure ci-dessus montre que le développement moteur est progressif et que certaines étapes sont plus ou moins rapides en fonction de l'influence de plus en plus marquée des facteurs exogènes (e.g., acquis, environnement, répétition, société,...). Ainsi, si les premiers comportements moteurs, très fortement dépendants des facteurs endogènes (i.e., inné, maturation, programme génétiquement pré câblé...), apparaissent pour tous les enfants quasiment au même âge,

au fur et à mesure que l'environnement joue un rôle important dans l'acquisition des comportements moteurs, leur durée d'acquisition varie de façon plus importante selon l'expérience de l'enfant, augmentant ainsi la période d'apparition de ce comportement sur l'échelle des âges. Même si chaque enfant évolue différemment ; Gesell (1946) a observé que le développement moteur s'organise selon deux lois qui dépendent essentiellement de la maturation du SNC. D'ailleurs, partant de ce constat, certains auteurs (Dupoux et Melher, 1990) admettent qu'il existerait une « horloge biologique » pour les activités motrices dites phylogénétiques³. Dans cette optique, le développement moteur est essentiellement déterminé par la maturation du SNC et le bébé marche quand il doit marcher, parle quand il doit parler.... L'environnement ne peut modifier ce qui a été défini par le programme génétique de l'organisme. D'autres auteurs comme Mc Graw (1932), Newell (1986) ont une autre vision, et considèrent ainsi que l'activité motrice nécessite un processus d'apprentissage issu d'une expérience diversifiée et de répétitions. Le développement moteur de l'enfant serait alors issu de l'équation de différents processus, à savoir la maturation du SNC qui dépend de la myélinisation des axones et de la synaptogenèse, mais aussi d'un environnement propice au développement.

Comme énoncé en amont, la maturation progressive du SNC a été mise en évidence à partir des lois proximo-distale et céphalo-caudale (Gesell, 1946). Pour le premier cas, nous observons un contrôle moteur volontaire des masses musculaires des membres proches de leur attachement au tronc, plus important et plus puissant que les muscles des membres éloignés du tronc. Pour le deuxième cas, le contrôle moteur volontaire des masses musculaires descend progressivement de celles proches de la tête vers celles du bassin, s'organisant le long de la colonne vertébrale. C'est ainsi que l'on observe dans le Tableau 1 que le bébé parvient progressivement à :

- Dans un premier temps maintenir sa tête par l'action des muscles du cou
- Puis se tenir assis par le maintien des muscles du tronc et du bassin
- Enfin, se tenir debout par le contrôle des muscles des jambes.

Cette progressive maturation du SNC permet ainsi au bébé d'établir des coordinations motrices et des synergies musculaires, conduisant à la réalisation d'actions motrices, sollicitant par exemple des groupes musculaires poly-articulaires

Parallèlement à ce développement céphalo-caudale, nous observons dans la Figure I-27 formation des courbures de la colonne vertébrale. Ainsi, sous l'action de la gravité et/ou des muscles (Le Métayer, 1992), la courbure cervicale est la première à se former avec le maintien progressif de la

³ La phylogenèse correspond à l'histoire évolutive d'une espèce animale ou végétale.

tête vers l'âge de 3 mois présentant une interaction entre les facteurs endogènes et exogènes. Ensuite, au cours du développement de l'équilibre postural puis plus tard la marche, les autres courbures dorsales, lombaire et sacrée, se forment accompagnées par la bascule du bassin vers l'avant. Cependant, chez des enfants qui ne marchent pas, ces dernières ne se forment pas ou restent inférieures par rapport à des enfants qui marchent (Beck et Moffat, 1985). Ces caractéristiques mettent en avant l'interaction entre les facteurs génétiques et les facteurs environnementaux.

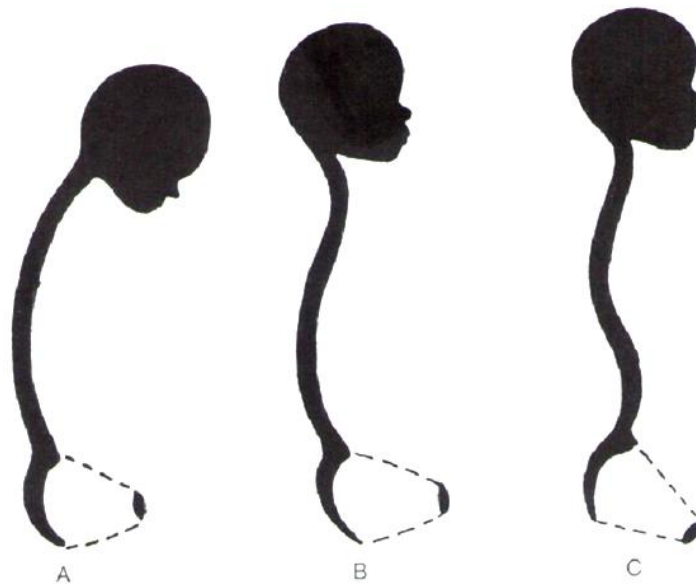


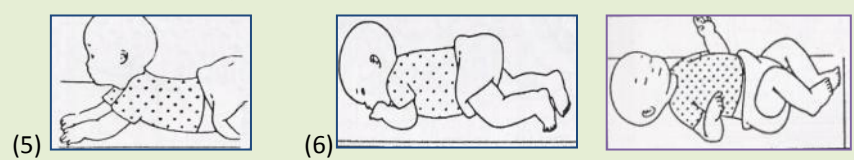
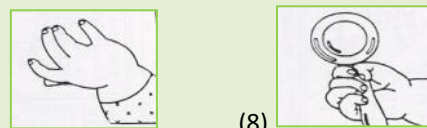

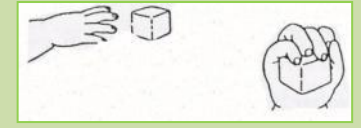



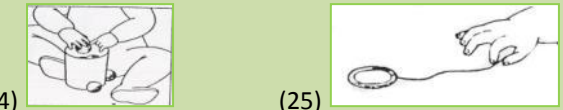


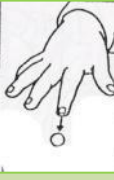




Figure I-27: Formation progressive des différentes courbures de la colonne vertébrale du fœtus à l'âge adulte. Développement de la courbure cervicale (B) et de la courbure thoracique et lombaire accompagnée de la bascule du bassin (C) (Beck et Moffat, 1985)

Tableau 1 : Synthèse du développement moteur de l'enfant de sa naissance à 6 ans. (adapté de (Koupernik et Dailly, 1976) et (Gassier et St Sauveur, 2004)).

	Motricité globale (postures/tonus musculaire)	Motricité fine
0 → 1/2 mois	<p>Hypotonie des muscles du tronc et de la tête (1) et hypertonie des muscles des membres (3). Position fœtale (2).</p> 	<p>« Grasping reflex » (4) ou réflexe d'agrippement (réflexes archaïques):</p> 
2/3 mois	<p>Le nourrisson se tient sur ses avant bras et lève la tête de 45° à 90° (5). Flexion (6) moins importante des membres (jambes en semi-flexion)</p> 	<p>Le grasping est plus discret et les mains sont assez souvent ouvertes (7). Préhension involontaire de contact (8). Pas de préhension volontaire.</p> 
4 → 5/6 mois	<p>Assis la tête est maintenue fermement (9). Il peut se relever sur ses mains (position du phoque) (10). Sur le dos l'enfant pédale (11). Maintenu en position debout c'est le stade dit « du sauteur » (12). Il se met sur le côté.</p> 	<p>La préhension volontaire apparaît (13) et l'enfant porte l'objet immédiatement à sa bouche. Préhension palmaire globale (14) qui reste imprécise. Seule l'articulation de l'épaule intervient.</p> 
7 → 8/9 mois	<p>Stade du « parachutiste » (tend ses mains pour tenir assis sans soutien)(15). Commence à ramper (16). Il peut soulever son corps avec les pied et mains (17). Se met debout en se tenant et tombe (18).</p> 	<p>L'enfant acquiert le relâchement (imprécis) (19). Début de la préhension en pince (pouce index) (20). Déplace l'avant bras et la main d'avant en arrière ; flexion et extension du coude.</p> 
9/10 mois	<p>Se tient assis seul (tonus de dorsaux) (21). Marche à 4 pattes sur les genoux (22). Il fait quelques pas en se tenant et tombe (23).</p> 	<p>Il commence à découvrir le sens du contenant et du contenu (24). La pince s'affine (25) et tend ses jouets à ses parents. Coordination épaule/coude/ poignet/ main</p> 

	Motricité globale (postures/tonus musculaire)	Motricité fine et manipulation
11/12 mois	<p>Marche de l'ours (26), à l'aide des pieds et des mains. Il marche tenu par les deux mains de l'adulte (27)</p>  	<p>Le pointé du doigt apparaît (28). Il envoie la balle à l'adulte (29). Il aime emboîter les objets(30).</p>   
15/16 mois	<p>La marche s'affirme et il peut se mettre debout sans appui. Il peut monter un escalier à 4 pattes.</p>	<p>Saisie fine (saisie une pastille entre pouce et index et l'introduit dans le goulot d'une bouteille)</p>
18/20 mois	<p>Il court, monte, grimpe, enjambe, descend les escaliers, tape dans un ballon mais il tombe encore souvent.</p>	<p>Il enfle une grosse perle sur un lacet semi-rigide ; tourne les pages d'un livre cartonné. Début de la participation au déshabillage (chaussures chaussettes ou gilet,..).</p>
2 ans	<p>Court rapidement en maîtrisant sa direction, essaie de sauter, commence à faire du tricycle. <u>Maîtrise de l'équilibre</u></p> <p>Il aime les activités qui font appel au rythme.</p>	<p>Devient de plus en plus autonome pour s'habiller (enfile un pantalon, un bonnet), se laver, manger.</p> <p><i>Jeux faisant intervenir réflexion et manipulation :</i> Puzzles simples, construction, jeux de vis... Sait faire des traits verticaux.</p>
3 ans	<p>L'enfant maîtrise parfaitement tous ses mouvements, toutes ses positions. Monte et descend les escaliers en alternant les pieds. Il attrape la balle au bond, court et saute les obstacles.</p>	<p>Utilise les boutons de ses vêtements. Jeux de découpage. Tient son pinceau et son crayon comme l'adulte.</p>
4 ans	<p>Activité intense au niveau moteur et intellectuel. Tient sur un pied, gère sa vitesse et ses mouvements</p>	<p>Dessin : bonhomme têtard/ figures géométriques Jeux symboliques (cuisine/policié/papa-maman)</p>
5/6 ans	<p>Commence à jouer en groupe. La marche est semblable à celle d'un adulte (voir description de la locomotion lors de la partie suivante)</p>	<p>S'habille et se déshabille seul. Lace et délace ses chaussures. Va aux toilettes sans aide. Se lave et se coiffe. Dessine des bonhommes avec des mains, des pieds.</p>

Cependant à la naissance, la motricité réflexe prédomine, mettant ainsi en évidence le manque de maturation du système nerveux. Plusieurs réflexes sont observables dès la naissance et sont stimulés pour vérifier le bon fonctionnement de la circuiterie neurale du nourrisson. Les réflexes de Moro, de Magnus, de Babinski, les réflexes d'agrippement (Grasping), de redressement, natatoire, en sont une liste non exhaustive. La persistance de certains réflexes peut être considérée comme pathologique. L'activité réflexe reflète l'implication nerveuse sous corticale de la moelle épinière et du tronc cérébral au début de la vie. Chugani (1998) a d'ailleurs mis en évidence, par la technique à base de glucose, qu'à la naissance, l'activation du tronc cérébral est plus importante que l'activation des aires corticales, montrant ainsi la prédominance de l'activité réflexe. Cependant, même si dès la naissance l'encéphale a la même configuration externe que celle de l'adulte, toutes les cellules nerveuses qui composent ce système sont présentes mais ne sont pas actives. La myélinisation des axones des neurones ainsi que la synaptogenèse sont deux processus favorisant la corticalisation progressive du contrôle de l'activité motrice. Comme énoncé précédemment, la myélinisation et la synaptogenèse suivent des étapes temporelles et spatiales précises (Conel, 1939; Conel, 1947; Rabinowicz, 1986) rappelant les lois céphalo-caudale et proximo-distale. Ainsi, les parties de l'aire 4 (Famagamma) qui contrôlent les mouvements de la partie supérieure du tronc, de l'épaule et du bras apparaissent plus développées que celles qui interviennent dans le contrôle des parties inférieures du corps, de la main et de la tête (Conel, 1939) et vers 6 mois, les aires de la main rattrapent celles du bras et de l'avant bras. Les évolutions de la synaptogenèse et de la myélinisation sont présentées respectivement par la Figure I-28 et la Figure I-29.

Synapse Formation in the Developing Brain

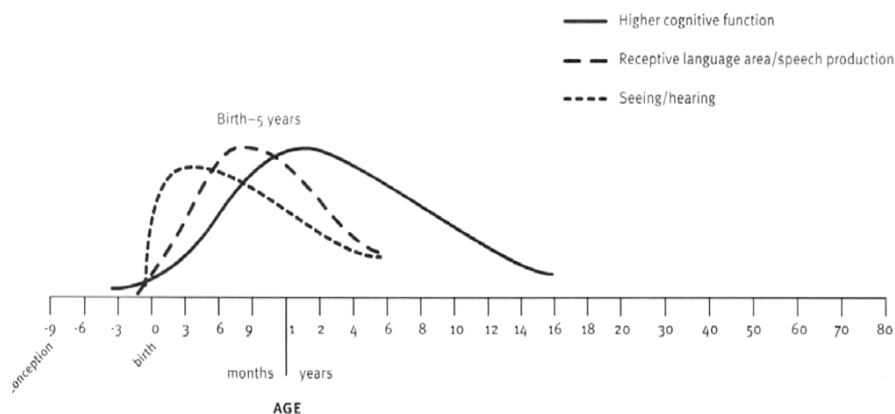


Figure I-28 : Formation des synapses pendant les périodes sensibles du développement du cerveau. National Scientific Council on the Developing Child (2007:3)

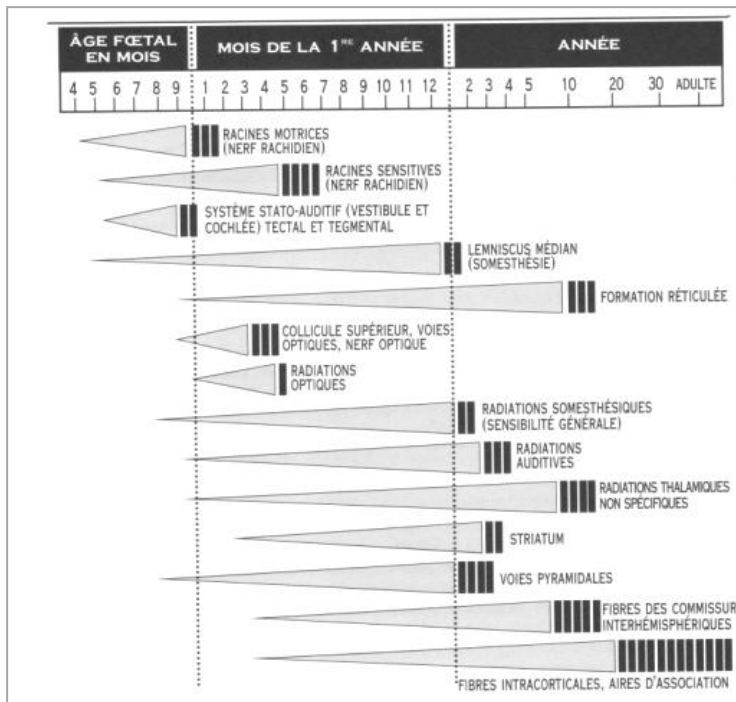


Figure I-29 : Étapes de la myélinisation (d'après Yakovlev et Lecours, 1967). La largeur et la longueur des flèches illustrent la progression de la myélinisation parallèle à une augmentation de la coloration et de la densité des fibres myélinisées. Les stries verticales indiquent l'âge approximatif où s'achève la myélinisation.

1.2.5. Développement de la marche chez l'enfant : ses particularités

La marche bipédique a joué un rôle décisif dans le processus d'humanisation (Vaughan, 2002 ; Schimdt ; 2003). L'apprentissage de celle-ci constitue un événement majeur pour les parents, dont les enfants se redressent et commencent à marcher. Les premiers pas marquent la sortie de la petite enfance (Bril, 2000) et l'entrée dans la vie sociale (Kermoian et Campos, 1988).

1.2.5.1. De la maîtrise de l'équilibre postural aux prémisses de la marche

La maîtrise progressive des contractions musculaires du cou permettant le maintien de la tête, constitue pour le nourrisson le point de départ de l'organisation posturale. Par la suite, la station assise contrôlée par les muscles du tronc et l'apparition de la station bipède permise par le contrôle des muscles des membres inférieurs, nécessite de la part de l'enfant une acquisition progressive du maintien de son équilibre postural, considéré comme le référentiel de base pour toute activité posturo-cinétique (Assaiante, 2011). En effet, l'apparition de la station érigée sur 2 pieds entraîne une diminution de la stabilité posturale par la diminution de la surface d'appui, couplée à l'élévation du centre de gravité (CG). Pour assurer une stabilité posturale, l'enfant doit ainsi maintenir son CG à l'intérieur de sa surface d'appui. C'est la maîtrise de la stabilité posturale qui permet à l'enfant d'expérimenter la marche bipédique.

L'expérimentation de ce nouveau mode locomoteur amène l'enfant à devoir non seulement maintenir une certaine stabilité posturale, mais également à propulser son corps vers l'avant en projetant notamment son CG en dehors de la surface d'appui afin de créer un certain déséquilibre. Il

s'agit alors d'apprendre à gérer ces phases d'équilibre statique et dynamique. L'équilibre dynamique peut être décrit comme un état de déséquilibre transitoire entre 2 états d'équilibre (Bouisset, 1991) De plus, l'appui monopodal durant la phase d'oscillation diminue encore la surface d'appui et demande à l'apprenti marcheur, de pouvoir maintenir le poids de son corps sur un pied. Il lui est alors nécessaire de développer un certain tonus musculaire de ses jambes et qu'il apprenne à coordonner l'influence des fléchisseurs et des extenseurs (Thelen, 1986). Pour cela, l'enfant doit apprendre à passer d'une co-contraction à une contraction alternée des muscles agonistes et antagonistes des jambes (Assaiante, 1998).

Pour gérer son équilibre durant une activité posturo-cinétique, l'enfant peut soit stabiliser un segment sur un autre, c'est ce que Nashner (1985) appelle la « strap dow strategy, soit stabiliser un segment sur l'espace, appelée « stable platform strategy ». La première consiste à minimiser le nombre de degrés articulaires à contrôler simultanément au cours du mouvement en stabilisant un segment par rapport un autre. La seconde propose une organisation articulée nécessitant alors la maîtrise des 3 degrés de liberté de l'articulation.

Assaiante et al (1993 ; 1998) ont montré qu'un des facteurs déterminant de l'apparition de la marche est la stabilisation du bassin sur l'espace. De plus, pendant l'ontogenèse, la maîtrise des degrés de libertés articulaires se fait de manière ascendante à partir du bassin stabilisé. L'organisation temporelle pendant la locomotion bipédique, serait organisée en bloc, et de manière ascendante à partir du bassin pour le membre supérieur et descendante pour le membre inférieur. Ce mode de contrôle en bloc permet de mettre en avant une recherche de stabilité posturale, en privilégiant une contraction simultanée des muscles agonistes et antagonistes afin de verrouiller l'articulation régie par ces muscles.

Par la suite, l'équilibre durant la marche sera assuré de plus en plus souvent par la stabilisation de la tête sur l'espace avec une organisation descendante de manière articulée vers 6/7 ans. Cependant, chez les enfants plus jeunes, lors de mouvements nécessitant un équilibre postural important, celui-ci sera organisé en bloc, avec une stabilisation de la tête sur le tronc.

La maîtrise progressive de l'équilibre postural chez l'enfant participe à la prise en compte et à l'intégration de l'organisation des différents segments corporels les uns par rapport aux autres dans un environnement régi par la gravité terrestre. Cette organisation permet la construction du schéma corporel, appelé « body scheme » par Head (1920) et « body image » par Gurfinkel et Levik (1978) et fait appel à l'élaboration de modèles internes qui prennent en compte la combinaison des informations mécaniques du corps combinées aux afférences sensoriels du système visuel, vestibulaire et proprioceptif (Clément et al, 1984). Nous ne développerons cependant pas ces modèles dans ce manuscrit.

1.2.5.2. Origines de la marche autonome

Comme nous l'avons vu précédemment, la motricité réflexe prédomine à la naissance. Parmi ces réflexes, le réflexe de marche automatique⁴ est source de controverses au sein du champ scientifique de par sa grande ressemblance avec la marche autonome. Certains voient en la marche automatique les prémisses de la marche (Thelen et Cooke, 1987) alors que d'autres nient cette théorie (McGraw, 1932 ; Forssberg, 1985) . Ces derniers expliquent la disparition de l'activité réflexe 2 ou 3 mois après la naissance par la corticalisation de la marche, montrant que la maturation progressive des centres corticaux permet à l'enfant d'en prendre le contrôle. Nous observons un parallèle entre le développement de la locomotion bipédique et le SNC. Cependant, Zelazo (1983) constate que si un entraînement régulier est réalisé, alors le réflexe de marche persiste plus longtemps et la marche autonome apparaît plus tôt. Pour Thelen, la disparition de la marche automatique réside dans le fait que les caractéristiques anthropométriques (vues en début de chapitre) durant les premiers mois évoluent rapidement. L'augmentation de la masse adipeuse sans augmentation du tonus musculaire du membre inférieur conduirait ainsi à la disparition de la marche automatique. Ceci a été notamment mis en évidence lors d'expérimentations où l'enfant était à demi immergé dans l'eau. Dans ces conditions, les mouvements réapparaissent car le milieu aquatique permet de diminuer la force musculaire nécessaire pour réaliser ces mouvements du membre inférieur. Si l'enfant avait une force musculaire suffisante et/ou un entraînement quotidien, la marche automatique ne disparaîtrait sans doute pas.

Suivant ce dernier constat, l'équipe de Lacquaniti (Dominici et al., 2011) ont repris le modèle d'organisation de la circuiterie spinale proposé par Grillner (1981). Ce modèle, organisé autour de l'idée que des CPG, ou générateurs de rythme, seraient présents dès la naissance, envisage que ces derniers permettraient la coordination du membre inférieur lors du mouvement de marche. Ceci a notamment été mis en évidence chez l'enfant (Thelen et Cooke, 1987) et chez l'adulte (Dietz et al., 1994) lors d'un exercice de marche sur tapis roulant où la vitesse du tapis différait sous chacune des jambes. Les deux membres coopèrent afin que chacun affecte le comportement spatio-temporel de l'autre. Récemment, le travail de l'équipe italienne, dirigée par le professeur Lacquaniti, est venu renforcer cette idée selon laquelle la marche automatique présente à la naissance serait une prémisses de la locomotion bipédique. La [Figure I-30](#) présente les travaux de Dominici (2011) modélisant l'organisation des CPGs. En effet, à partir d'analyses EMG des muscles du membre inférieur, cet auteur a pu établir que 4 patterns rythmiques des muscles sont nécessaires à la marche des adultes.

⁴ Nous classons ici la marche automatique dans les réflexes, même si certains auteurs la considère plutôt comme « une réponse changeante et malléable et non comme une réponse motrice réflexe. » (Carmen Quintana, 2007 ; Kantor, 1924 ; 1985)

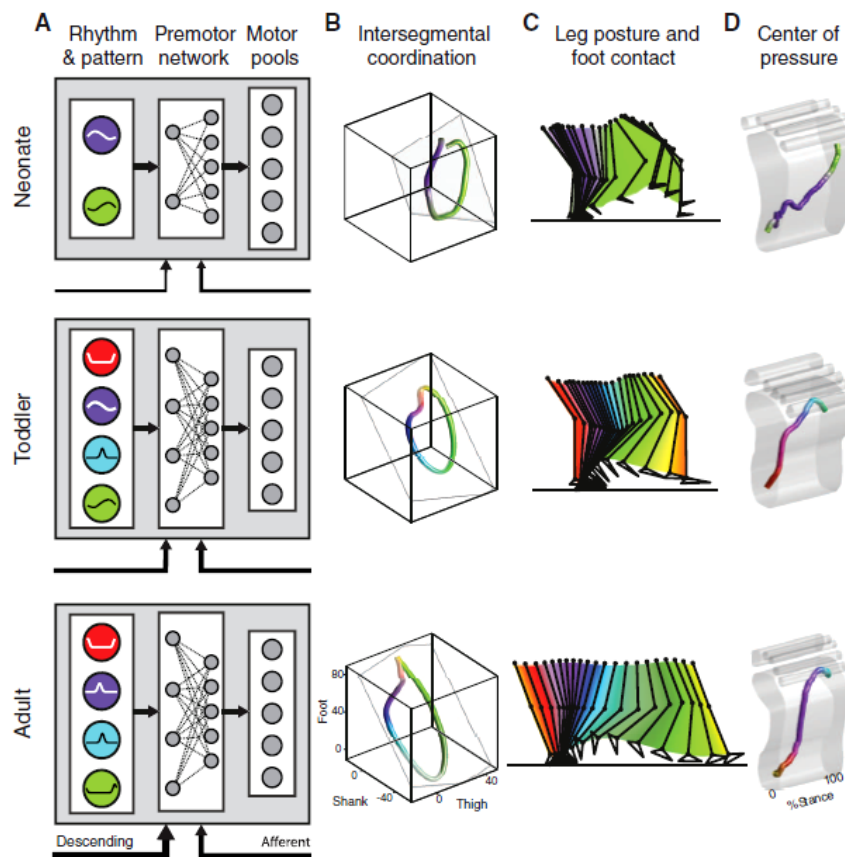


Figure I-30 : Organisation des relations entre les modules du contrôle neural et l'organisation biomécanique de la locomotion (Dominici et al., 2011).

Parmi ces 4 patterns, 2 sont déjà présents à la naissance, renforçant ainsi l'idée que la marche automatique est un début de marche autonome, qui va se perfectionner par l'ajout de coordinations musculaires présentées comme des modules de rythme. L'ensemble de ces 4 patterns permettent le soutien du corps pendant la phase d'appui et de conduire le membre durant la phase d'oscillation. Par ailleurs, deux patterns semblables à ceux des adultes sont coordonnés avec la phase de contact et de décollage du pied au sol dans le but de décélérer ou d'accélérer le corps sont également présent chez le nouveau-né. Même si les 4 patterns sont présents chez l'enfant comme chez l'adulte, le profil des patterns 2 et 4 diffèrent quelques peu. Le pattern 2, qui permet le soutien du corps pendant la phase d'appui, présente une activation plus longue correspondant alors à une phase où le jeune marcheur apprend à gérer l'équilibre sur une jambe et où la propulsion est peu développée. Ceci est révélé sur la Figure I-30 concernant le poids attribué à chaque pattern. En effet, kinogramme présentant la marche de l'enfant ne montre qu'une très faible partie (tracé en bleu) comparativement à l'adulte, correspondant à la phase de propulsion du corps. Ces éléments nous permettent de mettre en avant la présence de 1) patterns de base de l'activité des motoneurones lombo-sacrés présents chez le nourrisson, le jeune enfant et l'adulte, 2) deux autres patterns émergent au cours du développement et 3) une évolution du profil et du poids de chaque pattern au cours de l'ontogenèse.

1.2.5.3. Que manque-t-il à un enfant de 10 mois se tenant debout pour marcher ?

Pour tenter de répondre à cette question nous avons repris le cadre d'analyse proposé par Bril et Ledebt (1994) en tentant d'y apporter des réponses.

Ainsi, le développement de la marche s'acquiert de façon non linéaire et dépend de l'évolution des différentes composantes participant à l'action locomotrice. L'apparition de la marche dépend alors du développement d'une ou de plusieurs composantes indispensables à la locomotion bipédique. Le cadre d'analyse proposé par Bril et Ledebt (1994) présente ces composantes comme des systèmes. Même si nous nous intéressons à chaque composante ou système de manière indépendante, il est évident que ces derniers sont imbriqués. En effet, la maturation du système postural, contribuant au développement de la marche, dépend elle aussi d'autres composantes ou sous-systèmes comme le système visuel, vestibulaire, les Ajustements Posturaux Anticipés (APA), les CPG...

D'ailleurs, un des problèmes majeurs empêchant l'enfant de marcher est lié à un manque de stabilité posturale. En effet, après avoir réussi à se tenir debout sans aide extérieure et en condition statique, la difficulté pour l'enfant va être de maintenir un équilibre postural durant la marche pour ne pas tomber. Pour cela, il doit réussir à maintenir l'équilibre sur une jambe. Ce manque d'équilibre dynamique empêche l'enfant de se lancer dans la conquête de la marche. Assaiante et al (1993) mettent en avant que la stabilisation du bassin sur l'espace est un pré-requis dans l'apparition de la marche.

Les CPGs permettent d'organiser l'activation musculaire en coordonnant notamment le mouvement des jambes entre elles. Les dernières études proposées par Ivanenko et al. (2007b) montrent l'existence des patterns de bases chez le nourrisson, mais seulement 2 patterns sur les 4 présents chez l'adulte sont présents. Ces 2 patterns permettent au nourrisson de réaliser des mouvements alternés des jambes ressemblant à la marche. De ce point de vue, les CPG ne semblent pas être un frein à l'apparition de la marche chez l'enfant qui se tient debout. Toutefois, Dominici et al (2011) ont montré que les enfants marcheurs présentaient les 4 patterns adultes. Deux patterns étaient identiques aux nouveau-nés et les deux nouveaux patterns étaient comparables à ceux présents chez l'adulte. Nous pouvons alors supposer que l'apparition de la marche et notamment la coordination musculaire régissant l'équilibre et la locomotion dépendent de l'apparition de ces nouveaux patterns. Ces nouveaux patterns sont coordonnés avec la pose du pied au sol et le moment où le pied quitte le sol qui représente des phases de décélération et d'accélération. De plus, le timing et le poids donné à chaque pattern évoluent, permettant une coordination plus efficace des muscles participant à la marche. Il semble alors que concernant le début de la marche, les CPG ne semblent pas être l'élément déclencheur de la locomotion bipédique chez le nouveau marcheur même s'ils participent largement à l'organisation rythmique de la marche.

Le système sensoriel permet de renseigner l'enfant sur son environnement et son organisation posturale. Les systèmes visuel, proprioceptif et labyrinthique seraient utilisables très rapidement après la naissance. Cependant, l'expérience de Lee et Aronson (1974) de la pièce mobile a mis en évidence la prédominance du système visuel pour compenser une oscillation apparente du corps. En effet, ces auteurs ont constaté des chutes chez les enfants lorsque le mur du fond avançait sur l'enfant simulant chez lui un déséquilibre avant. Pour contre carré ce déséquilibre, illusoire l'enfant contracte les muscles postérieurs de sa jambe et l'enfant chute alors en arrière. Ces chutes disparaissent chez les enfants après 2 ans mettant ainsi en évidence les prémisses d'une la coordination sensorielle intermodale.

Le système musculaire semble être déterminant dans l'apprentissage de la marche. En effet, certains auteurs (Thelen et Cooke, 1987) considèrent que la disparition de la marche automatique quelques mois après la naissance, est expliquée par le manque de force musculaire produite par le nourrisson. Ici, le contrôle de l'équilibre dynamique impose à l'enfant de se tenir en équilibre sur une jambe. Non seulement c'est une action nouvelle pour celui-ci, l'installant dans un déséquilibre prononcé vers l'avant, mais aussi, le poids du corps maintenu par les deux jambes doit désormais être porté par les muscles d'une seule jambe. Le déséquilibre avant induisant une accélération vers l'avant, n'est pas contrebalancé car sa force musculaire est trop faible pour supporter le corps en déséquilibre. Ainsi, lorsqu'un enfant en position debout lève un pied, généralement celui-ci tombe. Le tonus musculaire et plus particulièrement la force musculaire des jambes semblent être un élément déterminant de l'apparition de la marche chez l'enfant.

Le développement du système physique en action proposé par Bril et Ledebt (1994) correspond à l'évolution morphologique liée notamment au développement musculo-squeletique et prend alors en considération les caractéristiques anthropométriques et les contraintes mécaniques imposées par le corps. Ainsi, comme nous l'avons observé dans le chapitre (II.2), le squelette comme la masse grasse ou encore la masse musculaire de l'enfant, évoluent très rapidement durant la première année. Le jeune enfant doit intégrer ces modifications, changeant par la même le schéma corporel. Thelen (1983) a d'ailleurs mis en évidence que les enfants ayant des jambes courtes et épaisses marchent plus tard que les enfants ayant des jambes longues et fines. Ce constat renforce le fait que le manque de force musculaire ainsi que les rapides modifications morphologiques sont sans doute un frein pour l'enfant qui se tient debout prêt à débiter la marche.

1.2.5.4. Expérience de marche et âge de l'enfant

De nombreuses études (Adolph et al, 2003 ; Thelen, 1986 ; Hallemans et al, 2005 ; Bril et Ledebt, 1994 ; ...) se sont intéressées au développement de la marche chez l'enfant, analysant différents paramètres caractéristiques de la marche. Cependant la comparaison des données est

souvent difficile car certains auteurs traitent de l'évolution de la marche à partir de l'âge de l'enfant alors que d'autres l'analysent à partir de l'expérience de marche (Ledebt, 2004 ; Bril et Ledebt, 1993 ; Hallemans et al, 2006a). Ces auteurs qui s'intéressent au développement de la marche de l'enfant utilisent principalement l'expérience de marche. Cependant, cette notion d'expérience de marche n'est pas la même pour tous ces auteurs. Le début de la marche autonome peut être déterminé lorsque le nourrisson arrive à effectuer sans aide et sans tomber : 5 pas (Yaguramaki et Kimura, 2002), 10 pieds (3,1m) (Adolph et al., 2003) ou 3 pas (Ledebt et al., 2000; Ledebt, 2004 ; Hallemans et al., 2005). Ces différences de critères retenus sont susceptibles, en plus des caractéristiques individuelles de l'enfant, d'expliquer la variabilité de l'âge du début de marche indépendante annoncé dans les études. En moyenne, les enfants font leurs premiers pas entre 11 et 14 mois (Malina, 1980), entre 12 et 14 mois (Gallahue et Ozmun, 1998) ou à partir de 12 mois (Sheridan, 1960 ; Hallemans et al., 2006b) et ils acquièrent une marche mature vers 5-6 ans (Okamoto et Kumamoto, 1972; Cavagna et al., 1983) soit après 4 à 5 années de marche indépendante.

1.2.5.5. Caractéristiques de la marche en fonction de l'expérience de marche de l'enfant

Pour analyser et comparer les données bibliographiques, les difficultés rencontrées sont nombreuses. La première difficulté consistait à trouver une équivalence lorsque les études utilisaient l'âge chronologique et non à partir de l'expérience de marche. Comme nous l'avons vu ci-dessus, le début de la marche a lieu vers 12 mois. C'est à partir de cet âge que nous avons tenté d'établir une équivalence. La deuxième difficulté était de pouvoir recueillir et comparer les données. En effet certains auteurs normalisent les données, d'autres non, d'autres les normalisent avec la longueur de jambe, d'autres avec la taille de l'enfant.... Enfin, les différentes dénominations utilisées entre longueur de pas et longueur de foulée étaient quelques fois confondues.

À la lecture de la littérature, et en observant les données des paramètres spatio-temporels il semble intéressant de découper l'apprentissage de la marche en 4 phases :

- ✚ La première phase qui coïncide avec le début de la marche autonome et se termine vers 3 mois d'expérience de marche ou l'enfant expérimente la posture et le mouvement.
- ✚ Vers 6 mois d'EM, celui-ci commence à poser le talon au sol et à se propulser.
- ✚ Vers 12 mois d'EM, l'enfant passe d'une marche digitigrade à plantigrade et stabilise sa tête dans l'espace.
- ✚ L'enfant va ensuite progressivement perfectionner sa locomotion avec notamment un contrôle pro actif des muscles, jusqu'à 5 ou 6 ans d'EM, pour enfin ressembler à celle de l'adulte.

1.2.5.5.1. Phase 1 : enfant débutant (0-3 mois d'expérience de marche)

La première étape débute avec les premiers pas du jeune marcheur jusqu'à environ 3 mois d'expérience de marche. Cette première période où l'enfant expérimente et découvre la complexité de l'équilibre dynamique est défini par Bril (2000) comme la phase « d'intégration de la posture et du mouvement ». L'enfant expérimente les contraintes de la posture et du mouvement. Pour cela, la première stratégie de l'enfant est de stabiliser l'articulation de la hanche (stratégie de hanche) (Dietz (Gurfinkel et al., 1981; Dietz et al., 1989), qui est alors le référentiel à stabiliser pour gérer l'équilibre (Amblard et al., 1995). Cette stabilisation est opérationnelle environ 1 semaine après le début de la marche (Amblard et al., 1995). De plus, la marche de l'enfant est caractérisée par un écartement latéral des pieds important avec des valeurs comprises entre 12 et 20 cm (Bril et Ledebt, 1994; Adolph et al., 2003; Hallemans et al., 2006a). Cet écartement important des appuis augmente ainsi la base de sustentation (Burnett et Johnson, 1971) afin de mieux maîtriser son contrôle postural. Sa fréquence de marche est élevée, entre 110 et 170 pas par minute (Bril et Ledebt, 1994; Adolph et al., 2003; Hallemans et al., 2006a). Le contact du pied avec le sol au cours de la phase d'appui s'effectue sur l'avant du pied sans poser le talon. La marche est ainsi organisée de petits pas et généralement gouvernée par les moments d'équilibre et de déséquilibre du sujet. Le temps d'appui est important, diminuant alors le temps d'oscillation, toujours dans un objectif de se rééquilibrer. Pour cela, le temps de double appui est relativement long (Sutherland, 1997). Il est en effet compris entre 28% (Bril et Ledebt, 1994) et 53% (Adolph et al., 2003) de la phase d'appui. Ce manque d'équilibre posturale engendre une grande variabilité entre 2 pas et une asymétrie (Clark et Phillips, 1987; Thorpe et al., 2005). La flexion plantaire est inexistante. Les premiers mois d'apprentissage de la marche sont marqués par une activation importante et prolongée des muscles (Figure I-31) ainsi qu'une co-contraction excessive des antagonistes (Okamoto et al., 2003). Juste avant le contact du pied au sol, le GL est activé chez le nouveau marcheur coïncidant avec l'émergence de la « réaction parachute » (Milani-Comparetti A et EA., 1967).

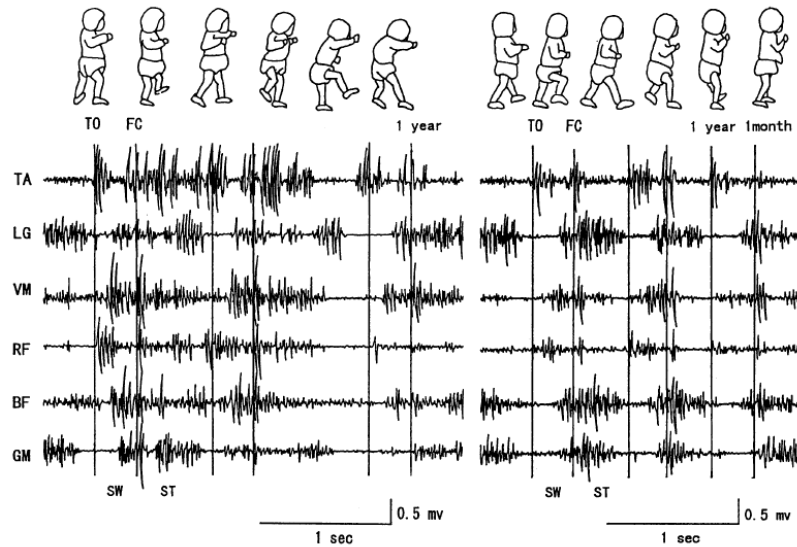


Figure I-31 : Séquence EMG de la marche pour un enfant d'un an (Okamoto, 2003)

1.2.5.5.2. Phase 2 : enfant ayant entre 3 et 6 mois d'expérience de marche :

À la fin des 3 mois d'EM, l'enfant intègre progressivement la posture et le mouvement ainsi que les composantes biomécaniques du corps (prise en compte notamment de la gravité), et de nombreux progrès vont avoir lieu entre 3 et 6 mois de marche indépendante (Breniere et Bril, 1998). Les paramètres spatiaux-temporels vont largement évoluer et à partir du 4^{ème} mois de marche indépendante la courbe d'évolution du développement de la locomotion s'aplatie (Adolph et al., 2003) marquant ainsi un certain ralentissement de sa vitesse de marche. La vitesse de pas passe en effet de $0,28 \text{ m.s}^{-1}$ à plus de $0,50 \text{ m.s}^{-1}$ (Hallemons et al., 2006b) et la longueur de pas passe de $0,26\text{m}$ à $0,40\text{m}$ entre le 2^{ème} et le 5^{ème} mois d'EM (Bril et Ledebt, 1994; Hallemons et al., 2006b). Cependant un manque de stabilité est encore présent et est mis en évidence par l'accélération verticale du CG lors d'un pas. Ces accélérations verticales du CG juste avant la pose du pied rendent compte des phases de chutes et de rattrapages (Bril et Breniere, 1988; Breniere et Bril, 1998). Toutefois, à la fin de cette période, l'enfant va mettre en place une nouvelle stratégie de marche passant alors d'une marche en tombant à une locomotion bipédique de propulsion. La maîtrise de l'équilibre sur une jambe permise, notamment par une augmentation de la force musculaire et du contrôle postural, est à l'origine de l'amélioration de la marche.

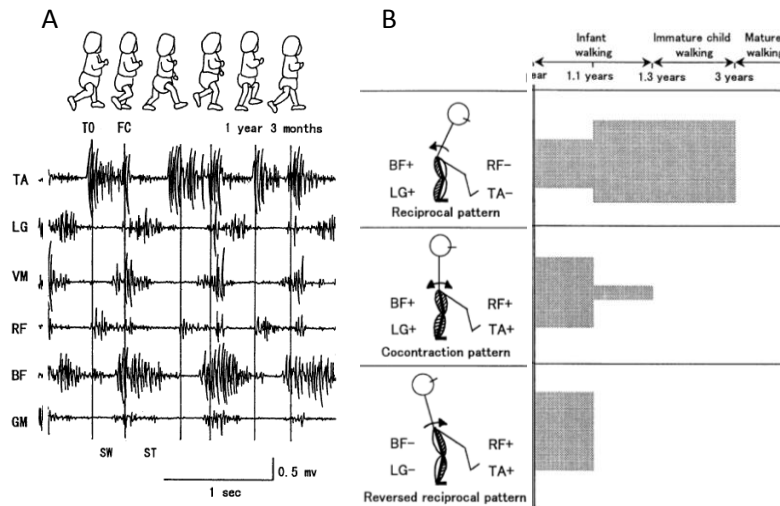


Figure I-32 : Séquence EMG pour un enfant ayant 3 mois d'EM (A) et modifications des patterns EMG des muscles antagonistes mutuels durant la phase de simple appui en fonction de l'expérience marche (B) (Okamoto, 2003).

Au cours de cette période, l'activation concomitante des muscles GL (Gastrocnémus lateralis) et BF (Biceps Fémoris) est très présente durant la phase d'appui (Figure I-32A et Figure I-33) entraînant alors un déséquilibre arrière (Figure I-32B).

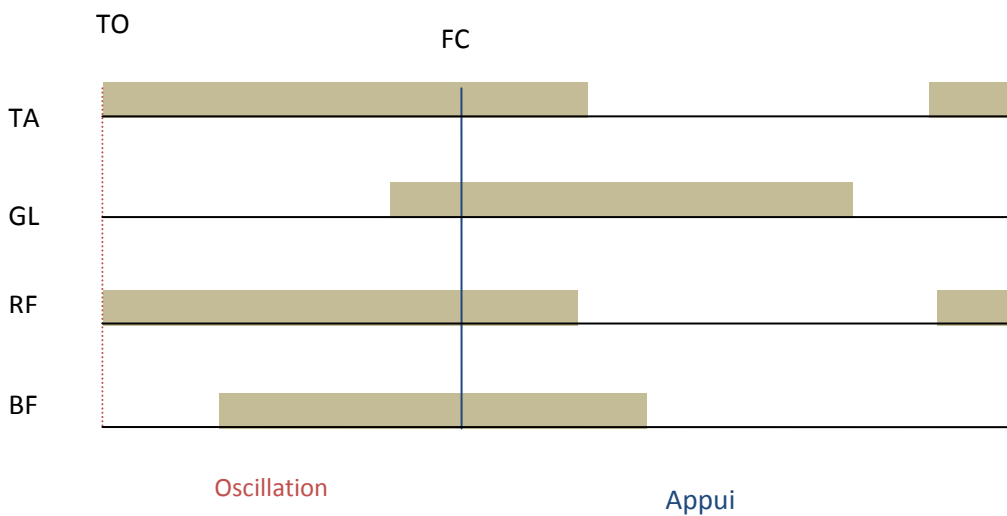


Figure I-33 : Séquence EMG pour un enfant ayant 6 mois d'EM (Chang, 2009).

1.2.5.5.3. Phase 3 : Enfant ayant entre 6 et 12 mois d'expérience de marche

La 3^{ème} période allant de 6 mois à 12 mois d'EM révèle les expériences des périodes précédentes. L'enfant marche désormais en posant son pied par le talon (Thelen et Cooke, 1987; Sutherland, 1997; Bril, 2000), présentant alors une marche plus équilibrée et plus organisée, avec une phase de propulsion. La pose du talon est le produit direct de la maturation du SNC (Forsberg et Nashner, 1982). Durant cette période, l'enfant passe progressivement d'une marche digitigrade à plantigrade (Forsberg, 1985; Assaiante, 1998). Nous observons alors une flexion et une rotation de la

hanche et une flexion du genou plus importante pendant la phase d'oscillation (Sutherland, 2002). Cette période est alors une phase de stabilisation et d'affinement du contrôle de la marche. Ainsi, l'absence de l'activité du GL ([Figure I-34](#)) avant la pose du pied reflète une certaine maturation de l'équilibre et du contrôle postural (Thelen et Cooke, 1987). Cette absence d'activité du GL et du Vastus medialis juste avant la phase d'appui est interprétée comme le passage d'un contrôle sous-cortical, caractérisé par la présence de réflexes, à une influence corticale sur le contrôle moteur volontaire entraînant ainsi une inhibition de ces réflexes et apportant alors une réponse adaptée (Okamoto et al., 2003).

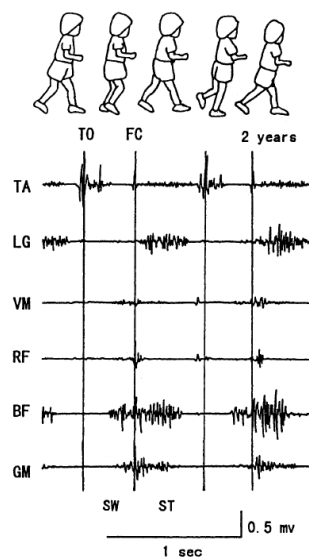


Figure I-34 : *Activité EMG de la marche d'un enfant de 2 ans (12 mois d'EM)*

1.2.5.5.4. Phase 4 : Enfant ayant plus de 12 mois d'expérience de marche

La dernière étape qui débute après 12 mois de marche indépendante constitue une phase d'ajustements (Bril, 2000), avec notamment l'apparition des ajustements posturaux anticipés induisant l'hypothèse d'un contrôle pro-actif (Breniere et Bril, 1998) et un pattern de marche qui va de plus en plus ressembler à celui de l'adulte. Le système vestibulaire même s'il est mature anatomiquement à la naissance, évolue sur le plan fonctionnel principalement durant les deux premières années (Forsberg et Nashner, 1982; Woollacott et Assaiante, 2002). De plus, entre 4 et 6 ans les informations sensorielles provenant de la cheville s'ajoutent aux afférences visuelles pour le contrôle de la posture. La stabilité de la tête ne sera opérationnelle qu'à partir de 4 ans (Amblard et al., 1995). L'enfant gère alors de mieux en mieux son équilibre et parvient à marcher sur des supports relativement étroits (Assaiante et Amblard, 1993; Amblard et al., 1995). Une augmentation de l'activité TA, GM, RF apparaît avec l'expérience de marche ([Figure I-35](#)) ainsi qu'une diminution de l'activité concomitante du BF et du GL

(Okamoto et al., 2003). Le TA est d'ailleurs un indicateur de stabilité lorsqu'il est activé juste avant la pose du pied au sol. L'absence de l'activité du GL avant la pose du pied reflète une certaine maturation de l'équilibre et du contrôle postural (Thelen et Cooke, 1987). Ce n'est alors que 5 à 6 ans après le début de la marche indépendante que celle-ci est semblable à la locomotion des adultes. (Okamoto et Kumamoto, 1972; Cavagna et al., 1983).

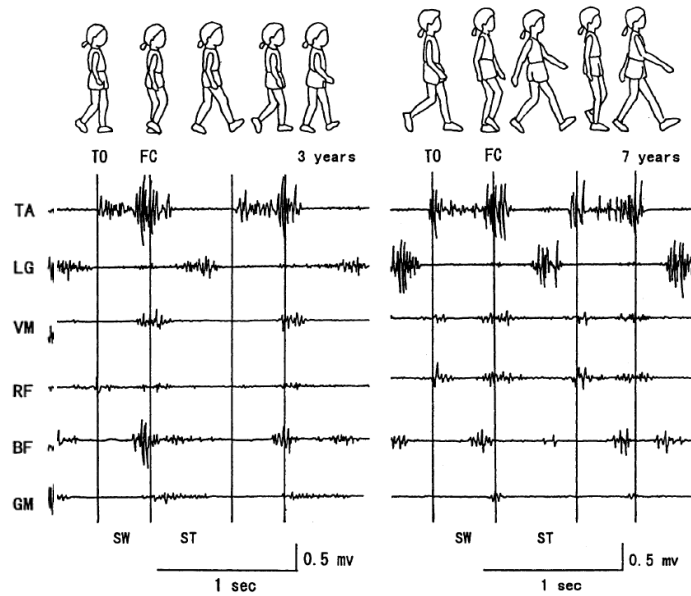


Figure I-35 : Séquence EMG de la marche d'un enfant de 3 ans et 7 ans (Okamoto et al., 2003).

1.2.6. Synthèse de l'évolution des paramètres de la marche chez l'enfant

Les paramètres spatio-temporels :

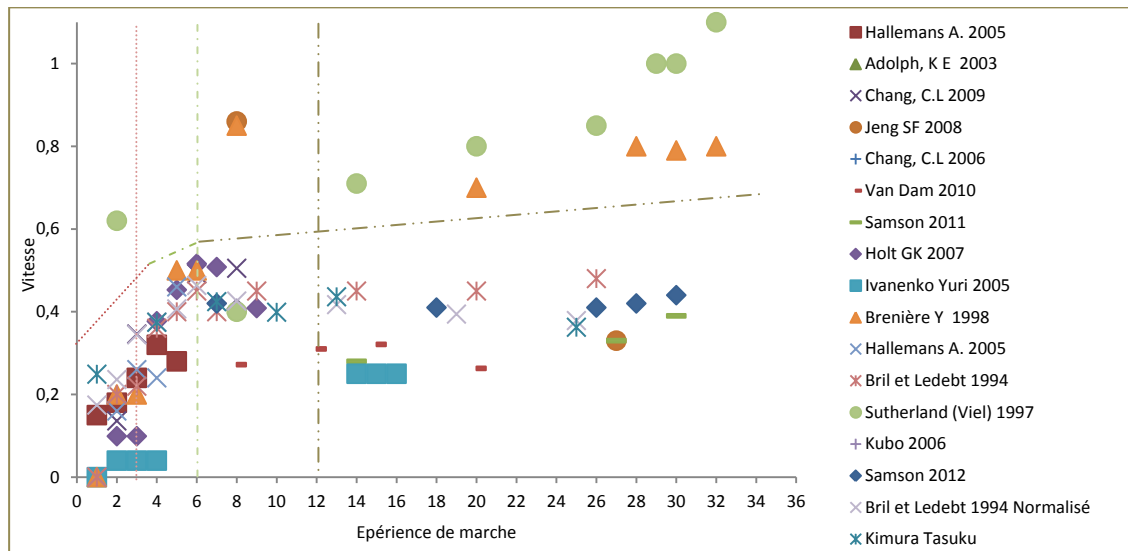


Figure I-36 : Synthèse des données bibliographiques de différentes études de la vitesse de marche normalisée en fonction de l'EM des enfants. (Ledebt et Breniere, 1994 ; Sutherland, 1997 ; Breniere et Bril, 1998 ; Adolph et al., 2003 ; Hallemans et al., 2005 ; Ivanenko et al., 2005 ; Kimura et al., 2005 ; Chang et al., 2006 ; Holt et al., 2007 ; Jeng et al., 2008 ; Chang et al., 2009 ; Van Dam et al., 2010 ; Samson et al., 2011).

Les Figure I-36 et Figure I-37 présentent une synthèse des données bibliographiques sur les paramètres spatio-temporels tels que la vitesse de marche et la longueur de pas en fonction de l'expérience de marche observée chez différents auteurs. La synthèse de ces données nous permet de mettre en évidence 4 phases dans le développement de la marche de l'enfant. Les premières phases (0-3 mois d'EM et 3 -6 mois d'EM) présentent ainsi une augmentation rapide de la vitesse de marche et de la longueur du pas. Ensuite ces paramètres n'évoluent que très peu.

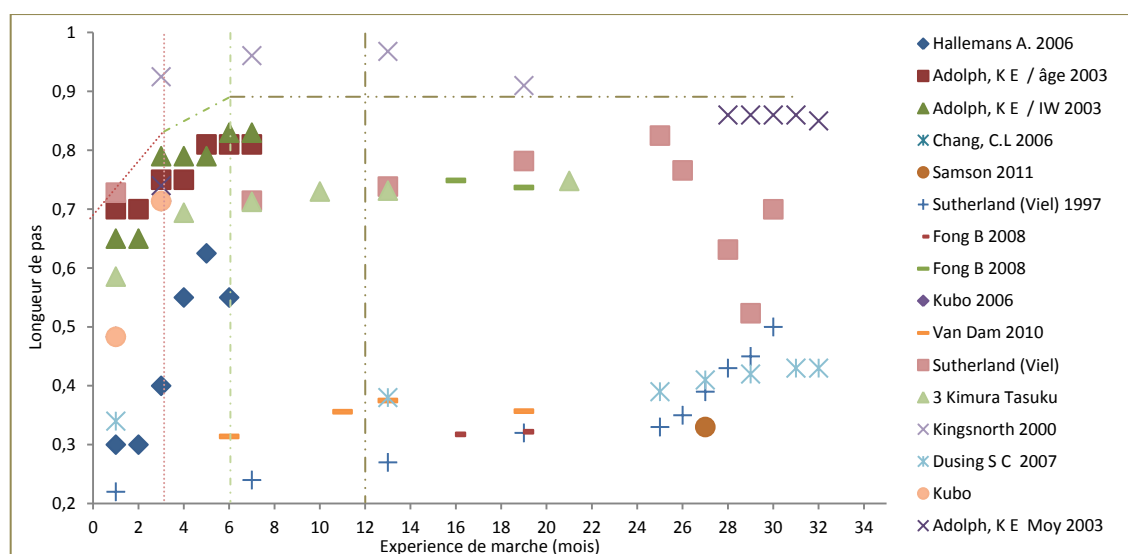


Figure I-37 : Synthèse des données bibliographiques de différentes études de la longueur de pas normalisée en fonction de l'EM des enfants. (Ledebt et Breniere, 1994 ; Sutherland, 1997 ; Breniere et Bril, 1998 ; Kingsnorth et Schmuckler, 2000 ; Adolph et al., 2003 ; Hallemans et al., 2005 ; Ivanenko et al., 2005 ; Kimura et al., 2005 ; Chang et al., 2006 ; Holt et al., 2007 ; Jeng et al., 2008 ; Chang et al., 2009 ; Van Dam et al., 2010 ; Samson et al., 2011)

Les données présentées dans la Figure I-38 révèlent une diminution de l'écartement latéral des appuis, du temps de double appui avec l'EM. Ces caractéristiques indiquent un control postural plus performant durant la marche.

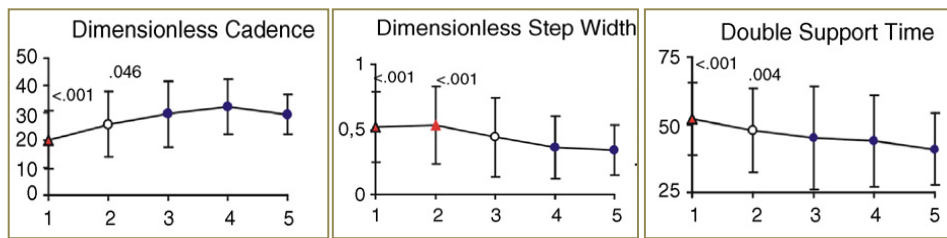


Figure I-38 : Évolution des paramètres spatio-temporels en fonction de l'EM (Hallemans et al., 2006a).

Les paramètres cinématiques :

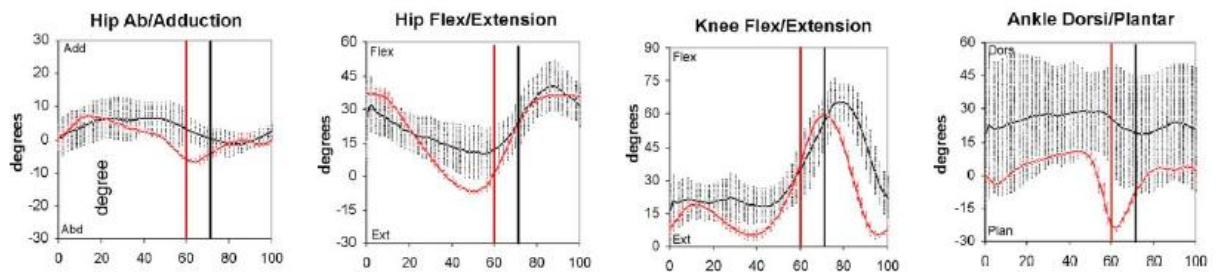


Figure I-39 : Comparaison de l'évolution angulaire des articulations de la hanche, du genou et de la cheville en fonction du cycle locomoteur entre l'adulte (en rouge) et l'enfant de 6 mois d'EM (en noir) (Hallemans et al., 2005).

Les paramètres cinématiques des angles observés pendant la marche des enfants permettent de mettre en évidence les amplitudes articulaires au niveau de la hanche, du genou et de la cheville en fonction de l'âge de l'enfant. Celles-ci nous permettent alors d'estimer l'amplitude des mouvements des enfants au niveau du membre inférieur lors de la locomotion. Les Figure I-39 et Figure I-40 montrent alors des amplitudes articulaires qui diffèrent entre la marche de l'enfant et de l'adulte.

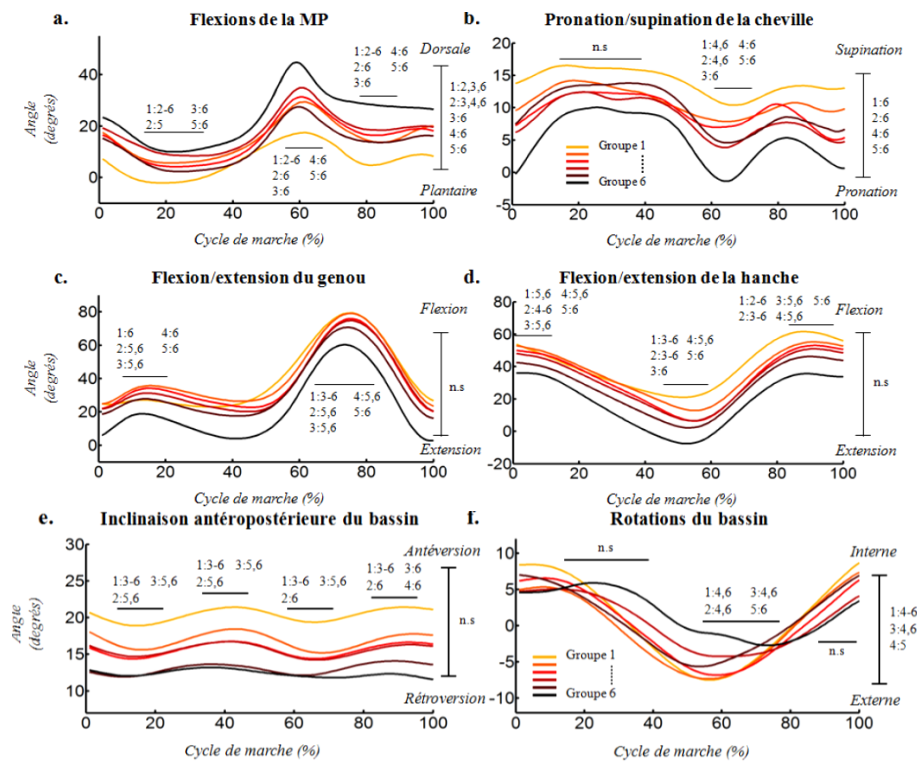


Figure I-40 : Évolution des angles articulaires avec l'âge (G1 : 1,5 ans ; G2 : 2,4 ans ; G3 : 3,4 ans ; G4 : 4,4 ans ; G5 : 5,4 ans ; G6 : 25 ans) (Samson et al., 2009).

La Figure I-41 présente l'organisation musculaire durant les premières années d'apprentissage de la marche. Cette figure révèle que pour pallier à certains déséquilibres résultant de l'immaturité du contrôle postural durant la marche, des co-contractions musculaires sont importantes afin de rééquilibrer le corps lors de déséquilibre avant ou arrière. Certains muscles comme le TA et le GL permettent de mettre en évidence le niveau de maturation de la locomotion en fonction de leur durée d'activation pendant le cycle ainsi que le moment où ceux-ci sont actifs.

		TA+ Initial SW	RF+ Initial SW	BF+ Initial SW	VM+ Terminal SW	LG+ Terminal SW	TA+ Just before ST	VM+ Throughout ST	TA+, RF+ Throughout ST	LG+, BF+ Throughout ST
After birth	Development of gait									
	Developmental period of gait	Dorsiflexion	Hip flexion	Knee flexion	Knee extension	Plantarflexion	Dorsiflexion	Squat	Backward	Forward
1 year	Onset of infant walking (up to 4 weeks after learning to walk)	(++)	(++)	(+),(-)	(++)	(++)	(+),(-)	(++)	(++)	(+)
1.1 years	Initial infant walking (1-2 months after learning to walk)	(++)	(++)	(+),(-)	(-)	(+)	(+),(-)	(-)	(-)	(++)
1.3 years	Immature child walking (3 months - 2 years after learning to walk)	(++)	(+),(-)	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)	(-)	(++)
3 years	Mature walking (after 2 years of learning to walk)	(++)	(+),(-)	(-)	(-)	(-)	(++)	(-)	(-)	(-)

Figure I-41 : Synthèse explicative de l'organisation de l'activité musculaire de la marche en fonction de l'EM.

1.3. Vêtements et impact

1.3.1. *Supports existants*

Comprendre les différentes étapes de conception d'un vêtement, de l'origine de la fibre à la confection du produit fini, permet d'envisager l'élaboration d'un produit textile adapté à son utilisateur. En effet, les fibres, ont des propriétés spécifiques selon leurs origines. La manière dont ces fibres vont être assemblées pour créer un fil (qui peut être teint, traité, chargé,...), puis une étoffe (maille, tissu,...) pour enfin être confectionné en vêtement, suppose de prendre en compte ces caractéristiques pour élaborer un produit textile adapté.

1.3.1.1. *Différentes fibres*

Traditionnellement, les matières premières utilisées dans la fabrication de produits textiles sont organisées en 3 grandes familles :

Les matières textiles naturelles, d'origine végétale

L'une des matières la plus connue et la plus utilisée dans le milieu du prêt à porter est bien entendu le coton. Le coton a comme avantage d'être doux, et d'absorber facilement l'humidité. Il est pratique d'entretien et facile à teindre. En revanche, il se froisse facilement, met longtemps à sécher. La longueur de la fibre du coton (de 18 mm à 40 mm) influence ses caractéristiques. Il est souvent utilisé pour la confection de vêtements proches de la peau qui nécessitent un touché agréable.



Des labels « coton bio » et « coton Max Havelaar » (2005) sont apparus. Les objectifs sont pour le premier de diminuer, entre autre, les intoxications dues aux produits chimiques constatés dans les pays en voie de développement, et pour le second, de permettre aux agriculteurs cotonniers de vendre leur coton à un prix minimal garanti tout en assurant une culture sans OGM, sans pesticide, ni engrais chimiques. Le coton contient 87 % de cellulose, 7 % d'eau et le reste se partage entre cendres, cires, protides et pectines.

Tandis que la fibre de coton est issue de la graine, le lin, le chanvre, le jute, et la ramie sont des fibres issues des tiges. Le lin est principalement cultivé dans les régions du nord de la France (6800 tonnes, AGPL 2007). La culture du lin est très peu polluante car elle ne nécessite pas ou très peu de pesticides et désherbants. Le lin est une fibre ayant un très bon pouvoir absorbant, une bonne conductivité thermique mais est peu isolante thermiquement. En mécanique la fibre de lin a une bonne



ténacité (surtout lorsque celle-ci est mouillée) mais est très peu élastique ce qui fait que le lin se froisse très facilement. Les caractéristiques physiques du chanvre sont similaires à celles du lin. Le Tableau 2 présente les autres matières végétales utilisées dans la création de fils. Pour des applications techniques, aujourd'hui, le lin est fortement utilisé dans les composites comme renfort (par exemple pour les raquettes de tennis).

Fibre	Origine	Caractéristiques	Emplois
Jute	Tiges	Fibres courtes et grossières	Toiles pour sacs d'emballage et transport
Ramie	Tiges	Fibres longues brillantes et très résistantes	Tissus fins (étamines) et papiers spéciaux
Genêt	Tiges	Propriétés analogues au chanvre	Papier, Tapis
Abaca	Feuilles	Tenaces, résistantes à l'humidité et à l'eau de mer	Cordages, nappes, rabanes, stores
Sisal	Feuilles	Fibres dures	Sacs, Hamacs, cordages, tapis
Raphia	Feuilles	Fibres solides et résistantes	Ficelles, liens d'horticulture, chapeaux, mules
Kapok	Fruit	Fibres légères, grand pouvoir absorbant	Rembourrage de coussins, de literie, de vêtements
Coco	Fruit	Fibres grossières et raides	Tapis brosses, paillasons, tapis robustes, cordes

Tableau 2 : Caractéristiques et emplois de différentes fibres végétales (tiré de Weidmann, 2010).

Les matières textiles d'origines animales

La laine :

Il existe différents types de laine en fonction des animaux et des races utilisées. Les caractéristiques des différentes laines sont données par la longueur du fil et sa finesse. La qualité de la laine dépend de l'espèce, de la région de l'élevage mais aussi de l'emplacement de la laine sur l'animal.

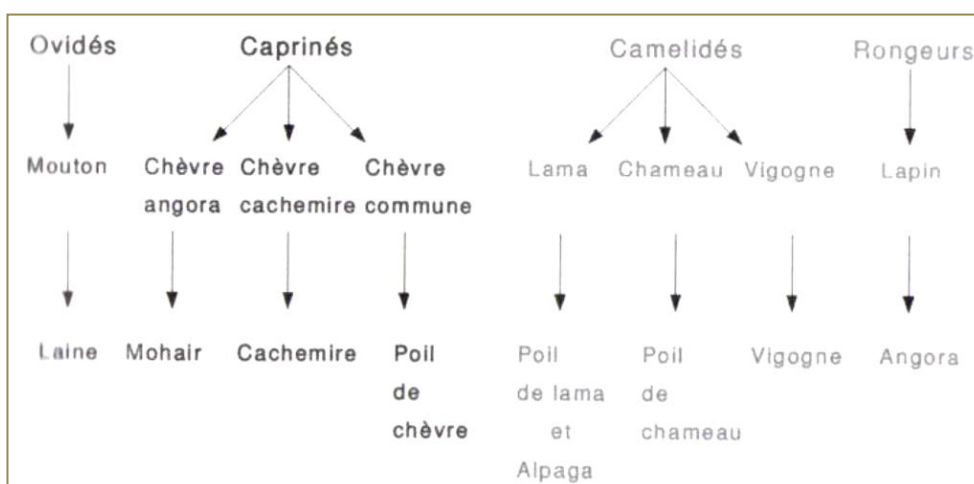


Figure I-42 : Fibres d'origines animales (Weidmann, 2010).

La densité de la laine est de 1,3 ce qui la rend plus légère que le coton. De plus, par sa structure, la laine emprisonne l'air, lui conférant de bonnes propriétés thermiques. La laine est ainsi un bon isolant

thermique tout en restant une matière légère. Cependant, un vêtement en laine est perméable à l'air ce qui est un avantage lorsque nous voulons évacuer la transpiration, mais un inconvénient lorsque l'on veut se protéger du vent. De plus, en fonction de la nature de la laine, celle-ci peut avoir un toucher plus ou moins doux (laine de cachemire versus laine de mouton). La laine est généralement utilisée pour la confection de pull-overs, de gilets ou encore de costumes (vestes et pantalons pour homme) que ce soit en mélange ou en 100% laine. Enfin, en présence de l'humidité liée à la perspiration, la laine reste un bon isolant thermique car une réaction exothermique s'établit.

Les fibres naturelles devront suivre un processus de filature pour l'assemblage de ces fibres en un unique fil.

Les matières artificielles : organiques / inorganiques

Il s'agit d'un procédé qui utilise des matières premières naturelles associées à un traitement chimique pour élaborer un fil textile. Les matières artificielles d'origine cellulosique sont obtenues à partir d'un polymère naturel, la cellulose, à laquelle nous faisons subir un certain nombre de transformations chimiques pour aboutir à une matière textile. Nous distinguons 2 classes :

- La cellulose régénérée : Viscose / Modal / Lyocell / ...
- La cellulose transformée : Acétate / Tri acétate / ...

En ce qui concerne les matières artificielles organiques, la viscose est produite à partir de la cellulose provenant de la pâte de bois. L'avantage de la viscose est d'être peu onéreuse avec un touché doux et soyeux, un aspect brillant et un bon pouvoir absorbant ainsi qu'une bonne solidité des teintures. En revanche, les propriétés mécaniques de la viscose, qu'il s'agisse du boulochage ou de la résistance à la rupture, sont assez médiocres.

Il existe d'autres matières artificielles qui sont dites inorganiques comme le verre, le basalte, la céramique, les fils métalliques.

Les fibres artificielles peuvent être disponibles en filés de fibres ou en filaments selon les matières utilisées ainsi que les processus.

Les matières synthétiques

La fabrication de fils synthétiques est une véritable synthèse chimique, d'où le nom de matière synthétique. Il existe différentes classes de matières synthétiques :

- Les polyamides / Les polyesters / Les acryliques/ Les chlorofibres / Les polyuréthanes/ Les polyoléfines

Les Polyamides (PA) :

Les polyamides les plus courants portent la désignation « Polyamide » (PA) suivi d'un ou deux chiffres distincts. Ces chiffres indiquent le nombre d'atomes de carbone que comporte le monomère par exemple le PA 6, le PA 6.6,

Le PA 6.6 est la première matière synthétique mise au point aux USA en 1935 et commercialisée par la société Dupont de Nemours sous le nom de « Nylon ». Le PA 6.6 peut être produit sous forme de filaments très fins ou de microfibres (< 1dtex) et peut être teint dans la masse avant filage pour obtenir de bonnes solidités aux teintures. Les marques commerciales du PA sont le Nylon (Naissance des bas Nylon pour remplacer les bas de soie), le Cordura, le Meryl, le Tactel,

Le PA a une densité de 1,14 ce qui en fait une matière légère. Le PA a de très bonnes propriétés mécaniques en ce qui concerne la résistance à la traction, la résistance à l'abrasion. Il se lave facilement et sèche rapidement. En revanche c'est un matériau au touché froid, il absorbe peu l'humidité, fond facilement en gouttes incandescentes et est sensible aux UV. Des bas, des collants aux voiles de parachutes, le PA a une application très large qu'il soit utilisé pur ou en mélange.

Ainsi, en fonction des polymères utilisés il est possible de faire des fils de différentes grosseurs, avec des formes différentes, et des propriétés spécifiques. Par exemple les fibres aramides (« aromatique Polyamide ») sont des fibres qui résistent à la chaleur et qui ont de bonnes propriétés mécaniques (Nomex, Kermel, Kevlar, Twaron...).

Les Polyesters :

La polymérisation du Polyester (PET) s'effectue à une température de 300°C. Les filaments obtenus peuvent être brillants, mats, et peuvent également être texturés.

La densité du PE est de 1,38 avec un taux de reprise de 3%. Il sèche rapidement, il a une bonne résistance à la lumière, aux micro-organismes et insectes, ainsi qu'aux acides et aux bases. En revanche il a tendance à boulocher rapidement et sa teinture est difficile. Le polyester étant très cristallin, il n'absorbe que très peu d'eau. Le Polyester est la matière synthétique la plus utilisée dans le monde. Ses utilisations sont diverses et variées : robes, t-shirts techniques, chemisiers, doublures, aux bâches de camions, géotextiles,

La recette du polymère étant créée, la « pate » passe dans les filières pour réaliser des filaments continus (qui pourront ensuite être coupés ou non).

- Synthèse des principales propriétés physiques des différentes matières :

	Densité (masse volumique g/cm ³)	Ténacité (cN/tex)	Allongement à la rupture (%)	Module d'Young E (GPa)	Module d'élasticité spécifique (N/Tex)	Température de fusion (°C)	Température de dégradation (°C)
Coton	1,54	12-20	6-8	6-12	8		150
Lin	1,4	40	2	30-50	26-46		140
Chanvre	1,5	55	1,6	30-60	40		150
Laine	1,31	5-30	30-35				200
Viscose	1,52	15-20	17-30	13-20			140
Viscose HT	1,52	40-60	6-17	15-25	10-17		190
PA 6.6	1,14	40-44	18-24	4,5-6,5	4-5,7	250	>290
PE	1,38	40-60	15-30	10-20	7-14	260	300
PE HT	1,38	75-85	11-15	12-15	9-11	260	300
PP	0,91	28-34	25	6,5	7	170	>280
acrylique	1,2	20-45	20-45	5,2-6,5	4,4-5,5		250
Chlorofibre	1,4	10-25	25-120	2	0,7-1,5		150
aramide	1,44	205	2-4	60-120	40-80		450
verre	2,6	90	3,5-4,5	73-80	28	1120	
carbone	1,8	50-300	1-2	250-600	140-250	400	2500
Céramique	2,5-3,5	20-100	0,5	120-250	50-90		1800
Métal	8	36	1-2	180-200	22-25	1600	

Tableau 3 : Quelques propriétés physiques des matières premières utilisées dans les textiles (d'après Weidmann, 2010).

1.3.1.2. Assemblage des fils

Après avoir obtenu des filaments ou des fils, il faut assembler les fils entre eux pour réaliser une étoffe utilisable. Pour cela 3 méthodes sont utilisées : le tissage, le tricotage et les non-tissés.

Le tissage :

La technique de base du tissage consiste à entrecroiser deux séries de fils perpendiculaires, à savoir : des fils de chaîne dans le sens longitudinal, et des fils de trame dans le sens transversal.

Le mode d'entrelacement des fils de chaîne et de trame s'appelle l'armure. Celle-ci amène des caractéristiques spécifiques en fonction de l'armure utilisée. Les 3 armures les plus utilisées sont la toile, le sergé et le satin. À partir de ces 3 armures, nous allons pouvoir produire une grande diversité de tissus en fonction :

- De la nature des fils utilisés
- De la grosseur ou du titrage des fils employés
- De leur valeur de torsion
- Du serrage et de la densité des fils dans les deux sens

Par exemple la toile est l'armure la plus simple où chaque fil de trame passe alternativement au dessus puis en dessous d'un fil de chaîne. Cette armure permet au tissu d'être bloqué, peu déformable compte tenu de la densité des entrecroisements réalisés.

Le sergé présente des côtes obliques sur l'endroit et uni sur l'envers. Il est obtenu par le passage du fil de trame sous un, puis deux fils de chaîne, avec décalage d'un fil à chaque passage d'où l'effet oblique observé sur l'endroit. Cette armure présente alors une plus grande souplesse que la toile. Parmi les sergés les plus connus, nous trouvons les appellations comme la gabardine (les fils sont très serrés ce qui lui confère une imperméabilité naturelle) ou encore le « denim » (le « jean ») qui présente une chaîne bleu indigo et une trame blanche.

L'armure satin produit des tissus assez souples, bien adaptés à la mise en forme de pièces dans le cas des matériaux composites. Cette armure est composée de flottés dans le sens chaîne ou trame qui donne un effet lisse et brillant.

De nouveaux concepts de croisement de fils ont donné naissance aux textiles 3D. Il existe 2 sortes de tissus tridimensionnels : les orthogonaux et les doubles parois.

Les tissus à double parois utilisent la technique du tissage du velours. Deux nappes de fils de chaînes sont tissées simultanément et maintenues à distance de quelques millimètres à quelques centimètres.

Le tricotage :

Le tricotage consiste à former des boucles de fil, appelées « mailles ». Ces mailles constituent le tricot. Le tricotage contrairement au tissage permet de produire des étoffes extensibles qui s'adaptent aux formes du corps à habiller.

Il existe deux grandes familles de tricots : le tricot à mailles cueillies (tricot trame) ou le tricot à mailles jetées (tricot chaîne). Le second est également appelé « indémaillable ». C'est un tricot dont les propriétés d'extensibilités sont intermédiaires entre celles des tissus et celles des tricots à maille cueillies. Comme pour les tissus, la manière de réaliser ici les boucles permet de créer des tricots différents (appelé armure pour les tissus) tels que le tricot jersey, la côte et l'interlock, les doubles faces, présentant des caractéristiques spécifiques.

Depuis de nombreuses années, il existe des métiers circulaires de petit diamètre qui permettent de réaliser des petites pièces (chaussettes, bas, ...) sans couture. Maintenant, il est possible de créer des pièces sans couture de plus grosses tailles, comme les culottes, caleçons, sous vêtements techniques..., via une technique appelée « Seamless ». Ces métiers permettent de changer de liage en cours de tricotage et de faire varier les dimensions par pièce. Il est donc possible d'obtenir des articles où la ceinture et les ourlets sont tricotés et assemblés sans couture latérale. Ces tricots ont un confort accru car ils sont sans couture et,

par association de liages différents, ainsi que l'incorporation de fils en élasthanne, nous parvenons à préformer par tricotage le produit afin de créer des zones de contentions adaptées à la morphologie du corps.



Figure I-43 : Exemples de vêtements type seamless avec des zones de contention et/ou de ventilations différentes en fonction des zones du corps.

Les non-tissés :

Un non tissé est le produit d'un assemblage de fibres disposées dans un sens désiré ou de manière aléatoire, liées entre elles par friction, cohésion ou adhésion.

Les non tissés sont souvent utilisés pour des produits jetables (couches, protections hygiéniques, blouses, gants,..., et surtout dans le domaine médical), mais également pour créer des isolants (feutres, isolation thermique, phonique,...), pour les arts de la table jetables (serviettes, nappes, chemin de table...).

1.3.1.3. Conception d'un vêtement (de l'idée, du dessin au prototype)

La conception d'un vêtement nécessite plusieurs étapes obligatoires pour passer de l'idée, de l'étoffe textile au produit confectionné. Le [tableau 3](#) ci-dessous présente les différentes étapes de transformation en partant du fil jusqu'au produit final. Ce tableau rend compte de l'immense quantité de possibilités pour parvenir au produit imaginé et souhaité.

Dans notre projet nous sommes intervenus à différents niveaux, comme le choix de matières (matières naturelles, synthétiques,), le type d'étoffe (mailles ou tissus), l'étude ergonomique, le style, la phase d'assemblage (type de coutures : recouvrement, surjet, coutures plates style flatlock, ..., type de fil à utiliser ; type d'aiguille ; ...) pour aboutir à un prototype à tester. Chaque étape a une importance cruciale pour la réalisation du produit final. En effet la matière étant spécifique, les étapes qui suivent doivent être en adéquation avec le type d'étoffe choisie si nous voulons garder les bénéfices d'élasticité du produit sans dégrader celui-ci. Une couture non adaptée entraîne une diminution de l'élasticité du produit et peut également créer des zones critiques entraînant alors une dégradation de ce dernier.

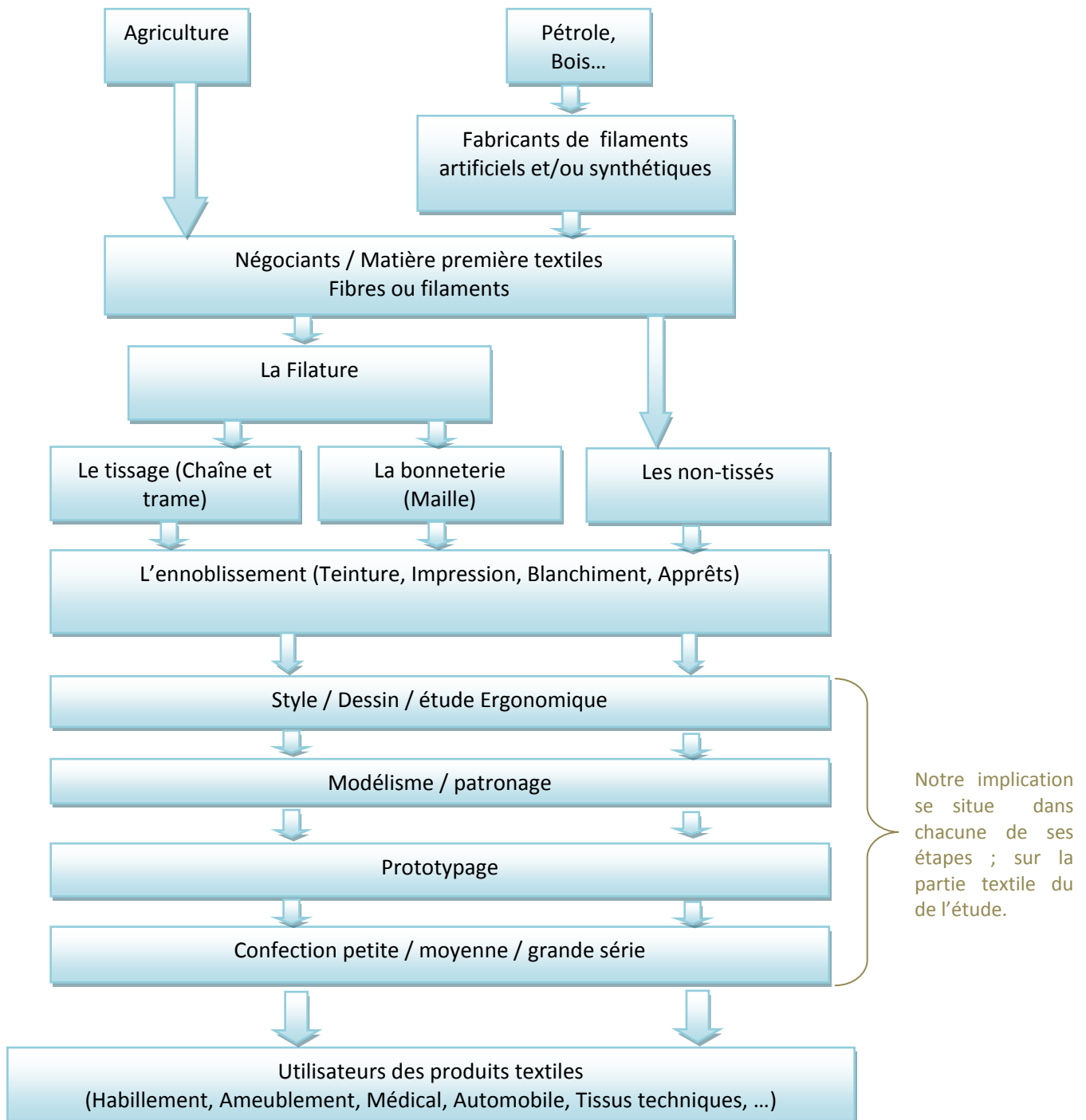


Tableau 4 : Présentation des différentes étapes de la filière textile pour aboutir à un produit fini.

Confort et textile :

Le confort appliqué au textile est une notion complexe, pour lequel entrent plusieurs paramètres qui ne sont pas tous objectifs (c'est-à-dire qu'ils peuvent relever du ressenti individuel, de l'expérience de l'individu). Les critères (non exhaustifs) sont :

- ✚ La thermorégulation du corps humain (voir II.3.3)
- ✚ Les caractéristiques de gestion de l'humidité, la transpiration
- ✚ Un aspect particulier qui est celui du « confort au porté » du vêtement, du plaisir et/ou du « confort d'accueil »
- ✚ La protection vis-à-vis de l'environnement (froid, chaud, vent, pluie,...)

Après avoir pris en compte les caractéristiques spécifiques des matières à partir des fiches techniques des fournisseurs, plusieurs outils sont disponibles pour évaluer le confort des vêtements. Les outils suivants sont ceux qui ont été utilisés pour choisir les matières de nos produits.

1.3.1.4. Confort d'accueil : caractérisation à partir de la mesure de sensation de premier contact (méthode du KAWABATA)

Cette mesure permet d'objectiver le confort d'accueil, la perception que l'on a d'un produit textile au premier contact avec celui-ci. Cet appareil permet ainsi de classer les étoffes en fonction d'un aspect « frais » ou « chaud » du textile. Ceci est important à prendre en compte dans le choix du support textile en fonction de son utilisation et de son utilisateur, car le touché lors de l'achat est important. En effet, si l'idée que nous nous faisons du produit en le voyant nous paraît différente au touché, il est fort probable que nous nous détournerons de ce produit. Le confort d'accueil est une notion très présente dans le milieu de la chaussure mais beaucoup moins dans le textile. Or, souvent c'est le premier contact avec le produit qui est déterminant lors d'un l'achat. La [Figure I-45](#) et le [Tableau 5](#) ci-dessous présentent les valeurs pour des produits types : un coton (R1), un PA/EA (R2 et R3), un PE/CO (R5), un PE (polaire R4). Selon les valeurs obtenues ([Figure I-45](#)) la référence R4, qui est une polaire, procure une sensation de chaud lors des premières secondes en contact avec celle-ci. Les références que nous avons choisies pour notre produit sont R2 et R3 qui sont des étoffes avec un premier contact qui serait frais comme le produit (R1) acheté dans le commerce et que nous allons tester. Pour la lecture de la [Figure I-45](#), plus la valeur de premier contact sera élevée plus l'étoffe aura un touché frais.

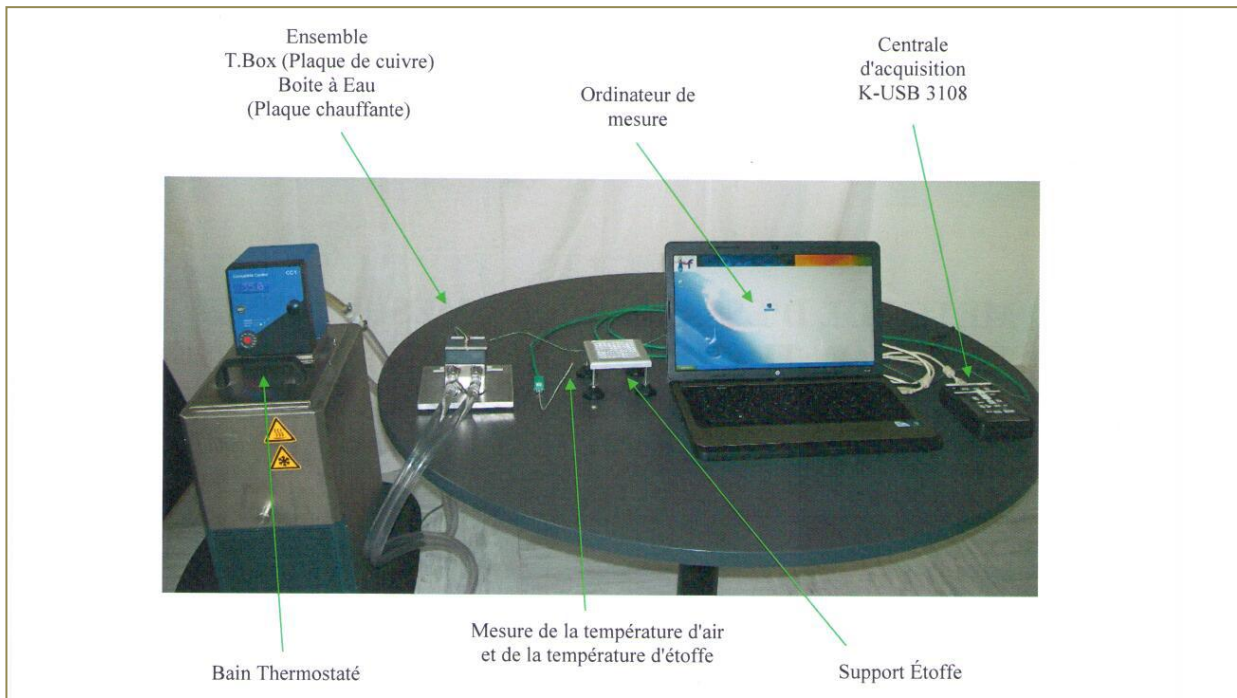


Figure I-44 : Appareil permettant de mesurer la sensation de premier contact.

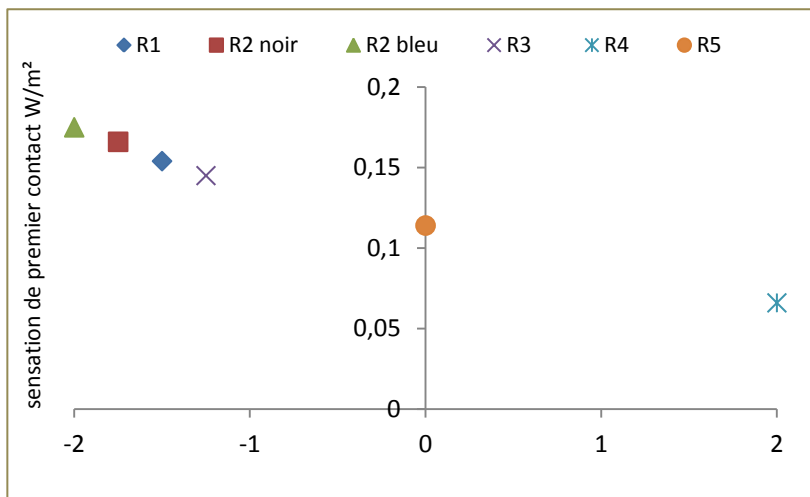


Figure I-45 : Valeur des sensations de premier contact et classement de 5 références

Référence	Construction	Composition
R1	Toile	100% Coton
R2	Toile (Gabardine) bi-extensible	56% CO 28% PA 16% EA
R3 Noir	Bi-extensible	80% PA 20% EA
R3 Bleu	Bi-extensible	80% PA 20% EA
R4	Maille (polaire)	100% PE
R5	Toile (sergé)	77% PE 23% CO

Tableau 5: Caractéristiques des 5 références testées

1.3.1.5. Caractéristiques mécaniques de l'étoffe

Pour évaluer les caractéristiques mécaniques d'une étoffe, et plus particulièrement l'élasticité de celle-ci, plusieurs normes existent. La norme ISO 14704-1 est plus adaptée aux tricots tandis que l'EN ISO 13934 est destinée aux textiles non élastiques. Nos textiles sont tissés de fils composés entre 10 et 20% d'élasthanne. Nous avons alors réalisés les essais suivant la norme ISO 14704-1.

Comme indiqué dans la norme, 5 éprouvettes par sens et par étoffe ont été réalisées sur un dynamomètre de type MTS 1/M (Figure I-46). Lorsqu'il



Figure I-46 : Dynamomètre MTS 1/M.

ya eu une rupture du tissu à moins de 5 cm de la mâchoire, l'essai est alors invalidé.

Tableau 6 : Résultats mécaniques réalisés sur 3 tissus.

Sens Textile	Chaîne			Trame		
	R1	R2	R3	R1	R2	R3
Force maximale (N)	175,1	804,7	422,1	153,0	621,9	363,0
Contrainte maximale Mpa	1,1	5,1	2,7	1,0	3,9	2,3
Déformation à la rupture %	6	54	62	12	15	66
Module Mpa	17,6	10,2	4,4	14,1	26,8	10,2

Le Tableau 6 présenté ci-dessus montre que les tissus testés sont tous plus résistants dans le sens chaîne que trame. L'éprouvette R2 a une excellente résistance à la traction en chaîne et aussi en trame. L'éprouvette R3 est un bi-extensible car son élasticité est quasiment la même quel que soit le sens de l'étoffe. Ces tissus ont la capacité de se déformer à 66 %. Le R2 est relativement élastique dans le sens chaîne mais non extensible dans le sens trame. L'utilisation de ce type de tissu implique de prendre en considération ces données dans l'étape de confection pour que le sens chaîne soit orienté dans le bon sens afin d'apporter ces caractéristiques élastiques au produit final.

L'étoffe R1 est un tissu peu résistant à la traction et avec une faible élasticité. L'éprouvette R2 offre une résistance importante à la traction et une élasticité intéressante mais seulement dans un sens. L'éprouvette Proto a quant à elle l'avantage d'être bi-extensible avec des valeurs de traction intéressantes même si elles sont plus faibles que l'éprouvette précédente. L'association dans un produit, des tissus des éprouvettes R2 et R3, permettra de réaliser un produit avec des empiècements très élastiques (par exemple au niveau des articulations) et une matière plus résistante aux endroits susceptibles d'être soumis à d'importantes contraintes. D'autres tests comme la résistance à l'abrasion, sont indispensables pour caractériser mécaniquement nos étoffes.

Suite à ces résultats, d'autres tests ont été réalisés afin de déterminer le type de fil, d'aiguille, et de points à réaliser sur ces étoffes extensibles. En effet, l'utilisation de tels produits demande des coutures qui vont de pair avec l'élasticité de l'étoffe pour éviter de diminuer l'extensibilité de celle-ci. Le fait que la couture puisse également subir des contraintes, nous incite également à veiller à ce qu'elle ne casse pas lorsque le produit se déforme. La norme NF EN ISO 13936 sur le glissement des fils de couture dans les tissus a donc été retenue.

1.3.2. Confort thermique, thermorégulation et protection

1.3.2.1. Qu'est ce que le confort thermique ?

L'état thermique de l'organisme résulte du rapport entre la production et la déperdition de chaleur. L'homme qui est homéotherme, a une zone de confort thermique comprise entre 36,5°C et 37,5°C pour la température interne et entre 32°C et 35,5°C pour la température cutanée (Astrand et Rodahl, 1980). Pour un individu sain, nu et au repos cette zone est atteinte lorsque la température ambiante se situe entre 25°C et 27°C avec une humidité relative de 50% à 60%. Toutefois, la notion de « confort thermique » renvoie à un concept plus complexe : les températures internes et cutanées ne permettent que d'estimer le ressenti de l'individu. Le "confort thermique" se caractérise par le fait de "ne pas avoir trop chaud, ne pas avoir trop froid, ne pas sentir de courant d'air gênant" (Fanger, 1970). La difficulté d'évaluer le confort thermique résulte de la subjectivité de celui-ci et de la variabilité entre les individus qui est souvent liée à son expérience personnelle.

Lorsque la température extérieure est inférieure ou supérieure à cette zone de neutralité thermique, une réponse physiologique de thermolyse ou de thermogenèse, via les centres hypothalamiques, est déclenchée.

La thermorégulation d'un individu est autant affectée par les conditions environnementales que par les caractéristiques morphologiques et physiologiques de l'individu. Les échanges de chaleur par rayonnement, convection, conduction et évaporation entre l'homme et son environnement sont représentés par la [Figure I-47](#).

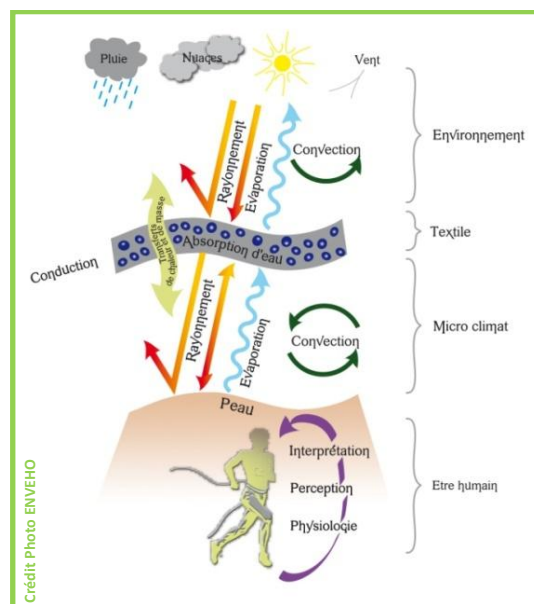


Figure I-47 : Représentation des échanges thermiques entre l'homme et son environnement (Source : ENVEHO).

Pour un individu standard, les échanges sont complexes, et le sont encore plus lorsqu'il s'agit de l'enfant.

1.3.2.2. Approche de la thermo physiologie : spécificités du nourrisson et de l'enfant

La thermorégulation du nouveau né n'est pas d'emblée opérationnelle. C'est vers 1 an que les mécanismes physiologiques vont se mettre en place pour être prêts à s'adapter aux différentes conditions extérieures (Vuillerme, 1999). Certains auteurs (Smales et Hull, 1978) ont montré que l'enfant et l'adolescent présentent les mêmes structures opérationnelles de thermorégulation que l'adulte. Cependant, il existe des spécificités chez l'enfant liées à ses dimensions corporelles et à son métabolisme.

En effet, la thermorégulation est directement influencée par la surface de peau exposée (Leblanc, 1987). Une des différences les plus notables entre l'enfant et l'adulte est celle du rapport entre la surface corporelle et la masse de l'enfant. Pour déterminer la surface corporelle (SC) de l'enfant nous pouvons utiliser 2 formules :

$$SC = (4 \times Poids (kg) + 7) \div (Poids (kg) + 90)$$

Ou celle de Haycock (1978) :

$$SC = Poids (kg)^{0.5378} \times Taille (cm)^{0.3964} \times 0.024265$$

La surface d'échange d'un nourrisson de 3,3 kg est d'environ 0,23 m² (celle de l'adulte est d'environ 1,9 m² mais rapportée au poids nous obtenons un rapport pour l'enfant de 0,07 contre 0,025 pour l'adulte).

Le rapport entre surface corporelle et masse est alors augmenté de 30% voir 36% chez l'enfant comparativement à l'adulte (Smales et Hull, 1978).

Comparativement à l'adulte, la proportion de la tête par rapport au reste du corps de l'enfant est plus prédominante. Celle-ci étant un facteur important lors des échanges avec l'environnement ; nous comprenons alors que l'enfant est soumis aux variations du milieu extérieur de façon notoire. D'ailleurs, selon Vuillerme (1979) les échanges thermiques au niveau de la tête représentent 45% du total des échanges pour un nourrisson de 3 mois pesant 6 kg, habillé et couché dans son lit. La proportion des échanges avec le reste du corps est de 41% tandis que ceux relatifs à la respiration sont de l'ordre de 17 %. Parmi ces transferts de chaleur, 45% sont le résultat de l'évaporation et de la perspiration, 42% viennent de la convection et du rayonnement et 13% par la respiration.

Une autre différence, concerne le volume sanguin qui, rapporté à la surface corporelle de l'enfant, est inférieur à celui d'un adulte. Cela entraîne alors chez l'enfant une difficulté à évacuer la chaleur (par vasodilatation). De plus, le système de thermorégulation chez l'enfant est moins sensible que celui de l'adulte. En effet, celui de l'enfant se déclenchera pour une température interne plus importante que celle de l'adulte. Il y a donc un temps de latence plus important chez l'enfant.

De nombreux auteurs se sont intéressés aux réponses thermiques de l'enfant et surtout du nouveau né en ambiance chaude. En revanche, il y a peu de publications sur la thermorégulation de l'enfant âgé de 1 an à 6 ans et rarement de publication en ambiance froide.

De nombreux auteurs se sont donc intéressés à la thermorégulation chez le nouveau-né en ambiance chaude car la chaleur pourrait être une cause de la mort subite du nourrisson (MSN). Le second facteur responsable de la MSN serait la position dans laquelle l'enfant dort. Cependant, des divergences subsistent quant aux causes de cette MSN.

Certains auteurs comme Fleming et al. (1993 ; 1996), Ponsonby et al. (1993) ainsi que Jardine et Hashke (1992) ont montré une augmentation du risque de MSN si l'enfant est trop couvert (vêtements) ou si la température de la pièce est trop importante. D'autres études ont mis en évidence que de coucher les enfants sur le dos réduirait de 40% le risque de MSN (l'Académie Américaine de Pédiatrie, 2000). Le fait que l'enfant dorme sur le dos, limiterait le risque d'hyperthermie. En effet North et al 1995 explique cela par le fait que sur le dos, l'enfant peut bouger et peut alors se découvrir (surtout pour un enfant de plus de 4 mois). L'équipe Japonaise de Tsuzuki-Hayakawa et al. (1995) s'est intéressée aux réponses thermophysiques d'enfants âgés entre 9 mois et 4 ans et demi dans différentes conditions thermiques neutres et chaudes et ont comparé les résultats obtenus à ceux de leurs mères. La [Figure I-48](#) ci-dessous présente ces résultats.

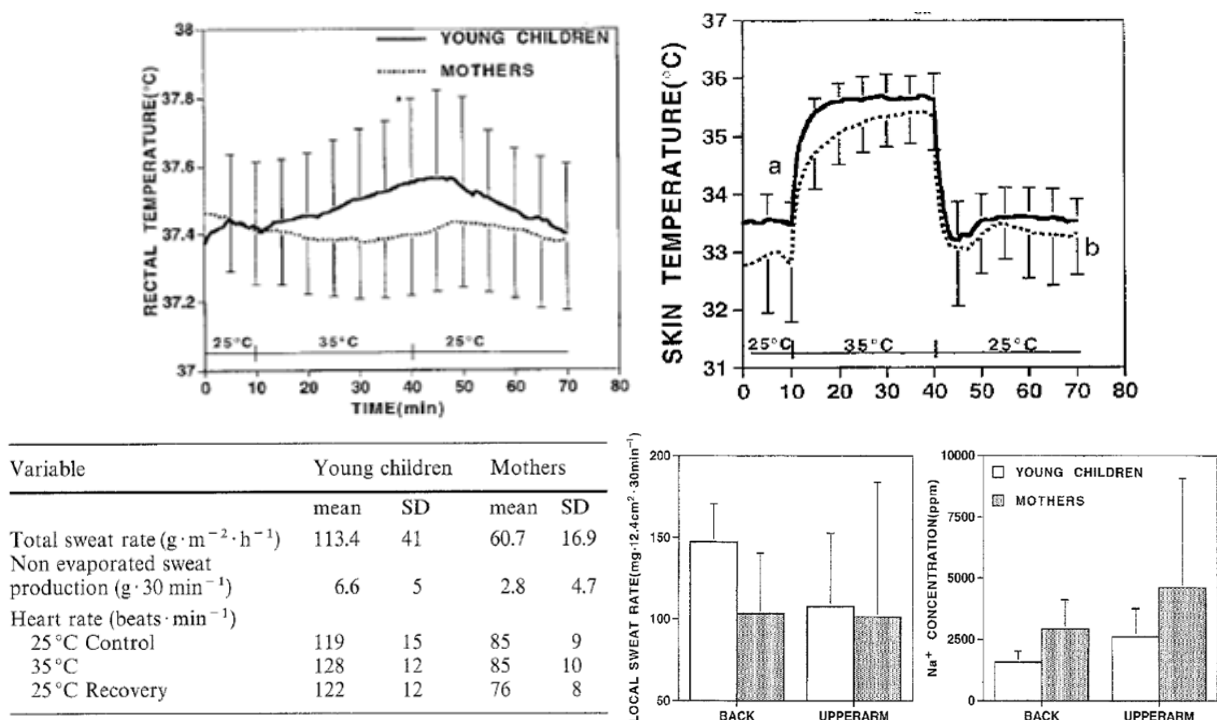


Figure I-48 : Évolutions des paramètres physiologiques des enfants comparées à celles de leur mère en condition thermique neutre puis à 35°C et 70% Hr, puis neutre (Tsuzuki-Hayakawa et al., 1995).

Nous observons alors des différences significatives en ce qui concerne les températures rectales et cutanées lorsque l'enfant est exposé à un environnement chaud. La température, qu'elle soit interne ou cutanée, augmente rapidement chez l'enfant après l'exposition à une température élevée. Les enfants

transpirent presque 2 fois plus que leur mère et leur fréquence cardiaque augmente contrairement à celle de leur mère qui ne varie pas en condition chaude. Nous observons que le taux de sueur est plus important chez l'enfant que chez sa mère et elle est surtout localisée au niveau du dos mais avec une concentration en Na⁺ inférieure comparativement à la concentration de Na⁺ contenue dans la sueur des mères. Nous observons ainsi que la régulation thermique de l'enfant de 9 mois à 4 ans et demi semble moins performante aux vues de ces résultats. En effet, pour une même exposition thermique les températures rectales et cutanées sont plus importantes chez l'enfant que chez sa mère. Le ratio entre la surface corporelle et la masse du sujet est plus important chez l'enfant que chez l'adulte ce qui peut expliquer cette augmentation rapide des températures cutanée et rectale. Cependant, nous observons que lorsque l'enfant retourne en condition neutre thermiquement, les températures cutanées et internes reviennent pratiquement aux mêmes proportions que celles de l'adulte. Ceci montre que le système de régulation est en place mais n'est pas aussi mature que celui de l'adulte. L'évaporation sudorale serait moins efficace car le taux de sudation est plus faible chez l'enfant (Bar-Or, 1980; Bar-Or, 1989), même rapporté à la surface cutanée de celui-ci (Drinkwater et al., 1977; Davies et Greaves, 1981) et le taux de sudation par glande est inférieure chez l'enfant (Foster et al., 1969). De plus, McCullough et al. (2009) a mis en évidence que chez l'enfant, un gradient de température faible exerce une demande plus importante sur le système de régulation thermique et cardiovasculaire du jeune enfant.

Lorsque l'enfant est confronté à un environnement froid, peu de données scientifiques sont recensées. Cependant les quelques études qui traitent de ce sujet suggèrent que lorsque l'enfant est exposé à un environnement froid, celui-ci parvient à maintenir sa température interne plus élevée que celle de l'adulte (Tsuzuki et al., 2008) malgré une température cutanée plus faible (Inoue et al., 1996). Cette réponse montre que l'enfant dispose d'un système de vasoconstriction efficace mais est le résultat d'une dépense énergétique plus importante (Astrand et Eyrich 1952). Tourula et al. (2010) ont, par ailleurs, montré que les enfants qui dorment au froid (dans un environnement extérieur froid) dorment plus longtemps que ceux qui dorment dans une maison. En Finlande, la coutume veut que les enfants fassent leur sieste dehors, car l'air et le soleil sont bons pour le développement de l'enfant. Scientifiquement, des études ont montré dans les pays nordiques qu'il y avait plus de MSN lorsque les enfants font leur sieste à l'intérieur qu'à l'extérieur. La présence de tissus adipeux bruns chez les nourrissons leur permet de maintenir leur température corporelle lorsqu'ils sont exposés au froid. Ce tissu est un isolant mais permet contrairement aux tissus adipeux blancs de produire de l'énergie par dégradation de ces graisses. Il a été mis en avant que la présence de tissus adipeux bruns serait liée à l'exposition au froid et interviendrait dans la régulation de la température corporelle.

Finalement, il semblerait que l'enfant soit souvent trop couvert et que celui-ci supporte plus difficilement une ambiance chaude que froide (peut être aussi par le fait qu'il y ait peu de données

aujourd'hui sur l'enfant et le froid). En effet, il est plus facile de s'adapter (et notamment par les vêtements) à une ambiance froide que chaude. Une problématique se dégage alors sur le fait que les parents ont du mal à apprécier si leur enfant à chaud ou froid. C'est pour cela qu'ils préfèrent couvrir leur enfant de peur qu'il ait froid. Or nous avons vu que la plupart des problèmes résulte d'une hyperthermie qui peut être le résultat d'une tenue vestimentaire peu adaptée. Il est conseillé pour les premiers mois de la vie du nourrisson de le coucher sur le dos. Cela est une indication importante à prendre en compte dans la conception d'un vêtement de nuit d'enfant. Cependant des informations manquent aujourd'hui quant à la quantité et la répartition de la production sudorale et de la production thermique chez l'enfant.

1.3.2.3. Prise en compte des zones de sudation et/ou des zones d'échanges importantes dans la réalisation d'un vêtement.

Même si l'aspect « mode » est une partie importante d'un vêtement, sa première utilisation est de protéger l'individu des agressions extérieures. D'un point de vue du confort thermique, il s'agit pour le vêtement soit de protéger l'individu contre le froid, soit de le protéger contre le chaud. Pour

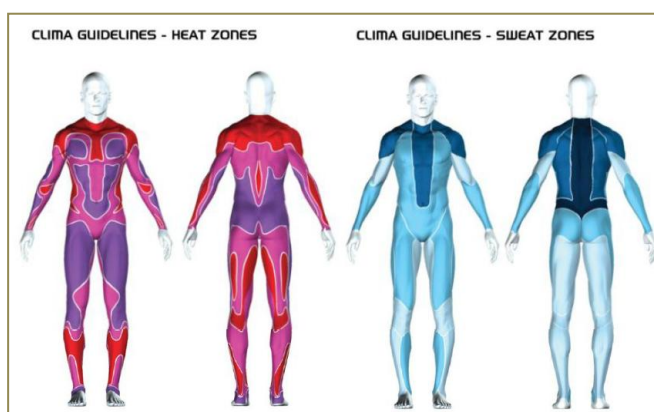


Figure I-49 : Représentation de la température cutanée en rouge et répartition des zones de sudations en bleu (Smith et Havenith, 2011).

comprendre les relations qui existent entre le vêtement, l'activité du sujet et son

environnement, des chercheurs comme Havenith (2011) se sont intéressés à l'évolution de la température et de la production de sueur en fonction des différentes zones du corps. La [Figure I-50](#) présente la distribution de la quantité de sueur produite sur 9 sujets masculins au cours d'un exercice de course à pied selon 2 intensités. Nous observons que la production de sueur quelle que soit l'intensité est produite essentiellement au niveau du tronc et surtout dans le dos, en suivant la colonne vertébrale, ainsi que devant, en suivant la partie centrale. Nous pouvons cependant observer que la quantité de sueur pour l'intensité la plus élevée est essentiellement concentrée au niveau du tronc, alors que pour l'intensité la plus faible, la répartition de la quantité de sueur est plus homogène avec notamment une quantité produite au niveau des tibias et au dessus des cuisses.

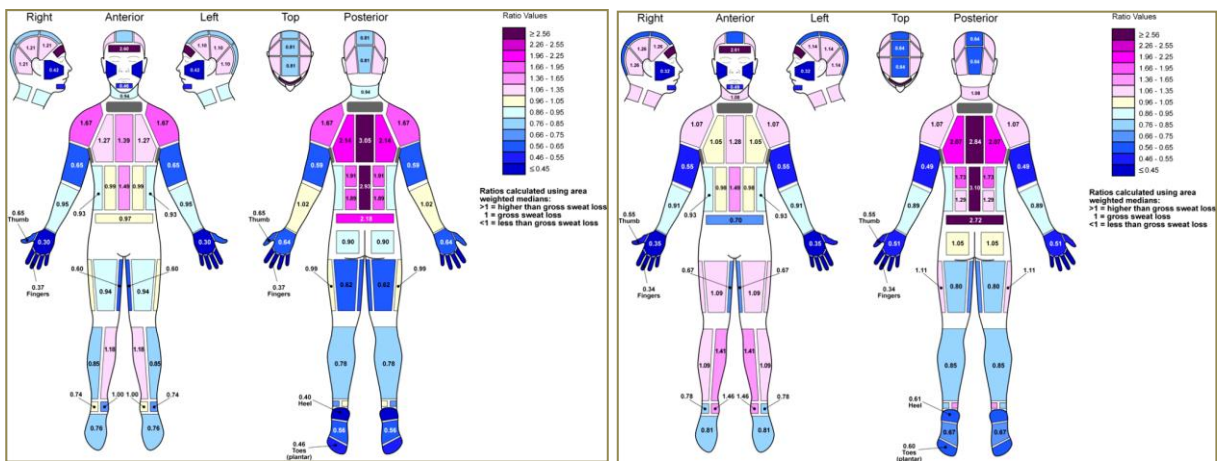


Figure I-50 : Répartition de la quantité de sueur produite (normalisée par rapport à la surface du corps) sur des athlètes masculins lors d'un exercice de course à pied. La cartographie de gauche est obtenue lors d'un exercice modéré et la seconde lors d'un exercice plus intense (Smith et Havenith, 2010).

Les données présentent également une sudation importante au niveau du front. Ce type de cartographie est intéressante dans un objectif de créer des vêtements adaptés aux besoins de chacun. Dans cette vision, il serait alors intéressant de réaliser une telle cartographie chez les jeunes enfants car celle-ci n'existe pas encore aujourd'hui.

1.3.3. Impact du vêtement sur la locomotion de l'enfant

En ce qui concerne le vêtement de l'enfant, peu d'études traitent de l'influence du textile et notamment des vêtements sur la réalisation de mouvements chez l'enfant. Quelques études se sont intéressées à l'apport d'un vêtement ou d'une attelle pour des enfants atteints de pathologies cérébrales et/ou musculaires tandis que d'autres (Hallemans et al., 2005) ont créé une tenue pour réaliser des analyses cinématiques (à partir de motion capture) de la marche du jeune marcheur (Figure I-51).

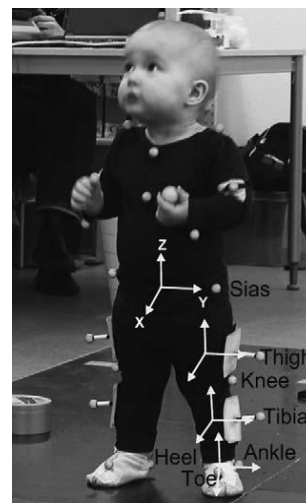


Figure I-51 : Présentation de la tenue utilisée par cette équipe de chercheur pour analyser les paramètres cinématiques de la marche chez les jeunes marcheurs (Hallemans, 2006).

1.3.3.1. Vêtements : une aide à la locomotion et/ou à la performance

L'évolution du textile a fait naître de nouvelles possibilités pour les applications médicales. Quelques études se sont intéressées à l'apport du lycra® dans les vêtements pour aider les enfants atteints de pathologies diverses. Blair et al. (1995) ont montré une amélioration des paramètres posturaux et une diminution des mouvements involontaires, conséquence de dystonie. Pour cela, ils ont évalué une attelle corporelle réalisée à base de Lycra® et maintenue par une armature en plastique qui se nomme « l'Upsuit ». La différence entre l'Upsuit et les orthèses rigides classiques est qu'elle fournit un soutien et un contrôle, tout en permettant les mouvements. Par conséquent, cette attelle permet l'apprentissage actif des mouvements fonctionnels normaux. Cependant, l'attelle reste inconfortable et n'est pas pratique à utiliser.

Hylton et Allen (1997) ont également montré des effets intéressants de leur vêtement, conçu à base de SP10 Lycra®, de manière compressive. En effet ce vêtement de compression souple permettrait d'améliorer l'équilibre, la stabilité dynamique générale et le contrôle du mouvement spécifique avec une meilleure posture.

Rennie et ses collaborateurs (2000) ont également évalué un vêtement en lycra® sur des enfants atteints d'infirmiétés motrices cérébrales (IMC) et de dystrophie musculaire chez des enfants âgés de 5 à 11 ans. L'étude n'a pas montré statistiquement d'amélioration significative du vêtement sur la stabilité proximale ou distale. Cependant, la petite taille de l'échantillon, couplée avec la nature hétérogène de la population étudiée, peuvent avoir dilué les différences perceptibles. Toutefois comme l'avait déjà montré Blair et al (1995) ainsi que Hylton et al (1997), la tenue en lycra® a augmenté la stabilité proximale de 5 enfants sur 8.

1.3.3.2. Vêtements et couches : un handicap pour la marche de l'enfant ?

Les facteurs culturels et historiques jouent un rôle important dans le développement moteur de l'enfant. Le vêtement qui est lié généralement à ces deux facteurs peut-il perturber le développement moteur de l'enfant et plus particulièrement le développement de la marche ? Pour répondre à cette interrogation, nous ne pouvons nous référer qu'à très peu d'études qui se sont intéressées à l'impact des couches et des vêtements sur la marche de l'enfant sain. Bensen (1993) et Hayashi (1992) ont montré que dormir avec une couverture lourde entraîne des retards sur le développement de la motricité (notamment le fait de ramper). Groenen et al (2010) se sont intéressés à l'impact que peut avoir une couche ou un pantalon sur la marche (ici automatique) de l'enfant. Pour cela, la cadence a été étudiée dans différentes conditions présentées dans la [Figure I-52](#). L'étude montre alors une diminution du nombre de pas réalisés sur tapis roulant lorsque le nourrisson porte une couche, un pantalon et l'appareillage (EMG + réflecteurs), alors que le port de couches seules (classique ou de natation) ne modifie pas ces paramètres. Cette étude ne peut alors conclure si ce sont les capteurs EMG, les réflecteurs, le pantalon, l'association des 3, qui modifie la cadence. Il est également possible que le temps passé à positionner le matériel sur l'enfant puisse être responsable de la diminution de sa cadence, du fait d'une diminution de son attention et de son éventuelle fatigue.



Figure I-52 : *Présentation des 4 conditions de marche des enfants âgés de 2 à 4 mois (Groenen et al., 2010).*

L'équipe de Karen Adolph (2012) s'est également intéressée à l'impact que peut avoir une couche sur le développement du jeune enfant. Pour cela, ils ont étudié les paramètres spatio-temporels de la marche sur une soixantaine d'enfants répartis en deux groupes selon leur expérience de marche. Le premier groupe était constitué de 30 enfants ayant 13 mois d'EM et le deuxième groupe des enfants ayant 19 mois d'EM. Les chercheurs ont alors étudié la marche des enfants dans 3 conditions différentes présentées dans la [Figure I-53](#). Ils ont ainsi mis en évidence, et contrairement aux conclusions présentées dans l'étude de Groenen (2010), Cole et al (2012), que le port de couches impacte la marche de l'enfant. Les enfants font en effet plus de chutes et de faux pas que lorsqu'ils marchent nus. Ces conclusions sont observables entre les couches jetables et lavables. En effet, l'étude montre que les couches lavables, étant plus imposantes au niveau de l'entre jambe de l'enfant, celles-ci occasionnent un écartement latéral des pieds plus important ainsi qu'une longueur de pas plus réduite par rapport aux 2 autres conditions présentant ainsi les aspects d'une marche moins mature. Ces conclusions sont valables aussi bien après 13 mois de EM ou 19 mois de EM car l'étude statistique ne montre pas d'interaction entre l'âge de marche et les conditions de port de couches. Ceci pourrait d'ailleurs être amplifié lorsque la couche serait pleine. En effet Garciaguirre et al, (2007), Schmuckler (1993) ainsi que Vereijken et al (2009), ont montré que le port de charge entraîne une diminution de la compétence de marche.

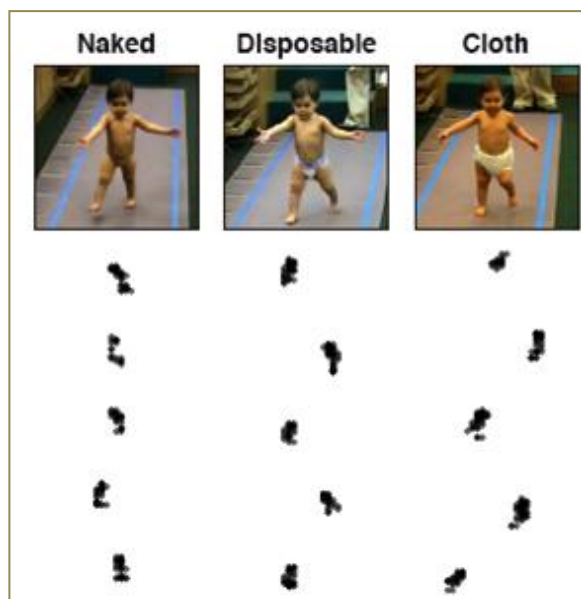


Figure I-53 : Présentation des 3 conditions de marche réalisées avec des enfants ayant 13 et 19 mois d'EM ainsi que l'empreinte de leurs pas obtenue à l'aide du Gaitrite® (Cole et al., 2012).

Aujourd'hui, d'un point de vue développemental, les enfants marchent plus tôt que les générations antérieures où les enfants portaient des couches lavables (Shirley, 1931) et lorsque ceux-ci étaient emmaillotés fortement afin de corriger les jambes arquées que l'on considérait à l'époque comme une pathologie.

1.3.3.3. Approche ergonomique et élaboration d'un prototype adapté à la marche de l'enfant

L'approche ergonomique dans la création de vêtements et plus particulièrement de vêtements spécifiques à la marche de l'enfant incite à prendre en considération de nombreux éléments. Les spécificités des formes du corps de l'enfant, de ses mouvements dans un environnement généralement créé par et pour l'adulte, sont autant de points pris en compte dans cette phase afin de mettre en relief les contraintes spécifiques lors de la création de ces vêtements adaptés à la locomotion de l'enfant (Figure I-54). Le produit adapté sera alors le résultat de solutions techniques apportées aux contraintes présentées ci-dessous. Sachant que le produit parfait n'existe pas, les choix effectués dans les différentes phases de conception du produit sont généralement le résultat de compromis.

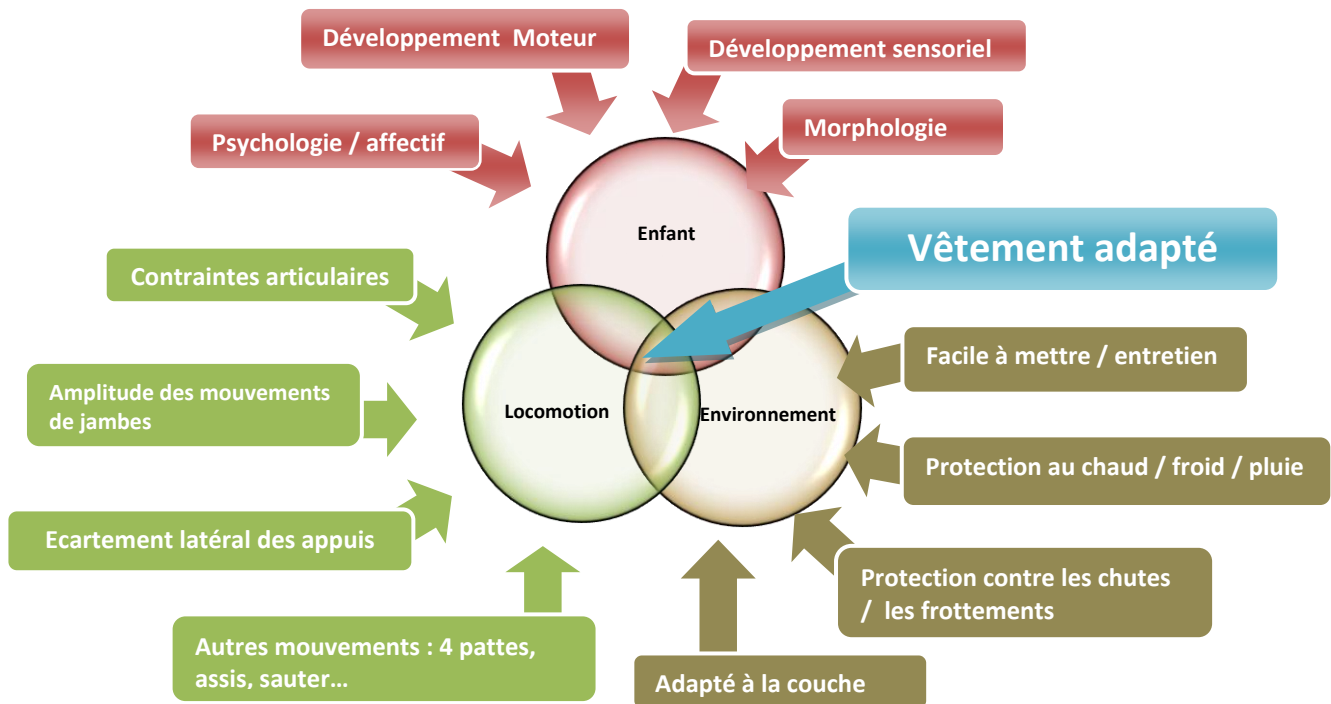


Figure I-54 : Schéma présentant quelques éléments à prendre en considération dans l'étude ergonomique d'un produit et notamment pour un pantalon adapté à l'acquisition de la marche chez l'enfant.

Forme ou shape :

Afin d'élaborer notre prototype ([Figure I-55](#)) nous nous sommes intéressés, dans un premier temps, à la morphologie de l'enfant et à son évolution avec l'âge comme nous l'avons présenté dans le chapitre II. À partir d'observations (vidéos) réalisées en amont et de la bibliographie, nous avons alors élaboré un pantalon avec une forme épousant le plus possible la morphologie de l'enfant de 6 mois à 3 ans. Un travail conséquent a été réalisé avec le designer et le styliste/modéliste pour parvenir à réaliser un pantalon qui pourrait alors être considéré comme une seconde peau, et diminuer le plus possible les contraintes mécaniques du textile sur les mouvements de l'enfant.

L'environnement :

Que l'enfant débute la marche ou qu'il soit capable de courir, sauter, ..., le vêtement de l'enfant est soumis à des contraintes importantes. C'est pourquoi nous avons pris soin de choisir une ou des matières résistantes aussi bien en terme mécanique qu'en terme d'entretien.

Prise en considération des mouvements de la locomotion :

Dès le début de la marche à 4 pattes, l'articulation de la hanche est très utilisée. De même lorsque l'enfant débute la marche, nous observons des amplitudes de mouvement autour de cette articulation entre 10° et 50° avec un maximum de flexion pouvant atteindre 60°. La mobilisation de l'articulation du

genou très utilisée lors du 4 pattes, n'apparaît que vers 12 mois d'EM chez le nouveau marcheur avec des amplitudes de l'ordre de 60° (20° à 80° (Samson et al., 2011), et 15° à 70° (Hallemans et al., 2005)).

L'entrejambe du pantalon est une zone critique dans le mouvement de la marche chez les enfants. En effet, un pantalon trop grand ou mal taillé est une contrainte pour les jeunes marcheurs munis de muscles encore peu puissants. Nous avons constaté que lorsque l'enfant fait un grand pas ou monte un escalier, le pantalon, et notamment au niveau de la couture de l'entrejambe, bloque le mouvement, créant alors une diminution de l'amplitude voir un déséquilibre provoquant quelque fois la chute. La couture reliant les 2 jambes de pantalon est l'endroit où généralement les tensions semblent être les plus importantes lors de la marche.

Le confort :

Le vêtement doit être confortable à porter pour l'enfant. Il doit ainsi être relativement doux contre la peau, tout en leur permettant de bouger librement sans avoir trop chaud ou trop froid.



Figure I-55 : *Pantalon prototype utilisé pour l'étude.*

I.4. Objectifs

De nombreuses études, utilisant différents protocoles et matériels, ont porté sur le développement de la marche des enfants. Néanmoins, comme nous l'avons vu précédemment, la plupart de ces études ne prennent pas en compte la tenue vestimentaire des enfants (couches ou non / pantalon ou non / chaussures ou non /..). Ainsi, à la lecture de la littérature disponible au début de cette thèse, peu, voir aucune étude ne traitait de l'influence d'un vêtement sur la locomotion de nouveaux marcheurs sains. Depuis, quelques publications sont venues enrichir cette idée, soulignant l'importance de ce sujet (Groenen et al., 2010 ; Cole et al., 2012).

L'observation d'enfants habillés suivant la mode actuelle souligne que les vêtements d'enfants sont plus ou moins bien adaptés à leurs mouvements et notamment lors de l'apprentissage de la marche. En effet, ce sont généralement des vêtements d'adultes adaptés à la taille de l'enfant. De plus, la plupart des études réalisées sur la marche de l'enfant ne prennent pas en compte la tenue vestimentaire de celui-ci. Les résultats présentés dans ces études sont-ils alors le reflet réel du développement de la marche chez l'enfant ou bien l'influence de l'équipement de celui-ci ? L'écartement latéral des pieds est-il la simple conséquence de l'apprentissage de l'équilibre par l'enfant ou alors une gêne de la couche voir du pantalon au niveau de l'entrejambe, l'incitant à écarter les jambes ? La longueur des pas est-elle inférieure chez le jeune marcheur par manque de maturité de la marche ou alors le pantalon, voir la couche, bloquent-ils les articulations du membre inférieur, l'incitant à faire des petits pas ?

Ce constat nous a conduit à nous interroger sur la contrainte et l'impact de la tenue vestimentaire lorsque l'enfant apprend à marcher. Quelques indices, comme certaines chutes de l'enfant lorsque celui-ci lève son pied, nous laissent penser que le vêtement a un impact sur la locomotion du nouveau marcheur. L'objectif principal de cette thèse, et également le fil conducteur tout au long de ces travaux, était de vérifier si la couche et/ou un vêtement tel que le pantalon peut avoir une influence sur la marche de nouveaux et jeunes marcheurs. La première étude, couplée à la seconde aura comme objectif de vérifier si un pantalon et/ou une couche ont un impact sur la locomotion de jeunes marcheurs (étude N° 1) et de savoir, si il s'avère qu'il y ait une influence (étude N°2), à quel moment du développement de la marche l'impact est le plus important. Par exemple, lors de la première année de marche ou de nombreuses transformations apparaissent, avec notamment une flexion du genou plus importante vers 1 an de marche indépendante. Puis, il serait intéressant de comprendre pourquoi et comment le vêtement peut influencer la marche de l'enfant et notamment modifier l'organisation nerveuse de celle-ci (étude N°3).

Enfin, l'un des derniers objectifs (étude N°3) était de créer et évaluer un prototype (pantalon) qui se voulait adapté à la marche de l'enfant. Pour cela, il s'agissait de faire émerger les contraintes créées par le vêtement et de tenter d'y remédier. Enfin, le prototype a été évalué tout en prenant soin de respecter les règles déontologiques de la recherche.

L'organisation des différentes études est présentée à travers le plan expérimental de la [Figure I-56](#) :

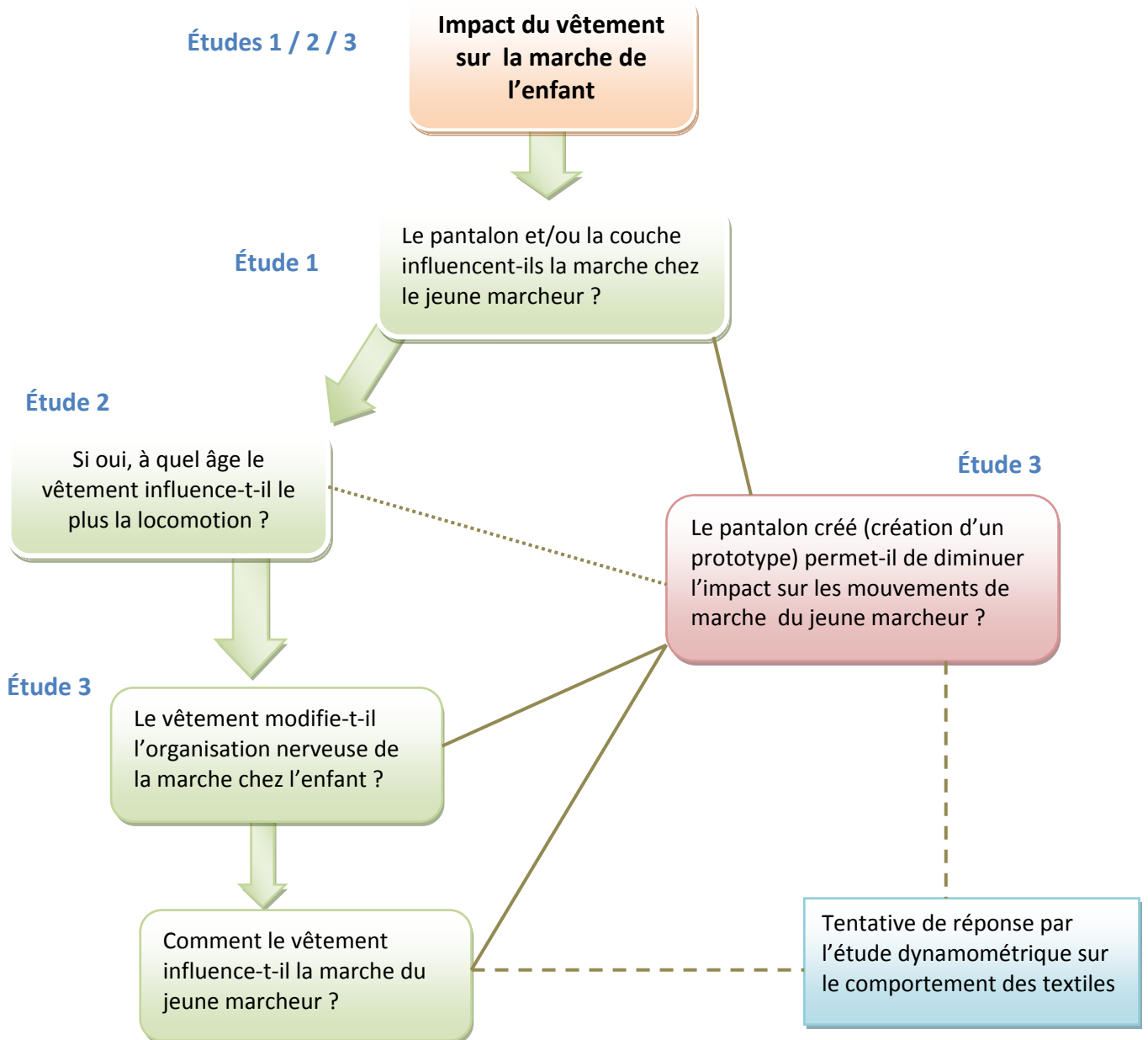


Figure I-56 : Schéma présentant l'organisation des études réalisées lors de cette thèse.

CHAPITRE II: MATÉRIELS ET MÉTHODES

II.1. Analyse des paramètres spatio-temporels

Toutes les études de cette thèse ont fait appel à une analyse des paramètres spatio-temporels de la marche. Pour cela un tapis de marche « Gaitrite® » (Figure II-1) a été utilisé. Le système Gaitrite® est un tapis électronique fabriqué par la société CIR System Inc (USA) permettant de mesurer les dimensions spatiales et temporelles par l'activation de capteurs de pression. Il existe différents modèles suivant la longueur du tapis (de 5,18m à 8,84m). Le tapis utilisé ici est de 5,18m avec une longueur active de 4,27m, une largeur active de 0,61m et une épaisseur de 0,5cm. Il est composé de 16 128 capteurs de 1,27cm par 1,27cm chacun. Nous dénombrons 1 152 capteurs par section de 30,5cm par 61cm (1 pouce par 2 pouces). Son revêtement est composé de vinyle résistant à l'eau et une semelle en mousse néoprène. Le Gaitrite® permet de recueillir essentiellement des données spatio-temporelles. Pour cela, les différentes aires de capteurs de pression sont reliées entre elles par section comme présenté dans la Figure II-2.

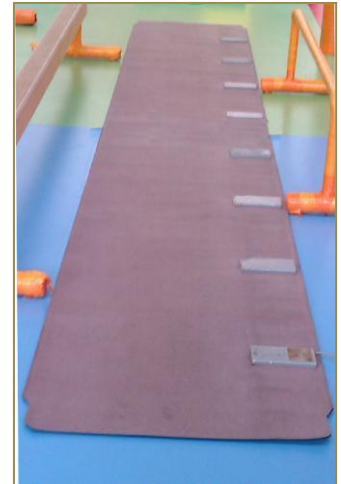


Figure II-1 : Gaitrite® utilisé pour les expérimentations.

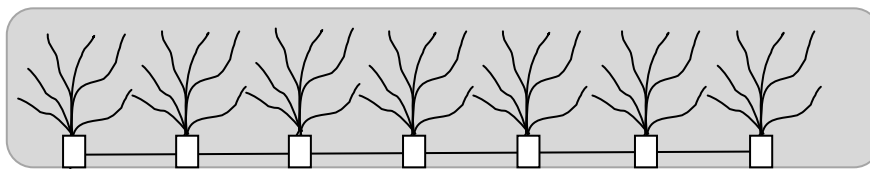


Figure II-2 : Schéma représentant le réseau des capteurs de pression pour la capture de l'empreinte des pieds sur le Gaitrite.

A partir des capteurs de pression activés lors de la pose du pied, le premier travail est de reconstruire l'empreinte de pied. Pour cela, Shores (1980) et Silverstein (1993) ont mis au point une méthode basée sur la définition d'un quadrilatère présenté dans la Figure II-3. L'algorithme créé permet ainsi d'identifier l'empreinte du pied et de le structurer en 3 parties (Figure II-3) : Heel / Mid Foot / Forefoot. Ensuite, le logiciel calcule le centre de l'aire du talon et des orteils.

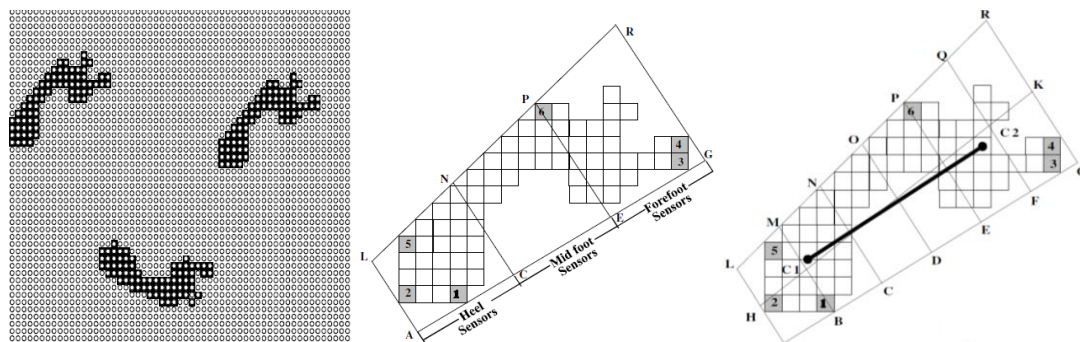


Figure II-3 : Présentation de la méthode de calcul de l'empreinte à partir des capteurs de pression du tapis

La droite reliant les points C1 à C2 sur la [Figure II-3](#) est la ligne médiane de l'empreinte. À partir du recueil de ces données, l'algorithme permet d'obtenir les nombreux paramètres présentés ci-dessous.

DESCRIPTION PARAMETRE	Total/Gauche	Droite	DESCRIPTION PARAMETRE	Total/Gauche	Droite
Nombre de pas	16		HeelOffOn Time	0,102	0,169
Distance	383,54		HeelOffOn Perc	13,5	22,7
Temps ambulation	6,06		Double Supp Load Time	0,083	0,083
Vélocité	63,3		Double Supp Load %GC	6,3	11,1
Cadence	158,4		Double Supp Unload Time	0,052	0,052
Vélocité normalisée	1,98		Double Supp Unload %GC	10	7
Différence de temps pas	0,084		Stride Velocity	64,905	66,208
Différence de longueur pas	0,56		Step Len Std Dev	2,169	2,107
Différence de temps cycle	0,013		Step Time Std Dev	0,058	0,043
Profil ambul. fonctionl	77		Stride Length Std Dev	2,637	3,903
Longueur jambe(cm)	32	32	Stride Time Std Dev	0,097	0,093
Temps pas(s)	0,421	0,337	Swing Time Std Dev	0,044	0,024
Longueur(cm) pas	24,251	23,691	Stance Time Std Dev	0,077	0,071
Extrémité(rapport) G pa	0,76	0,74	Stride Velocity Std Dev	11,901	10,335
Temps cycle(s)	0,758	0,745	Single Supp Time Std Dev	0,024	0,044
Longueur foulée(cm)	48,222	48,65	Double Supp Time Std Dev	0,057	0,056
Support base T-T(cm)	8,135	7,894	Heel Off On Std Dev	0,055	0,078
Temps entre 2 appuis(s)	0,338	0,285	Supp Base On Std Dev	2,073	1,485
Temps de contact(s)	0,42	0,46	Foot Length	9,1	9,1
Temps(s) suppt simple	0,285	0,338	Foot Width	2,7	2,6
Temps(s) suppt double	0,124	0,135			
% entre 2 appuis du cycle	44,6	38,3			
% de contact du cycle	55,4	61,7			
% cycle G suppt simpl	37,6	45,4			
% cycle G suppt doubl	16,4	18,1			
Pied en dedans/en dehors	5,1	10			

Figure II-4 : Présentation des données obtenues par le Gaitrite® lors de la réalisation d'un essai. Nous observons que les paramètres spatio-temporels sont donnés pour les deux pieds.

Les principaux paramètres utilisés sont résumés dans la [Figure II-5](#).

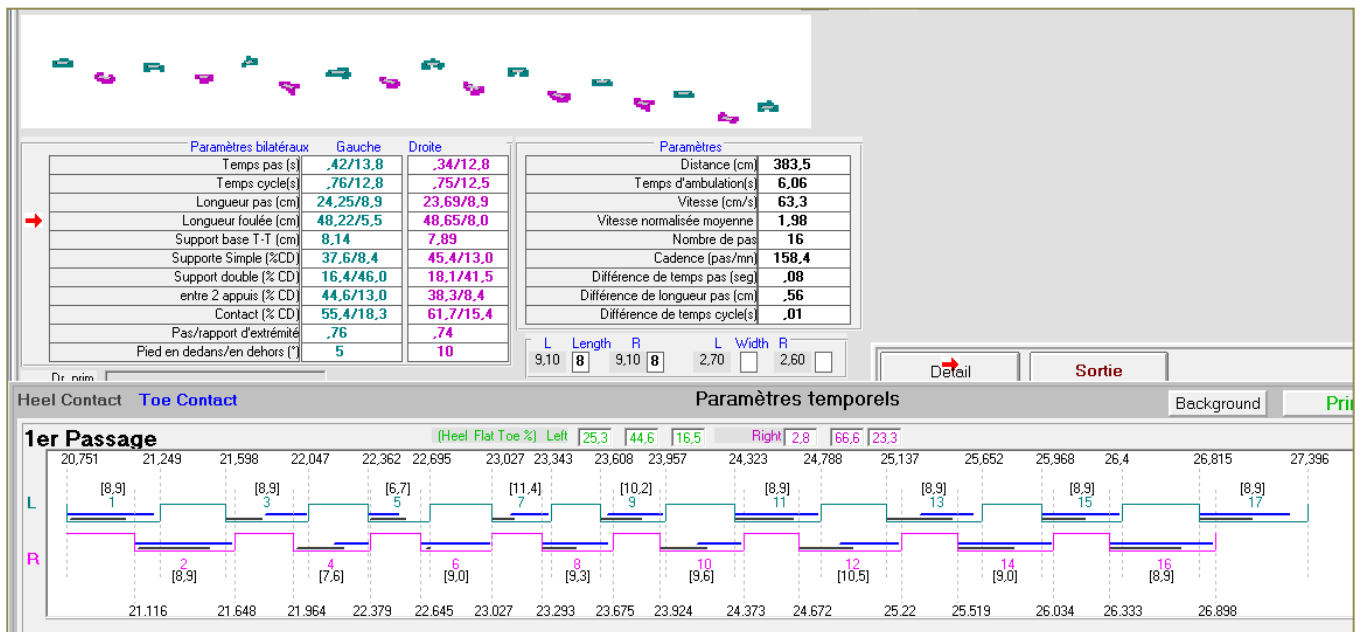


Figure II-5 : Résumé des données principales obtenues par le Gaitrite®.

Ainsi, les paramètres spatio-temporels principalement utilisés lors de l'analyse de la marche sont la vitesse de marche, la cadence, la longueur d'un pas et/ou d'une foulée, l'écartement latéral des

pieds, le pourcentage de temps de contact, de temps d'oscillation, le pourcentage du cycle passé sur un pied et deux pieds, et l'orientation des appuis (Figure II-5).

🌀 **La vitesse de marche** correspond à la vitesse à laquelle le sujet marche sur le tapis. Elle est calculée comme le rapport de la distance parcourue sur le temps d'ambulation que le sujet a mis pour parcourir cette distance. La vitesse de marche est donnée en $m.s^{-1}$ (Le Gaitrite® donne la vitesse de marche en cm/s).

🌀 **La cadence ou fréquence de marche** est le nombre de fois où les pieds sont en contact avec le Gaitrite® par unité de temps. La cadence est alors conditionnée par la vitesse de marche et la longueur du pas. La cadence est donnée en $pas.s^{-1}$ (Le Gaitrite® la donne en pas/min).

🌀 **La longueur d'un pas**, comme présentée dans le chapitre II.1.2.3, est la distance mesurée entre un appui unilatéral et le suivant selon l'axe antéropostérieur entre deux positions du même point anatomique de l'autre pied. L'unité habituellement utilisée est le mètre (m) (la longueur de pas est donnée en cm par le Gaitrite®). La longueur du pas est obtenue par le mode de calcul présenté dans la Figure II-6. Elle correspond alors à la longueur (AL) entre le point central du talon d'un pied (A) et la perpendiculaire à la ligne de progression du talon de l'autre pied (D) (qui correspond à la droite (AG) par laquelle passe le centre du talon du même pied posé consécutivement). La longueur d'une foulée est elle représentée par la distance séparant le contact successif des talons du même pied suivant la ligne de progression (AG).

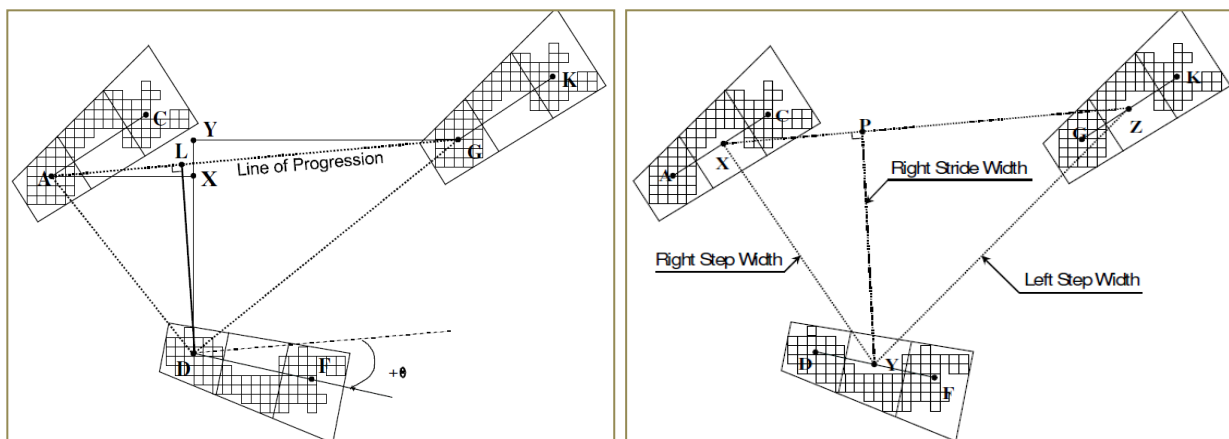


Figure II-6 : Schéma présentant le mode de calcul du logiciel associé au Gaitrite® pour obtenir les paramètres spatio-temporels de la marche.

🌀 **L'écartement latéral des pieds** est la distance (PY) entre le centre de l'appui d'un pied (Y) et la perpendiculaire à la droite (XZ) passant par le centre des appuis successifs du même pied .

🌀 **L'orientation des pieds** est définie par l'angle formé entre la ligne de progression et la droite médiane de l'empreinte. L'angle est positif lorsque les pieds sont orientés vers l'extérieur et négatif s'ils sont orientés vers l'intérieur. Un angle nul signifie que l'orientation du pied (AC) suit exactement la ligne de progression (AG).

Pour pouvoir comparer ces données spatio-temporelles entre des individus sans que la taille n'influence les paramètres de mesure, certaines données sont rapportées à la taille du sujet et plus particulièrement à la longueur de jambe du sujet qui est un paramètre déterminant dans la mesure de la vitesse de marche et donc de la longueur de pas du sujet. Pour cela, les paramètres suivants sont normalisés selon la méthode de Hof (1996) présentée dans le Tableau 7 ci-dessous:

Paramètre	Définition	adimensionnement
Cadence (pas/min)	Nombre de pas effectué en une minute	$= \text{cadence} / \sqrt{(g/L)}$
Vitesse de marche (m/s)	Vitesse de déplacement du centre de masse durant une seconde	$= \text{vitesse} / \sqrt{(g \times L)}$
Longueur de pas (m)	Distance longitudinale entre l'appui successif des deux pieds	$= \text{Longueur de pas} / L$
Écartement des pieds (m)	Distance latérale entre le pied droit et le pied gauche	$= \text{Écartement pied} / L$

Tableau 7 : Paramètres de la marche normalisés selon la méthode de Hof (1996). L correspond à la longueur de jambe mesurée entre le grand trochanter et le sol) et $g=9,81 \text{ m/s}^2$.

Les paramètres temporels sont donnés par la [Figure II-7](#). Le cycle de marche est le temps écoulé entre 2 appuis consécutifs du même pied (Right cycle). Il comprend un temps d'appui et un temps d'oscillation. Le temps d'appui est composé d'un temps d'appui monopodal et d'un temps d'appui bipodal. Pour analyser et interpréter les données temporelles, ces données sont généralement normalisées par rapport au cycle de marche pour se rendre compte de la proportion de temps de contact et de temps d'oscillation ou encore la proportion du temps passé sur un ou deux pieds. Comme d'un essai à l'autre, ou d'un pas à l'autre, le temps d'un cycle est très variable, cette normalisation permet de comparer ces données temporelles entre elles en % du cycle de marche.

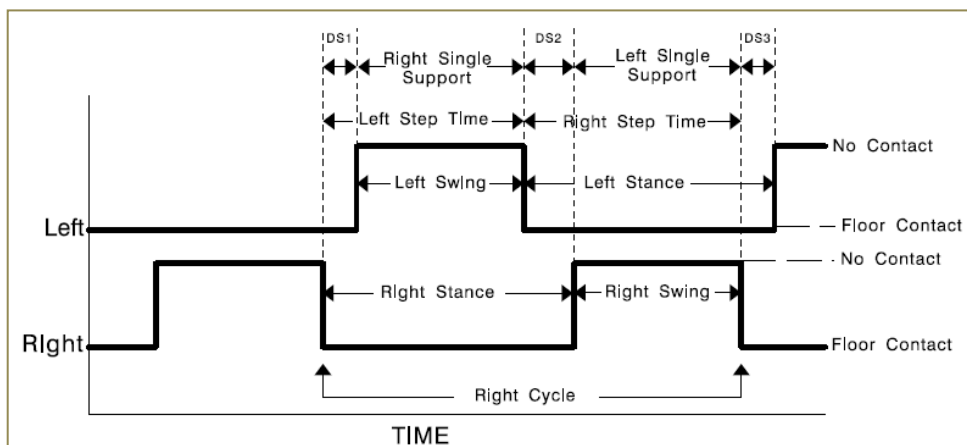


Figure II-7 : Schéma présentant les paramètres temporels de la marche.

Spécificités d'un protocole expérimental réalisé avec de très jeunes enfants :

Lorsque nous réalisons une étude avec de très jeunes enfants, de nombreuses difficultés apparaissent. Le protocole doit non seulement prendre en compte les contraintes techniques liées à l'expérience mais aussi le caractère propre à chaque enfant en fonction de son stade de développement. Une des premières difficultés à prendre en compte est l'appréhension, la peur de l'autre, exprimée par certains enfants. Cela a été le cas lors de l'expérimentation avec un sujet qui n'a jamais voulu réaliser l'expérience. La deuxième difficulté à considérer est de ne pas modifier les habitudes des enfants. Il faut veiller à prendre en compte les horaires habituels de sieste, de goûter, ... de chaque enfant, car ceux-ci risquent de ne pas coopérer si leur sieste est remplacée par l'expérimentation. Le temps d'attention des très jeunes enfants est une contrainte à surmonter pour réaliser cette expérimentation. En effet, l'expérimentation demande de changer plusieurs fois de tenue, ce qui peut prendre un certain temps, surtout lorsque l'enfant n'est pas décidé à changer de tenue (notamment chez les enfants de 2/3 ans).

Pour que la mesure d'un essai soit valide, l'enfant doit obligatoirement entrer et sortir entièrement du tapis. Pour cela, plusieurs jeux ont été mis en place avec les parents et l'enfant pour que celui-ci traverse entièrement le Gaitrite® (Figure II-8). Avec les plus jeunes, le simple fait que les parents se mettent au bout du tapis incite l'enfant à traverser tout le tapis. De plus, l'enfant pouvait également choisir un objet (clochettes, balles, foulards, ...) et l'emmener à l'autre bout du tapis et le donner à ses parents. Pour les plus âgés ce jeu était complété par une position de départ et une position d'arrivée matérialisée par un disque en caoutchouc coloré et positionné au sol.



Figure II-8 : Illustration de l'organisation de l'expérimentation de la marche de l'enfant.

Malgré toutes ces stratégies mises en place pour obtenir les empreintes des pas des enfants, il est arrivé certaines fois que l'enfant sorte au milieu du tapis ou encore qu'il fasse demi-tour, qu'il s'arrête pour ramasser l'objet qu'il venait de faire tomber (surtout chez les plus jeunes enfants). Pour les plus âgés, la difficulté était de leur faire comprendre que ce n'était pas une course et qu'il fallait juste marcher normalement et non courir. C'est pourquoi il était intéressant d'impliquer l'enfant dans un jeu pour qu'il fasse abstraction du tapis. Il fallait cependant que l'enfant effectue environ 10 essais pour en obtenir 5 utilisables.

Malgré toutes ces précautions, il est arrivé que certains sujets soient trop légers pour obtenir de manière automatique les données des empreintes de pas avec le logiciel GAITRITE®. Ces essais ont alors demandé un traitement manuel supplémentaire. Toutefois, après avoir contacté le fabricant, il semblerait qu'un nouveau tapis ainsi qu'un logiciel soient développés ultérieurement pour pallier à ce problème.

II.2. Analyse des paramètres électromyographiques (EMG)

L'analyse électromyographique permet d'observer l'activité des groupes musculaires mis en jeu lors de la réalisation des mouvements. Peu d'étude sur l'organisation musculaire de la marche chez l'enfant existe aujourd'hui. Les principaux problèmes rencontrés sont de faire accepter à l'enfant l'installation d'un objet sur sa peau, mais surtout d'utiliser des EMG adaptés aux muscles des enfants encore peu développés et émettant un courant électrique faible, dont les plus anciens EMG ne percevaient que très faiblement le signal. De plus, l'analyse EMG de surface ne permet pas d'obtenir le signal des muscles profonds.

Les électrodes EMG utilisées pour cette étude sont des électrodes pré-amplifiées SX 230 fabriquées par Biometrics® (UK). Le capteur EMG est constitué de 2 électrodes (bipolaires) de 10 mm de diamètre distantes de 20 mm (centre à centre) et pèse 12g. Ces électrodes permettent de recueillir des signaux faibles car elles sont pré-amplifiées avec un gain de 1000 et filtrées automatiquement avec filtre passe bas de 450 Hz et passe haut de 20 Hz. Les dimensions du capteur sont présentées dans la [Figure II-9](#).

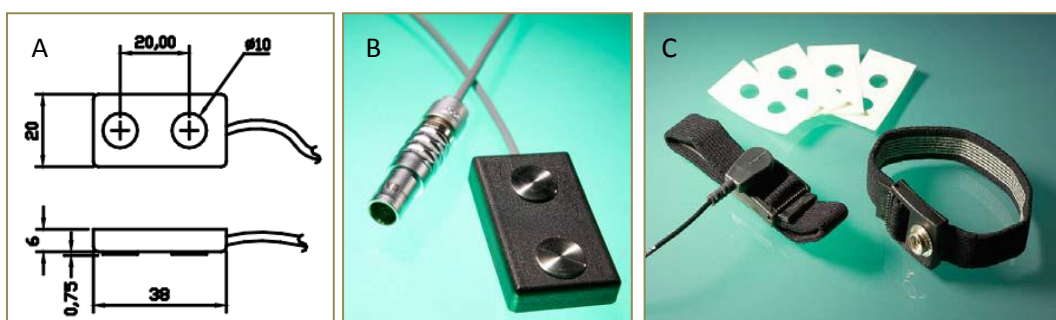


Figure II-9 : Présentation des capteurs EMG utilisés pour cette étude. En A, les dimensions du capteur, en B une photo du capteur, en C le bracelet servant d'électrode de référence ainsi que les papiers autocollants servant à fixer les électrodes.

Afin de faciliter les mouvements des enfants, les capteurs EMG étaient reliés à de petits modules (Figure II-10) envoyant alors les données des électrodes en Wifi.

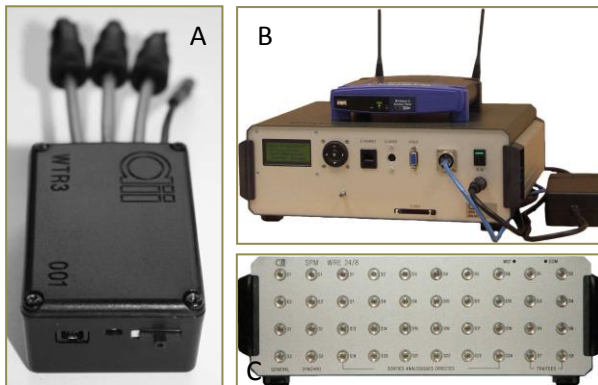


Figure II-10 : Module Wifi permettant de connecter 3 capteurs EMG (A) et la centrale d'acquisition (B) ainsi que l'émetteur-récepteur Wifi (en bleu) permettant d'obtenir le signal des EMG sans être relié par un fil.

Ces modules mesurent 52 mm de long sur 37 mm de largeur, 21 mm d'épaisseur et pèsent 55g. Ces modules sont ensuite glissés dans une ceinture munie de poches dorsales (développée spécialement pour cette étude) pour diminuer le plus possible l'influence du port des capteurs sur la locomotion naturelle de l'enfant. Deux modules étaient utilisés par enfant pour chaque essai, permettant alors la mesure de l'activité de 4 muscles (2 capteurs EMG étaient connectés sur un module Wifi sur 3 voies possibles).

Chaque module Wifi (WTR3, A2ii SAS, France) permet de transmettre 3 entrées analogiques indépendantes à une fréquence d'acquisition de 2048Hz en proposant un gain variable de 1 à 1024 avec une portée jusqu'à 20m et environ 1h30 d'autonomie (indications constructeur). La base d'acquisition (WRE24/8, A2ii SAS, France) présentée dans la Figure II-10 (B/C) peut réaliser une acquisition comportant jusqu'à 24 canaux répartis sur 8 modules transmetteurs et permet de les synchroniser avec d'autres outils de mesures (synchroniser l'EMG avec le Gaitrite® par exemple) avec une fréquence d'échantillonnage maximale de 2048Hz. Il est à noter qu'un temps de restitution des données de 2s est observé du fait du système de transmission utilisé, durant toute la séance d'acquisition. Ce délai est important à prendre en compte lors de la synchronisation des outils de mesure entre eux.

Quels muscles analyser ?

L'enfant ayant des jambes relativement petites, il a semblé pertinent de ne pas lui imposer plus de 4 capteurs EMG afin de perturber le moins possible la marche habituelle de celui-ci. Nous nous sommes intéressés alors à 4 muscles largement utilisés lors de l'action de marche. Ces muscles sont d'ailleurs les plus souvent analysés dans la littérature lors de la marche, que ce soit chez l'enfant ou chez l'adultes (Cheron et al., 1997; Sundermier et al., 2001; Okamoto et al., 2003; Chang et al., 2006; Chang et al., 2009; Pantall et al.).

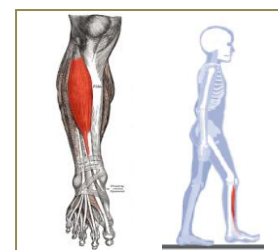


Figure II-11 : Emplacement et action du TA pendant la marche.

Nous nous sommes alors intéressés au Tibialis Antérieur (TA), au Gastrocnemius Latéralis (GL), le Rectus Femoris (RF) et le Biceps Femoris (BF).

Le TA ([Figure II-11](#)) dont sa principale action est de réaliser une flexion dorsale et une inversion du pied, s'attache sur la face externe du tibia et se termine sur le premier cunéiforme et sur le premier métatarsien.

Le GL ([Figure II-12](#)), muscle superficiel du Triceps Sural, entraîne la cheville en flexion plantaire et participe également à la flexion du genou. Le GL s'attache sur un condyle de la partie inférieure du Fémur et se termine sur le tendon d'Achille et s'attache sur la face postérieure du calcanéum.

Le RF ([Figure II-13](#)) s'attache sur l'épine iliaque antéro-inférieure, et descend en avant des trois chefs précédents jusqu'au tendon commun. Il participe à la flexion de hanche et à l'extension de genou.

Le BF ([Figure II-14](#)) s'insère sur l'ischion et se termine sur la tête du Péroné par un tendon. Il participe à la flexion du genou et la rotation externe de la jambe.

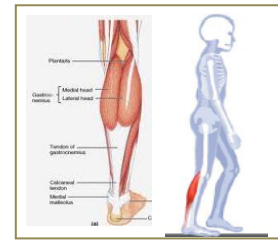


Figure II-12 : *Emplacement et action du GL pendant la marche.*



Figure II-13 : *Emplacement et action (en vert) du RF pendant la marche.*

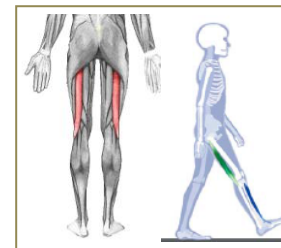


Figure II-14 : *Emplacement et action du BF pendant la marche (vert).*

🌀 Procédure et Positionnement des électrodes :

La procédure et le positionnement des EMG ont suivi rigoureusement les recommandations de l'organisation SENIAM (www.seniam.org).

Avant de placer les électrodes, les normes SENIAM préconisent de préparer la peau pour obtenir des meilleurs signaux électriques et diminuer les effets de bruits. Il faudrait normalement raser la peau au dessus des muscles susceptibles de recevoir les électrodes, frotter la peau pour dégager les peaux mortes et enfin nettoyer la peau avec de l'alcool pour la dégraisser. En ce qui nous concerne, nous n'avons pas rasé les enfants, et nous nous sommes servi de produits adaptés aux enfants pour nettoyer et dégraisser leur peau.

Le placement des électrodes nécessite de repérer le point moteur du muscle à analyser. Pour cela nous nous sommes aidés des normes SENIAM que nous avons adaptées à notre population. Après avoir déterminé le point moteur, le capteur (avec les 2 électrodes) doit être positionné dans le sens des fibres musculaires, parallèlement au muscle.

Pour le TA, le point moteur (Figure II-15) est situé à 1/3 de la ligne passant de l'extrémité du tibia à l'extrémité de la maléole interne (ou médiale).

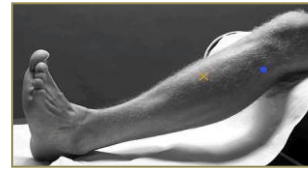


Figure II-15 :
Position du point moteur de TA (la croix indique le point moteur).

Le capteur EMG sur le GL (Figure II-16) est situé à 1/3 de la ligne allant de la tête du tibia au talon.

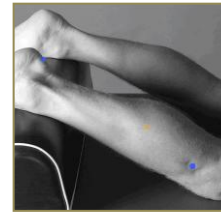


Figure II-16 :
Position du point moteur du GL.

Pour le RF (Figure II-17), l'électrode doit être placée à mi chemin de la partie antérieure de l'épine illiaque supérieure et sur la partie supérieure de la rotule.

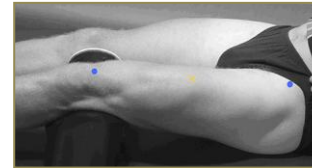


Figure II-17 :
Position du point moteur du RF.

L'électrode pour le BF (Figure II-18) se situe à la moitié de la ligne partant de la tubérosité ischiale jusqu'à l'épicondyle latérale du tibia.



Figure II-18 :
Position du point moteur du BF.

La Figure II-19 illustre les différentes étapes nécessaires afin d'équiper le sujet de capteurs EMG.



Figure II-19 : Illustrations des étapes pour équiper le sujet.

Traitement du signal

La fréquence d'acquisition du système EMG est de 1000Hz. Pour analyser les signaux EMG, il est nécessaire de réaliser un traitement pour éliminer les artefacts d'enregistrement et le bruit. Dans un premier temps, le signal est redressé (Figure II-20B) pour obtenir la valeur absolue du signal. Ensuite le signal doit être lissé (Figure II-20C). Un filtre passe-bas d'ordre 2 et de 6Hz en fréquence de coupure a été appliqué.

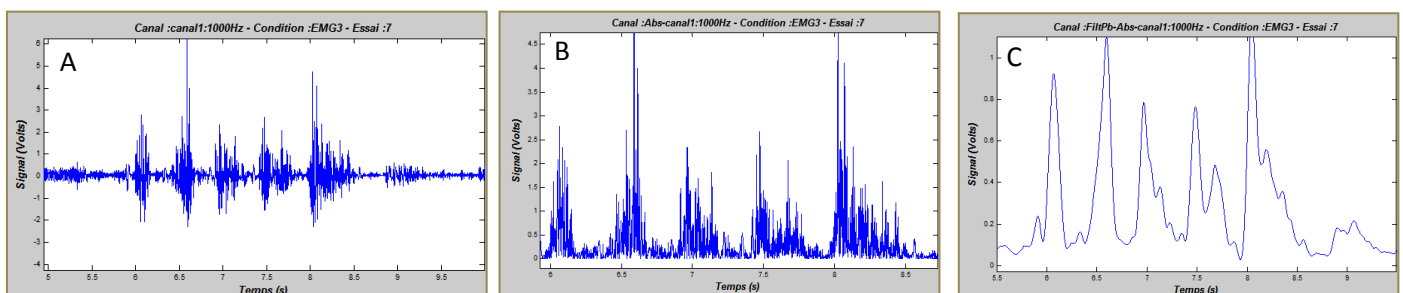


Figure II-20 : Étapes de traitement du signal. Signal brut en A, signal redressé en B et filtré en C.

Les fichiers EMG relatent l'influx nerveux mesuré au niveau du muscle, exprimés en mV, en fonction du temps. Les fichiers de sortie du Gaitrite®, détaillent pour chaque pas et chaque pied : la pose et le décollage du talon (heel on / heel off), la pose et le décollage du milieu du pied (mid on / mid off), la pose et le décollage des orteils (toe on / toe off). Les données du tapis et des EMG étaient synchronisées mais avec retard de 2 secondes du fait de la transmission de celles-ci en wifi.

Ainsi, un utilitaire développé en Python a lu pour chaque enfant, pour chaque condition et pour chacun des passages, les 4 fichiers EMG et les données issues du tapis et les a synchronisé. Ces données ont ensuite été post-traitées à l'aide de scripts Gnuplot, spécialement conçus, afin de générer les graphiques présentant la pose et le décollage des pieds et l'activité EMG en fonction du temps. Ces graphiques sont présentés en annexes.

Enfin, pour analyser l'activation musculaire, un second script Python a été élaboré. Les activations musculaires ont alors été dé-corrélées du temps et ont été rapportées au cycle de marche présentant ainsi l'activité EMG de chaque muscle pendant le cycle de marche (% de cycle). Un nouveau script Gnuplot a alors été élaboré pour visualiser ces résultats (voir annexes).

CHAPITRE III: CONTRIBUTIONS EXPÉRIMENTALES

III.1. Étude 1: Impacts du vêtement (pantalon) et/ou de la couche sur la marche de l'enfant

III.1.1. Introduction

L'étude de la marche chez l'enfant permet de mieux comprendre le développement « normal » de celui-ci mais surtout de mettre en évidence et de diagnostiquer rapidement les pathologies associées au système nerveux central (Sutherland, 1997). Shirley (1931) et McGraw (1932) ont été des précurseurs dans ce domaine avec des études basées essentiellement sur la description des comportements moteurs. Depuis les années 80-90 les études sur le développement de la marche chez l'enfant se sont multipliées soulignant ainsi l'intérêt porté à l'enfant et son développement au sein de nos sociétés. Ces nombreuses études se sont intéressées à décrire le développement de la marche chez les enfants à partir des paramètres spatio-temporels de celle-ci. Ainsi, l'enfant marche tout seul entre 11 et 14 mois (Malina, 1980) ; 12 et 14 mois (Gallahue et Ozmun, 1998.) ; à partir de 12 mois (Sheridan, 1960; Halleman et al., 2006b) et acquiert une marche mature vers 5-6 ans (Okamoto et Kumamoto, 1972; Cavagna et al., 1983). Pour analyser le développement de la locomotion de l'enfant, la plus part des études (Bril et Ledebt, 1994; Assaiante et Chabrol, 2010; Dominici et al., 2010) se basent sur l'expérience de marche de l'enfant plutôt que l'âge de celui-ci.

Certains auteurs considèrent ainsi le début de la marche autonome lorsque le nourrisson arrive à effectuer 5 pas tout seul (Yaguramaki et Kimura, 2002), 10 pieds (3.1m) (Adolph et al., 2003) ; 3 pas sans tomber (Ledebt, 2000; Ledebt, 2004; Halleman et al., 2005). Ces différences sont susceptibles, en plus des paramètres individuels d'expliquer la variabilité de l'âge du début de marche indépendante. À partir des paramètres spatio-temporels étudiés, plusieurs auteurs s'accordent sur le fait que la vitesse de marche, la longueur du pas et la cadence augmentent avec l'expérience de marche de l'enfant (Clark et Phillips, 1987). Ces paramètres permettent entre autres de mettre en évidence le niveau de maturation du système nerveux central. (Sutherland, 1997). Les enfants qui débutent la marche présentent un écartement latéral des pieds important dans le but d'augmenter leur surface d'appui (Burnett et Johnson, 1971). Cette surface tend à diminuer avec l'expérience de marche. Une diminution du pourcentage de double appuis et une augmentation du pourcentage de simple appui sont observées, montrant ainsi la capacité de l'enfant à gérer l'équilibre sur une jambe (Sutherland et al., 1980). Ces données sont le résultat de nombreuses publications dans ce domaine. Toutefois, la plus part de ces études ont étudié des sujets qui portaient, quand la tenue était spécifiée, soit des couches, soit des tenues spécifiques (Halleman et al., 2005). Les auteurs précédents ont-ils eu raison de ne pas s'intéresser à la tenue de l'enfant lors de leur développement moteur ou bien est-ce

un paramètre à prendre en compte? L'écartement des pieds des enfants est-il la conséquence d'un problème d'équilibration (afin d'augmenter sa base de sustentation) ou bien est-ce la couche qui contraint l'enfant, et ce, d'autant plus avec les couches lavables dont le volume est plus important ? L'enfant est généralement habillé lorsqu'il apprend à marcher, le pantalon (par sa taille, sa coupe, sa matière,...) peut-il être une contrainte au bon développement de la marche de celui-ci ? D'après nos sources, aucune publication ne traite directement de ce sujet. Certains auteurs, se sont intéressés à l'influence que peut avoir le port d'un pantalon en lycra® sur l'amélioration de l'équilibre lors de la marche chez des enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale (Rennie et al., 2000). Récemment, Samson et al. (2001) se sont intéressés à l'impact du port de chaussures sur le développement de la marche chez l'enfant. Seulement quelques études se sont intéressées à l'impact d'une tenue vestimentaire mais uniquement sur des sujets atteints de trouble de la marche (Rennie et al., 2000). L'originalité de notre démarche est de voir si la tenue de l'enfant peut influencer le développement de la marche.

III.1.2. Matériel et méthode

III.1.2.1. Sujets

Vingt-deux enfants sains (11 filles et 11 garçons) âgés en moyenne de 19,4 mois ($\pm 5,4$ mois) ont participé à cette étude après acceptation écrite de leurs parents. Les informations sur la santé et le développement des enfants et plus particulièrement le début de la marche indépendante ont été recueillies à partir d'un questionnaire complété par les parents. La marche indépendante est observée lorsque les enfants arrivent à marcher 3 pas tous seuls sans tomber (Ledebt, 2000; Ledebt, 2004; Hallemans et al., 2006a). Les enfants de notre étude ont commencé à marcher en moyenne à 13,4 mois ($\pm 2,4$ mois).

III.1.2.2. Protocole expérimental

Les enfants devaient marcher sur un tapis (Gaitrite® 5,18 m x 0,89 m) sans vitesse imposée. Chaque enfant devait réaliser au moins 10 essais dans les 4 conditions proposées. Au final, au moins 5 essais par enfant et par condition ont été analysés. Dans la première condition, les enfants marchaient sur le tapis vêtus d'une couche et d'un pantalon (C1). Ensuite, ceux-ci étaient habillés successivement soit d'une couche et d'un survêtement (C2), soit d'une couche seule (C3) ou encore sans vêtement (C4) (juste un sous-vêtement). Ces 4 conditions ont été randomisées.

III.1.2.3. Données anthropométriques

	G1	G2	G3	G1 G2 G3
	0 - 3 Mois IW	3 - 6 Mois IW	6 - 18 Mois IW	0 - 18 Mois
n	8	7	7	22
âge (mois)	15,3 ± 2,3	17,6 ± 10,1	25,8 ± 3,3	19,4 ± 5,4
Taille (cm)	74,7 ± 3,6	80,3 ± 0,9	87,5 ± 3,2	80,6 ± 6,3
Poids (kg)	9 ± 1	10,9 ± 1	11,9 ± 0,8	10,5 ± 1,6
Longueur de jambe (cm)	32,5 ± 2	35,1 ± 1,6	37,2 ± 2,3	34,8 ± 2,9
Expérience de marche (mois)	1,5 ± 1	4,6 ± 1,3	12,6 ± 4,1	6 ± 5,4
âge de marche (mois)	13,8 ± 2,6	13 ± 2,4	13,2 ± 1,7	13,4 ± 2,4

Tableau 8 : Caractéristiques des trois groupes en fonction de l'Expérience de Marche (EM) des enfants.

III.1.2.4. Analyse des données

III.1.2.4.1. Paramètres spatio-temporels

Pour chaque cycle de marche sélectionné, le temps de contact du pied gauche et droit ainsi que le décollage des pieds ont été mesurés à l'aide du Gaitrite®. Le logiciel du Gaitrite® a également permis de déterminer la vitesse de marche, la longueur de pas, l'écartement des pieds ainsi que le temps de double appui (exprimé en % du cycle de marche). Ces paramètres ont été normalisés selon la méthode de Hof (1996).

III.1.2.4.2. Analyse statistique

Une ANOVA à mesures répétées a été utilisée afin de mettre en évidence les différences éventuelles entre les différentes conditions pour chaque sujet. Cette analyse statistique a été réalisée sur les paramètres spatio-temporels de la marche. Un test post hoc de Tukey a été utilisé quand cela était nécessaire. Le niveau de significativité est de $p < 0,05$.

III.1.3. Résultats

L'analyse statistique révèle un effet significatif de la vitesse de marche ($p < 0,001$) et de longueur de pas ($p < 0,001$) lorsque les enfants portent un pantalon comparativement aux autres conditions.

La Figure III-1 présente un effet significatif de l'écartement des pieds ($p < 0,05$). L'analyse statistique présente un effet significatif du temps de double appui ($p < 0,05$) dans la condition couche + pantalon, et lorsque les enfants portent un pantalon de sport ou seulement une couche.

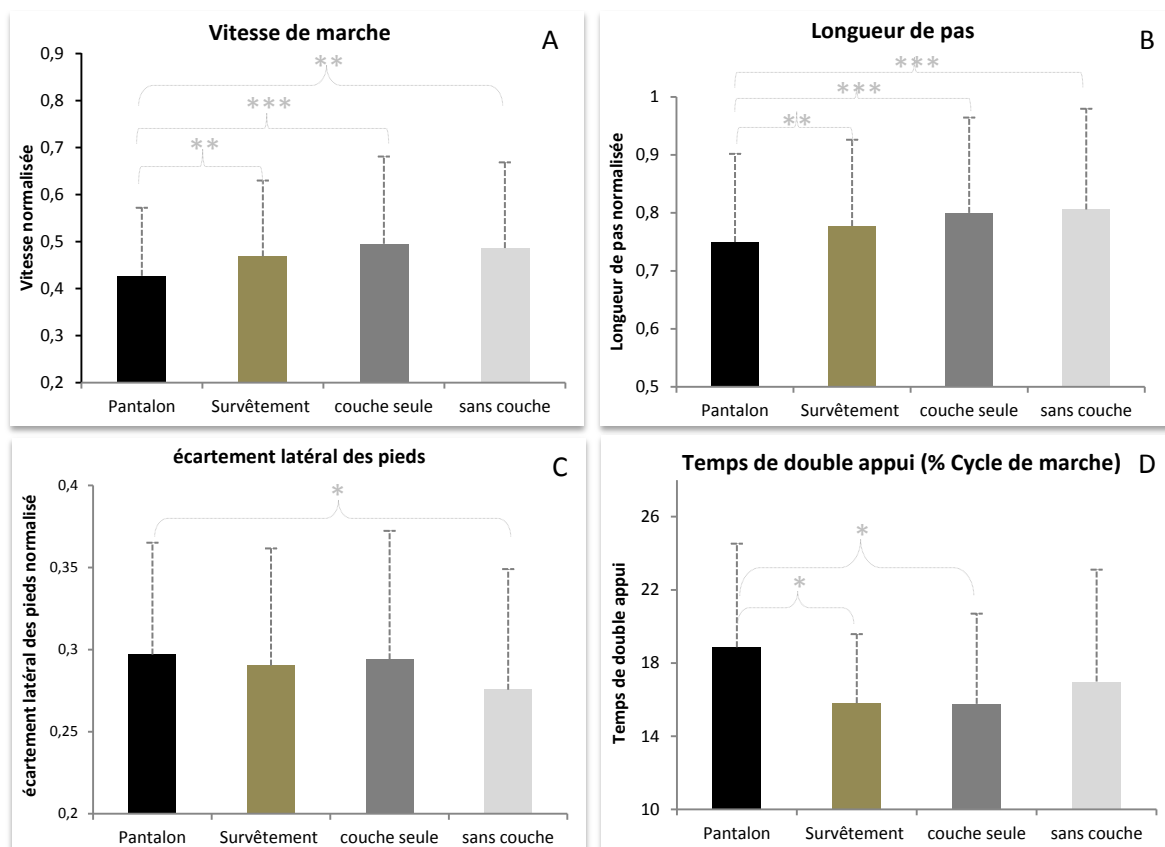


Figure III-1: Les graphiques, A, B, C, D représentent respectivement la moyenne et l'écart type pour la vitesse de marche normalisée, la longueur de pas, l'écartement des pieds, le temps de double appui pour les 22 enfants. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

III.1.4. Discussion

Le but de notre étude consistait à vérifier l'impact d'un vêtement sur la marche ou le développement de celle-ci chez l'enfant. L'influence du pantalon et de la couche sur les paramètres spatio-temporels de la marche ont donc été étudiés sur un échantillon de 22 enfants débutant la marche et d'autres ayant jusqu'à 18 mois d'expériences de marche. Cet échantillon, représente une limite à cette étude par sa taille relativement petite.

Concernant l'influence du vêtement sur la marche de l'enfant, le pantalon semble avoir un impact plus important que la couche sur les paramètres tels que la vitesse de marche, la longueur de pas et le temps de double appui. En revanche, la couche semble avoir un effet sur l'écartement latéral des pieds. Cet effet s'annihile lorsque l'enfant n'a plus de couche (C1, C2, C3 Versus C4). Ceci s'explique sans doute par une diminution de la contrainte articulaire engendrée par la grosseur de la couche au niveau de la hanche. Cependant la couche n'a que très peu d'impact sur la vitesse de marche et l'amplitude du pas.

Le pantalon entraîne une diminution de la vitesse de marche qui résulte d'une diminution de la longueur de pas. Des différences sont ainsi visibles entre le pantalon en toile bloquée (textile non

extensible) et le pantalon de survêtement en molleton (plus extensible). Le type même de pantalon (armure, matière, coupe) influence alors la marche de l'enfant. En effet, avec le pantalon en toile, la longueur du pas diminue, ce qui suggère que celui-ci entraîne une contrainte biomécanique en diminuant l'amplitude articulaire au niveau de la hanche et/ou du genou.

III.1.5. Conclusion

La tenue vestimentaire a une influence sur la marche de l'enfant et notamment sur sa vitesse, ainsi que la longueur du pas. Le pantalon contraint la marche de l'enfant en diminuant l'amplitude articulaire au niveau des membres inférieurs.

Le survêtement contraint également la marche mais moins que le pantalon. En ce qui concerne la couche, celle-ci n'a que très peu d'influence sur la marche des enfants ayant l'habitude de porter des couches.

III.2. Étude 2 : À quel âge le vêtement ou la couche ont-ils un impact significatif sur les caractéristiques spatio-temporelles de la marche ?

III.2.1. Introduction

L'acquisition de la marche est une première étape dans l'autonomie du nouveau marcheur. L'enfant marche tout seul entre 11 et 14 mois (Malina, 1980) ; 12 et 14 mois (Gallahue et Ozmun, 1998) ; à partir de 12 mois (Sheridan, 1960; Halleman et al., 2006b) et acquiert une marche mature vers 5-6 ans (Okamoto et Kumamoto, 1972; Cavagna et al., 1983; Thorpe et al., 2005). Entre les premiers pas de l'enfant et la marche mûre, de nombreuses transformations de la marche apparaissent. Celles-ci s'opèrent en plusieurs étapes. Quatre étapes importantes dans le développement de la marche de l'enfant se dégagent alors.

La première étape débute avec les premiers pas du jeune marcheur jusqu'à environ 3 mois d'expérience de marche. Durant cette période, l'enfant expérimente les contraintes de la posture et du mouvement. Cette étape est marquée par un écartement latéral des pieds important, augmentant la base de sustentation (Burnett et Johnson, 1971) pour tenter de gérer son contrôle postural encore peu maîtrisé. Sa fréquence de marche est élevée, organisée de petits pas et est généralement gouvernée par des moments d'équilibre et de déséquilibre du sujet. Le temps d'appui est important, diminuant alors le temps d'oscillation, toujours dans un objectif de se rééquilibrer. Pour cela, le temps de double appuis est relativement long (Sutherland et al., 1980).

La deuxième étape débute à la fin des 3 mois d'EM, l'enfant intègre progressivement la posture et le mouvement, et de nombreux progrès vont avoir lieu entre 3 et 6 mois de marche indépendante (Ledebt, 1998). Les paramètres spatiaux temporels vont largement évoluer et notamment à partir du 4^{ème} mois de marche indépendante (Adolph, 2003). Cependant un manque de stabilité est encore présent et mis en évidence par l'accélération verticale du CG lors d'un pas. Ces accélérations verticales du CG juste avant la pose du pied rendent compte des phases de chutes et de rattrapage (Bril et Breniere, 1988; Breniere et Bril, 1998). Toutefois, à la fin de cette période, l'enfant va mettre en place une nouvelle stratégie de marche passant alors d'une marche « en tombant » à une locomotion bipédique de propulsion.

La 3^{ème} étape allant de 6 à 12 mois d'EM révèle les expériences des périodes précédentes. L'enfant marche désormais en posant son pied par le talon (Thelen et Cooke, 1987; Bril et Ledebt, 1994; Sutherland, 1997), présentant alors une marche plus équilibrée et plus organisée avec une phase de propulsion. Nous observons alors une flexion et une rotation de la hanche et une flexion du genou pendant la phase d'oscillation plus importantes (Sutherland, 2002). Cette période est alors une phase de stabilisation et d'affinement du contrôle de la marche.

La dernière étape après 12 mois d'EM constitue une phase d'ajustements (Bril, 2000) avec notamment l'apparition des ajustements posturaux anticipés et un pattern de marche qui va de plus en plus ressembler à celui de l'adulte.

Lors de la première étude, nous avons constaté un impact du port du vêtement sur la locomotion de l'enfant et principalement un effet du pantalon sur la marche de celui-ci. Ce constat nous conduit à nous interroger sur le fait que cet impact peut différer selon l'âge en considérant les différentes étapes de développement de la marche citées précédemment. Nous supposons alors que plus l'enfant sera débutant dans l'apprentissage de la locomotion bipédique, plus le pantalon et / ou la couche contraindra celui-ci dans ses déplacements.

III.2.2. Matériel et Méthodes

III.2.2.1. Sujets

L'étude est divisée en 2 parties, 22 sujets (19 ± 5 mois) ont participé à une première partie de l'expérimentation. Les 22 sujets ont été répartis en 3 groupes en fonction de l'expérience de marche des sujets. En moyenne, les sujets ont débuté la marche indépendante vers 13 mois (± 2 mois). Nous considérons le début de la marche indépendante lorsque les enfants parviennent à enchaîner trois pas sans tomber (Ledebt, 2000 ; Halleman et al, 2006).

Tableau 9 : Caractéristiques des 3 groupes d'enfants.

	G1	G2	G3	G1 G2 G3
	0 - 3 Mois EM	3 - 6 Mois EM	6 - 18 Mois EM	0 - 18 Mois
n	8	7	7	22
âge (mois)	15,3 \pm 2,3	17,6 \pm 10,1	25,8 \pm 3,3	19,4 \pm 5,4
Taille (cm)	74,7 \pm 3,6	80,3 \pm 0,9	87,5 \pm 3,2	80,6 \pm 6,3
Poids (kg)	9 \pm 1	10,9 \pm 1	11,9 \pm 0,8	10,5 \pm 1,6
Longueur de jambe (cm)	32,5 \pm 2	35,1 \pm 1,6	37,2 \pm 2,3	34,8 \pm 2,9
Expérience de marche (mois)	1,5 \pm 1	4,6 \pm 1,3	12,6 \pm 4,1	6 \pm 5,4
âge de marche (mois)	13,8 \pm 2,6	13 \pm 2,4	13,2 \pm 1,7	13,4 \pm 2,4

G, Groupe ; EM, Expérience de Marche

La deuxième partie de l'étude a été réalisée avec la participation de 45 sujets ($24,0$ mois \pm 8,3) répartis en 5 groupes en fonction de leur expérience de marche comme indiqué dans le [tableau 9](#). Ces 5 groupes prennent en compte les différents stades de l'apparition de la marche (voir V.2.1).

Tableau 10 : Caractéristiques des 5 groupes d'enfants

	G1	G2	G3	G4	G5	G1 G2 G3 G4 G5
	0 - 3 Mois EM	3 - 6 Mois EM	6 - 12 Mois EM	12 - 20 mois EM	> 12 mois EM (sans couche)	
n	8	10	9	9	9	45
filles / garçons	4/4	6/4	5/4	2/7	6/3	23/22
âge (mois)	15,3 ± 2,3	17,6 ± 2,6	22,8 ± 1,1	27,6 ± 3,7	35,9 ± 6,7	24,0 ± 8,3
Taille (cm)	74,7 ± 3,6	81,4 ± 3,13	87,1 ± 3,1	86,9 ± 3,3	93,1 ± 2,9	84,6 ± 7,2
Poids (kg)	9 ± 1	11,4 ± 1	12,8 ± 1,32	12,5 ± 1,12	12,3 ± 1,1	11,7 ± 2
Longueur de jambe (cm)	32,5 ± 2	33,9 ± 2,2	36,6 ± 2,2	36,7 ± 1,6	36,9 ± 1,8	36,1 ± 3,9
Expérience de marche (mois)	1,5 ± 1	4,9 ± 1,3	10,2 ± 1,77	16,7 ± 1,9	22,19 ± 2,2	11,2 ± 8,3
âge de marche (mois)	13,8 ± 2,6	13 ± 2,3	12,6 ± 1,6	12,3 ± 1,2	13,7 ± 2,1	13,1 ± 2,2

G, groupe ; EM, expérience de marche

III.2.2.2. Protocole Expérimental

Les enfants étaient encouragés à marcher sur un tapis de marche électronique mesurant 5,18m de long à une vitesse librement choisie par le sujet. Les enfants devaient alors traverser ce tapis selon 4 conditions randomisées (1^{ère} partie de l'étude) : couche + pantalon ; couche + pantalon de survêtement ; couche ; et sans couche.

Les enfants qui composent la seconde partie de l'étude ont réalisés les mêmes essais sauf que la condition couche + pantalon de survêtement a été alternée avec un autre vêtement et ne sera donc pas traité dans cette étude. De plus, les enfants du Groupe 5 ne portant plus de couche sont seulement passés sur les 3 conditions (pantalon ; pantalon de survêtement ; sous-vêtement).

Les jeunes marcheurs devaient effectuer en moyenne 10 essais par condition pour obtenir 5 essais analysable, soit entre 15 et 20 passages par enfant.

Il est à noter qu'un enfant du Groupe 2 n'a pas terminé tous les essais.

III.2.2.3. Analyse des données

Pour chacun des essais, différents paramètres spatio-temporels de la marche ont été enregistrés. Les essais étaient également filmés. La vitesse de marche, la longueur de pas, la cadence, l'écartement latéral des pieds, la répartition des temps d'appui et d'oscillation ainsi que l'orientation des pieds ont été mesurés. Les paramètres de vitesse, de cadence, de longueur de pas et d'écartement latéral des appuis ont été normalisés selon la méthode de Hof (1996).

III.2.2.4. Analyse statistique

Pour la première partie de l'étude, afin de vérifier l'effet du port des différents vêtements sur la marche, une analyse de la variance (ANOVA) des 3 groupes (G1 vs. G2 vs. G3) selon les 4 conditions de vêtement (Couche + pantalon vs. Couche + pantalon de survêtement vs. Couche vs. Sous-vêtement) à mesure répétées sur le dernier facteur a été réalisé sur les 4 variables dépendantes. Un test post hoc de Tukey a été utilisé quand cela était nécessaire. Le niveau de significativité est de $p < 0,05$.

Pour la seconde partie, une ANOVA de 4 groupes (G1 vs. G2 vs. G3 vs. G4) en fonction de 3 conditions de vêtements (Couche + pantalon vs. Couche vs. Sous-vêtement) à mesure répétées sur le dernier facteur a été réalisé sur les 3 variables dépendantes. Un test post hoc de Tukey a été également utilisé lorsque cela était nécessaire. Le niveau de significativité était établi pour $p < 0,05$. Les conditions du Groupe 5 étant différentes, l'analyse statistique sera réalisée seulement sur ce groupe sans le comparer aux autres. Une ANOVA sur les 3 conditions de vêtement à mesure répétée sur le dernier facteur a été réalisé sur les 3 variables dépendantes avec un niveau de significativité établi pour $p < 0,05$.

III.2.3. Résultats partie 1

La vitesse de marche

Comme illustré sur la [Figure III-3A](#) et la [Figure III-4A](#), l'analyse de la vitesse de marche présente un effet significatif du groupe [$p = 0,011$] et de la tenue vestimentaire [$p < 0,001$]. L'interaction du groupe x tenue présente également des différences significatives [$p = 0,018$]. La décomposition de cette interaction, illustrée par la [Figure III-2A](#), montre des différences significatives entre le pantalon et la couche ($p = 0,001$) et entre le pantalon et la condition sous-vêtement ($p < 0,001$) seulement pour le Groupe 3, c'est-à-dire des enfants ayant plus de 6 mois d'EM.

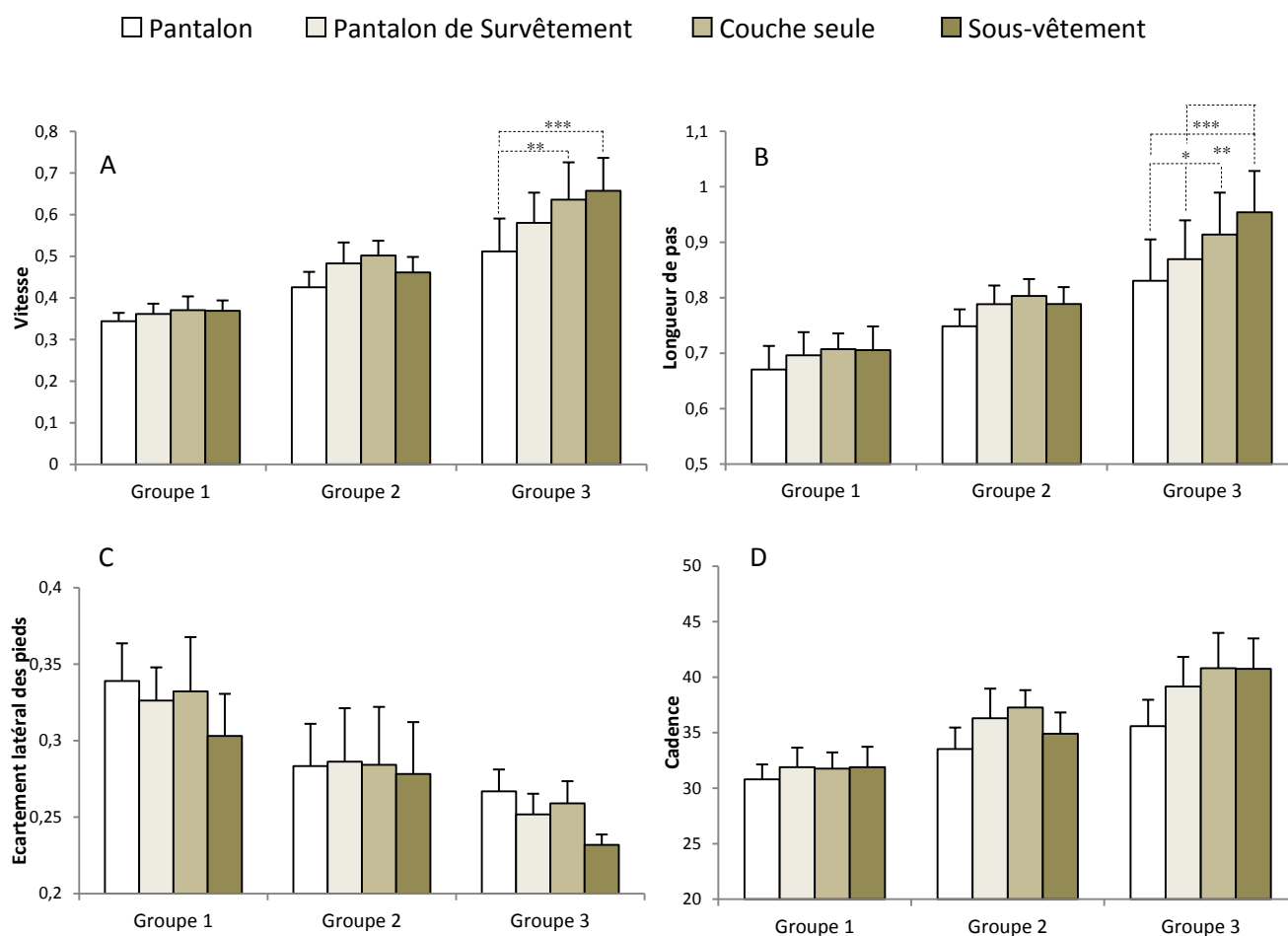


Figure III-2 : Interaction. Moyennes et écarts types de la vitesse de marche (A), de la longueur du pas (B), de la cadence (C) et de l'écartement latéral des pieds (D) pour les 3 groupes d'enfants suivant les 4 conditions vestimentaires (Pantalon; pantalon de survêtement, Couche, Sous-vêtement). Tous les paramètres spatio-temporels de la marche ont été normalisés selon la méthode de Hof (1996). * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

La cadence :

Comme illustré sur la [Figure III-3B](#) et la [Figure III-4B](#), l'analyse de la cadence ne présente pas d'effet significatif du groupe mais seulement une tendance [$p=0,055$] et un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p < 0,001$]. L'interaction du groupe X tenue ne montre pas d'effet significatif ($p = 0,220$), mis en évidence par la [Figure III-2B](#).

La longueur de pas :

Comme illustré sur la [Figure III-3C](#) et la [Figure III-4C](#), l'analyse de la longueur de pas présente un effet significatif du groupe [$p=0,039$] et de la tenue vestimentaire [$p < 0,001$]. L'interaction du groupe X tenue présente également des différences significatives [$p=0,038$]. La décomposition de cette interaction, illustrée par la [Figure III-2C](#), révèle une augmentation significative de la longueur de pas entre le pantalon et la couche ($p=0,001$), entre le pantalon et la condition sous-vêtement ($p < 0,001$)

ainsi qu'entre le pantalon de survêtement et la condition sous-vêtement ($p < 0,001$) seulement pour les enfants ayant plus de 6 mois d'EM.

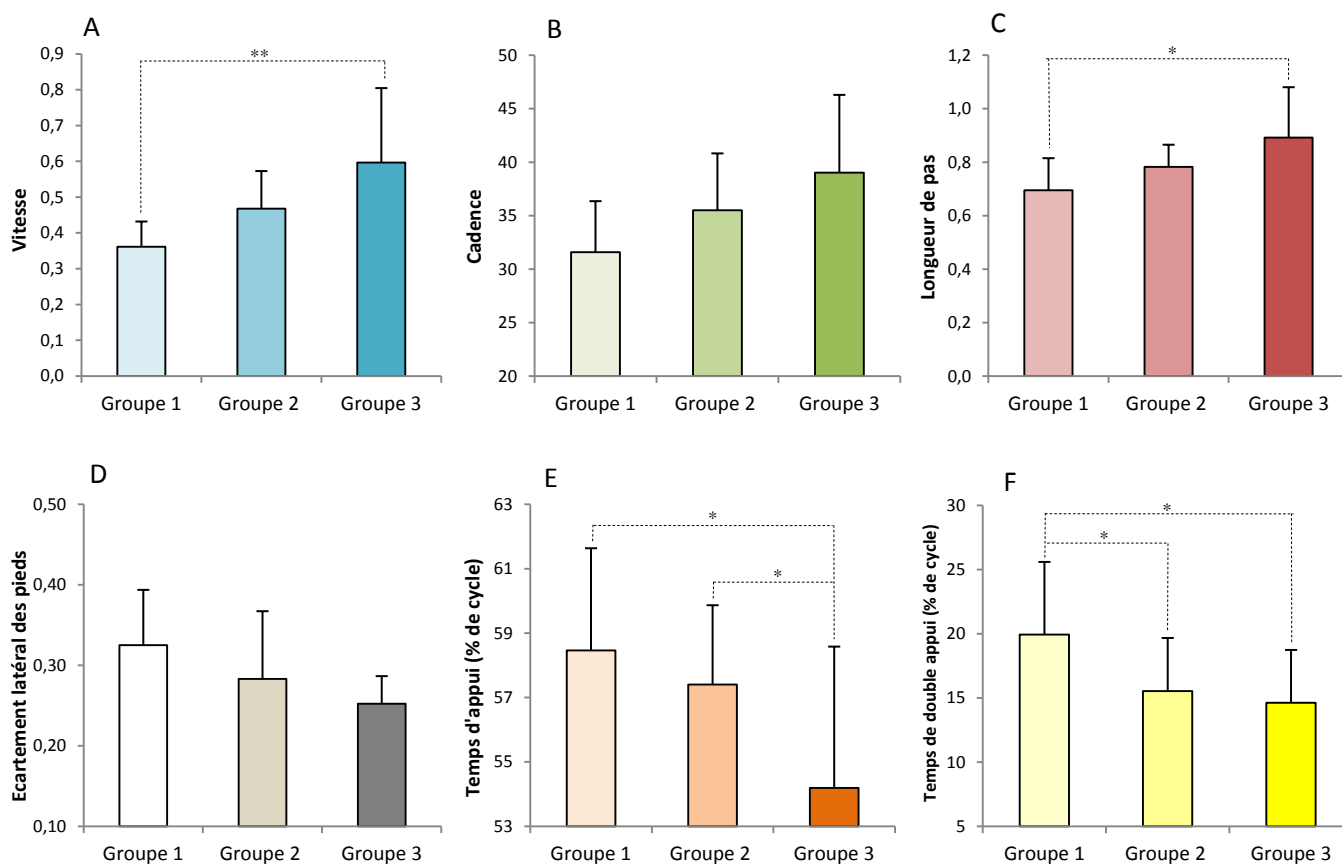


Figure III-3 : Effet de l'âge. Les graphiques A, B, C, D, E, F présentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la cadence, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds, le temps d'appui ainsi que le temps de double appuis ; pour les 3 groupes d'enfants basés sur leur expérience de marche (Groupe 1 : 0 – 3 mois d'EM, Groupe 2 : 3 – 6 mois d'EM ; Groupe 3 : 6-18 mois d'EM). * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

L'écartement latéral des appuis :

Comme illustré sur la [Figure III-3D](#) et la [Figure III-4D](#), l'analyse de l'écartement latéral des appuis ne présente pas d'effet significatif du groupe [$p=0,12$] mais un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p=0,011$]. L'interaction du groupe X tenue ne montre pas d'effet significatif ($p = 0,72$), présentée par la [Figure III-2D](#).

Le Temps d'appui :

Comme illustré sur la [Figure III-3E](#) et la [Figure III-4E](#), l'analyse du temps d'appui lors de chaque cycle de marche révèle un effet significatif du groupe [$p=0,02$] et un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p=0,015$]. L'interaction du groupe X tenue ne montre pas d'effet significatif ($p = 0,55$), mis en évidence par la [Figure III-2E](#).

Le temps de double appui :

Comme illustré sur la [Figure III-3F](#) et la [Figure III-4F](#), l'analyse du temps passé en double appui lors de chaque cycle de marche révèle un effet significatif du groupe [$p=0,02$] et un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p=0,019$]. L'interaction du groupe x tenue ne montre pas d'effet significatif ($p = 0,49$), mis en évidence par la [Figure III-2E](#).

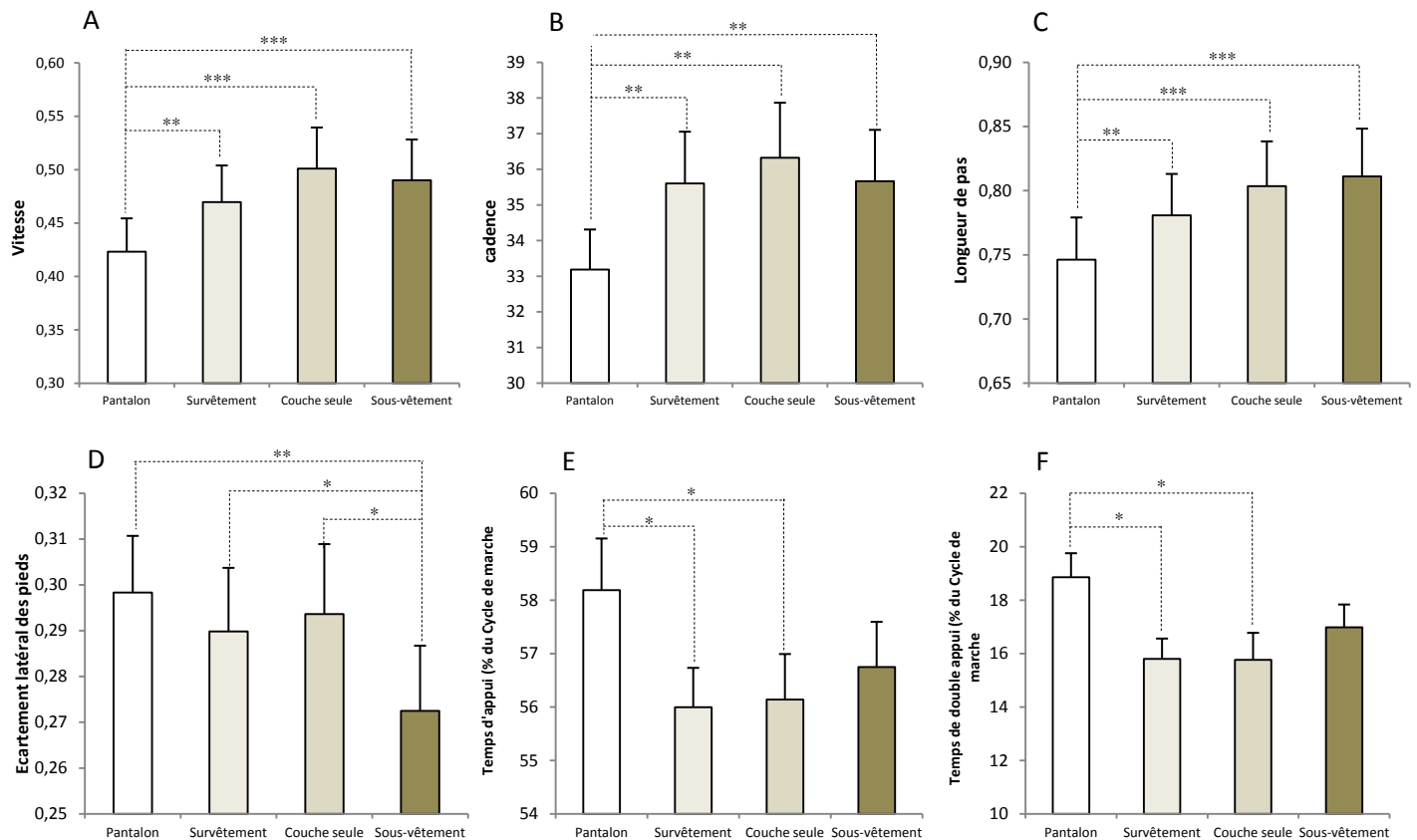


Figure III-4 : Effet de la tenue. Les graphiques A, B, C, D, E, F présentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la cadence, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds, le temps d'appui ainsi que le temps de double appuis ; lors de la marche réalisée dans 4 tenues différentes (Pantalon, pantalon de survêtement, couche seule, sous-vêtement) * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

III.2.4. Résultats partie 2

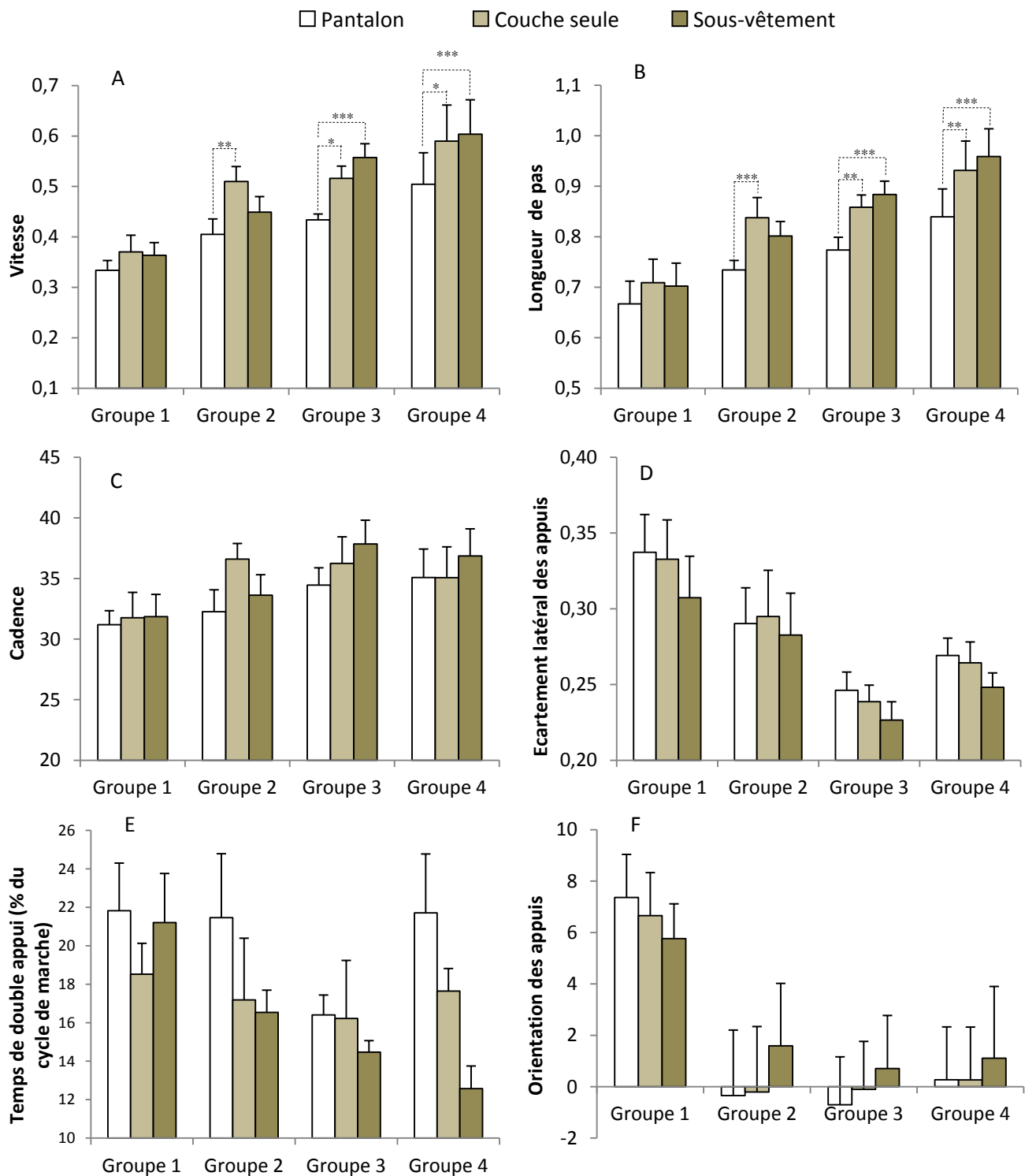


Figure III-5 : Interaction. Moyennes et écart types de la vitesse de marche (A), de la longueur du pas (B), de la cadence (C), de l'écartement latéral des pieds (D), temps de double appuis (E) et l'orientation des appuis (F) pour les 3 groupes d'enfants suivant les 4 conditions vestimentaires (Pantalon; pantalon de survêtement, Couche, Sous-vêtement). Tous les paramètres spatio-temporels de la marche ont été normalisés selon la méthode de Hof (1996). * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

L'analyse de la vitesse de marche présente un effet significatif du groupe [$p = 0,007$] présentée par la [Figure III-7A](#) et un effet significatif de la tenue [$p < 0,001$]. L'interaction du groupe X tenue

présente également des différences significatives [$p=0,014$]. La décomposition de cette interaction, illustrée par la [Figure III-5A](#), montre des différences significatives entre le pantalon et la couche ($p=0,0014$) pour les enfants du Groupe 2. Une augmentation significative de la vitesse de marche est également observée entre la condition couche et pantalon ($p=0,029$) ainsi que sous-vêtement et pantalon ($p<0,001$) pour les enfants du Groupe 3. Il en est de même entre les conditions couche et pantalon ($p=0,02$) ainsi que la condition sous-vêtement et pantalon ($p= 0,003$) pour le Groupe 4.

L'analyse de la longueur de pas présente un effet significatif du Groupe [$p =0,005$] présentée par la [Figure III-6B](#) et un effet significatif de la tenue [$p <0,001$]. L'interaction du groupe X tenue présente également des différences significatives [$p=0,04$]. La décomposition de cette interaction, illustrée par la [Figure III-5B](#), révèle des différences significatives entre le pantalon et la couche ($p<0,001$) ainsi qu'une tendance entre les conditions sous-vêtement et pantalon ($p=0,07$) pour les enfants du Groupe 2. Une augmentation significative de la longueur de pas est observée également entre la condition couche et pantalon ($p=0,006$) ainsi que sous-vêtement et pantalon ($p<0,001$) pour les enfants du Groupe 3. Il en est de même entre les conditions couche et pantalon ($p=0,002$) ainsi que pour les conditions sous-vêtement et pantalon ($p< 0,001$) pour le Groupe 4.

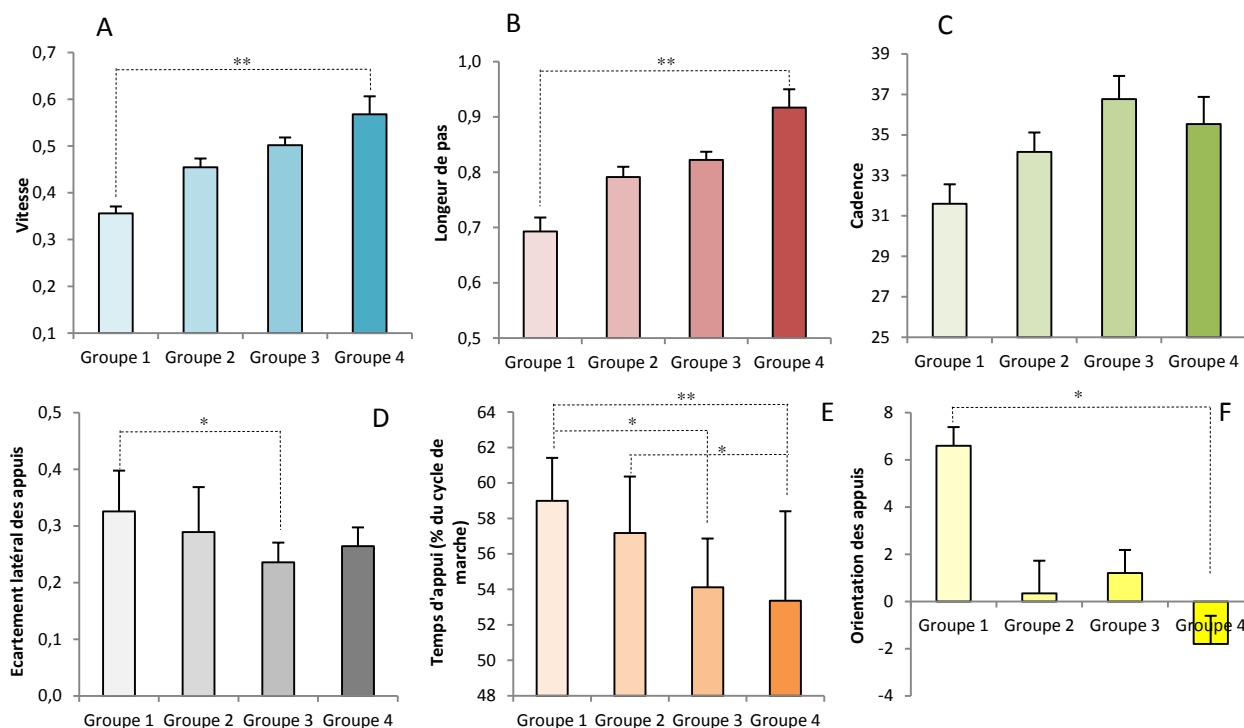


Figure III-6 : Effet âge. Les graphiques A ,B, C, D, E, F présentent respectivement, les moyennes et écarts types normalisés de la vitesse, la cadence, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds, l'orientation des pieds ainsi que le temps d'appuis ; pour les 4 groupes d'enfants basés sur leur expérience de marche (Groupe 1 : 0 – 3 mois d'EM, Groupe 2 : 3 – 6 mois d'EM ; Groupe 3 : 6-12 mois d'EM ; Groupe 4 : 12-20 mois d'EM). * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

L'analyse de la cadence de marche présente un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p=0,04$] mais pas d'effet significatif du groupe [$p=0,27$] présentée par la [Figure III-7C](#). L'interaction du groupe x tenue ne présente pas de différence significative [$p=0,22$].

L'analyse de l'écartement latéral des appuis présente un effet significatif du groupe [$p=0,02$] et un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p=0,003$] présentée respectivement sur la [Figure III-6D](#) et la [Figure III-7C](#). L'interaction du groupe x tenue ne présente pas de différence significative [$p=0,89$].

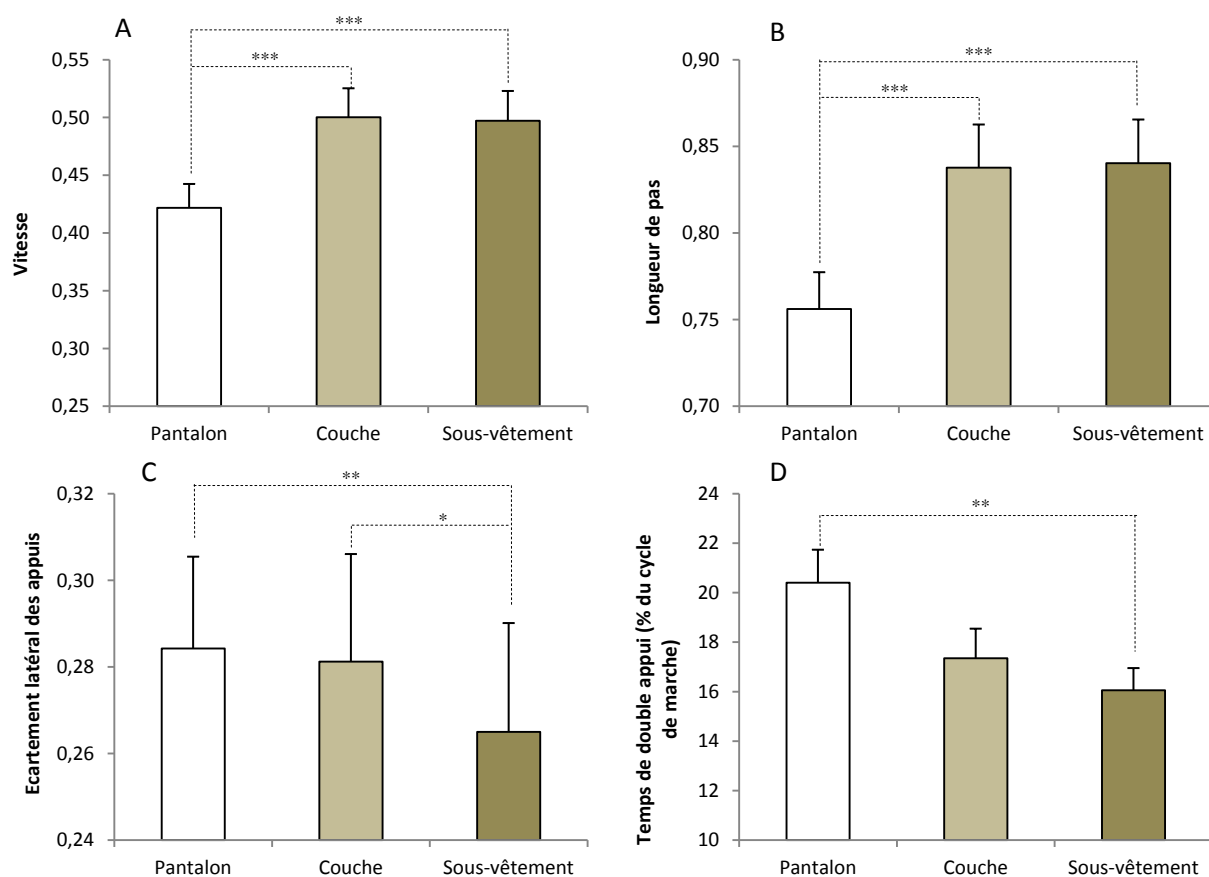


Figure III-7 : Effet tenue. Les graphiques A, B, C, D, présentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds ainsi que le temps de double appui ; lors de la marche réalisée dans 3 tenues différentes (Pantalon, couche seule, sous-vêtement) * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

L'analyse de l'orientation des appuis au sol présente un effet significatif du groupe [$p=0,037$] présentée par la [Figure III-6F](#) mais pas d'effet significatif de la tenue [$p=0,29$]. L'interaction du groupe x tenue présente des différences significatives [$p=0,04$]. Toutefois, la décomposition de cette interaction, illustrée par la [Figure IV-5F](#), ne révèle pas de différence significative.

L'analyse du temps de double appuis durant un cycle de marche présente un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p=0,01$] présentée par la [Figure III-7D](#) mais pas d'effet significatif du groupe [$p=0,24$]. L'interaction du groupe x tenue ne présente pas de différence significative [$p=0,23$].

III.2.5. Discussion

Après avoir constaté un impact du vêtement sur la locomotion des enfants dans l'étude précédente, il semblait intéressant de vérifier s'il y avait une période durant laquelle, le développement de la marche était plus particulièrement influencé par la tenue vestimentaire portée par ces jeunes marcheurs. En effet, l'étude de Groenen (2010) a mis en évidence que la tenue influençait la marche automatique (réflexe de marche) chez les nourrissons tandis que Cole et al., (2012) ont montré un impact des couches sur les paramètres spatio-temporels de la marche. Toutefois cette étude n'a pas pu mettre en évidence d'interaction entre l'expérience de marche des sujets et le port de la couche. Les enfants qui ont participé à cette expérimentation étaient répartis en 2 groupes, avec un premier groupe ayant en moyenne 13 mois d'EM et 19 mois d'EM pour le second. L'auteur conclut alors que quelle que soit l'expérience de marche, la couche influence la marche de l'enfant. Pour vérifier cette affirmation nous avons alors étudié l'influence d'une tenue vestimentaire sur 45 enfants répartis dans 5 groupes (partie 2). Les 5 groupes étaient organisés en prenant en compte les différentes étapes du développement de la marche présentées dans l'introduction. Le groupe 5 a la particularité d'être composé d'enfants ayant acquis la propreté et ne portant donc plus de couches.

Les effets de l'EM

En ce qui concerne l'évolution des paramètres de la marche avec l'expérience de marche, une certaine cohérence est observée entre les résultats obtenus et les données issues de la littérature. Ainsi, notre étude montre qu'avec l'allongement de l'expérience de marche, une augmentation de la vitesse de marche et de la longueur du pas, une diminution de l'écartement des pieds ainsi que du temps de double appui sont observés. Nos résultats sont corroborés par ceux obtenus dans des études antérieures (Burnett et Johnson, 1971; Thelen, 1986). D'ailleurs, les valeurs de nos données normalisées coïncident avec celles de la littérature. En effet, les enfants des Groupes 1, 2, 3 et 4 (que ce soit pour la première ou seconde partie de cette étude) ont une vitesse de marche normalisée, respectivement de 0,35 ; 0,45, 0,5 et 0,57. Nous observons ainsi des données similaires pour les études réalisées par Bril et Ledebt (1994), Halleman et al., (2005), Holt et al., (2007) ; Chang et al. (2009). Nous retrouvons des résultats similaires en ce qui concerne la longueur du pas avec des valeurs normalisées de 0,7 ; 0,8 ; 0,83 ; 0,92 ; respectivement pour G1, G2, G3, G4. Nous retrouvons des résultats similaires chez Badaly et Adolph (2007), Sutherland (1997), Chang et al., (2006), Adolph et al., (2003), Kingsnorth et Shmuckler (2000). Nos données confirment également les propos de Ledebt et al. (1998) qui ont mis en évidence une accélération importante du développement de la marche entre 3 et 6 mois (G2) d'expérience de marche avec un changement notable vers 6 mois (G3) d'EM. La marche de l'enfant se transforme et passe de la chute vers l'avant (Bril, 2000) à une marche où l'équilibre est

mieux contrôlé. Durant sa première année, l'enfant passera progressivement d'une marche digitigrade à une marche plantigrade (Assaiante et al., 1998) ce qui révèle alors une implication du SNC (Forssberg, 1985). Nos résultats confirment ces données de la littérature et montrent que, la période de 3 à 6 mois d'expérience de marche, constitue effectivement une période clé dans le développement de la marche des enfants.

Les effets de la tenue

Concernant l'influence du port du vêtement sur la marche de l'enfant, les résultats de cette étude montrent des différences significatives entre le pantalon et les autres conditions de tenue ([Figure III-5](#) et [Figure III-7](#)) pour la vitesse de marche, la longueur de pas, le temps de double appui. La couche aurait quant à elle un impact sur l'écartement latéral des appuis observé sur la [Figure III-7](#). Une diminution significative de l'écartement des appuis est observée entre la condition couche et sous-vêtement appuyant alors les résultats de l'étude réalisée par Cole et al. (2012). Cette diminution de l'écartement latéral des appuis s'explique sans doute par une diminution de la contrainte articulaire engendrée par la grosseur de la couche au niveau de la hanche. En revanche nous n'observons pas ou peu d'impact de la couche sur la vitesse de marche et la longueur de pas. Nous aurions pu penser d'ailleurs que la couche soit la contrainte principale lors de la marche chez l'enfant. Or, nous observons que le pantalon a un impact plus important que la couche aux vues des résultats obtenus sur les paramètres tels que la vitesse de marche, la longueur de pas et le temps de double appuis.

Le port du pantalon entraîne une diminution de la vitesse de marche qui résulte d'une diminution de la longueur du pas. Des différences sont ainsi visibles entre le pantalon en toile bloquée qui est un textile non extensible, et le pantalon de survêtement en molleton qui lui, est extensible. Le type même de pantalon (armure, matière, coupe) influence alors la marche de l'enfant. En effet avec le pantalon en toile, la longueur de pas diminue ([Figure III-5](#)), ce qui suggère que celui-ci entraîne une contrainte biomécanique diminuant l'amplitude articulaire au niveau de la hanche et/ou du genou.

Les effets de l'EM et de la tenue

Nous avons postulé sur le fait que l'influence du type de vêtement porté par l'enfant serait d'autant moins grande que la marche serait mature. Or nous constatons l'effet inverse puisque, plus la marche de l'enfant est mûre plus le pantalon dégrade celle-ci. D'ailleurs, certains auteurs comme Sutherland (1997) et Hallemans (2005) ont montré une augmentation de la flexion et de la rotation externe de la hanche ainsi qu'une augmentation de la flexion du genou durant la première année de marche indépendante. De plus, à partir de 3 à 6 mois d'EM l'enfant va mettre en place une nouvelle

stratégie de marche passant alors d'une marche en tombant à une locomotion bipédique de propulsion. Nous observons par ailleurs une diminution significative de la vitesse de marche et de la longueur de pas lorsque l'enfant porte un pantalon et cela à partir des enfants du Groupe 2 (partie 2) ayant alors entre 3 et 6 mois d'EM. En effet, les processus d'évolution de la marche de l'enfant commencent à se mettre en place entre 3 et 6 mois d'EM mais sont surtout visibles après 6 mois d'EM. Nous observons par ailleurs les mêmes résultats pour les Groupes 3 et 4 alors que ces différences n'apparaissent pas pour le Groupe 1. La période allant de 6 mois d'EM à 12 mois (Groupes 3) révèle les expériences des périodes précédentes. L'enfant marche désormais en posant son pied par le talon (Thelen et Cooke, 1987; Bril et Ledebt, 1994; Sutherland, 1997), présentant alors une marche plus équilibrée et plus organisée avec une phase de propulsion. Nous observons alors une flexion et une rotation de la hanche et une flexion du genou pendant la phase d'oscillation plus importantes (Sutherland, 2001) ce qui permet à l'enfant de faire des plus grands pas et ainsi d'augmenter sa vitesse. Le pantalon qui est rigide et non extensible va alors s'opposer à l'allongement de la longueur de pas durant la marche, constituant ainsi une contrainte biomécanique sur les articulations du membre inférieur. Ces modifications de l'organisation du mouvement de la marche peuvent alors expliquer pourquoi le pantalon a un impact important sur les Groupes 3 et 4. Nous supposons également que le pantalon empêche l'articulation du genou ou de la hanche de bouger librement, ce qui entraîne une diminution de l'amplitude articulaire. Ces changements articulaires sont révélés notamment par une diminution significative de la longueur du pas pour les Groupes 3 et 4 constitués d'enfants ayant plus de 6 mois d'expérience de marche. L'augmentation de la contrainte biomécanique, provoquée par le pantalon, commence à être visible sur les enfants à partir de 3 mois d'EM (Groupe 2) mais est surtout présente pour les enfants ayant plus de 6 mois d'EM.

Nous avons également observé un effet du port de la couche sur la marche de l'enfant. Toutefois, comme Cole (2012) nous n'avons pas pu mettre en évidence un âge pour lequel la couche à un effet plus important, n'ayant pas d'effet significatif lors de l'analyse statistique de l'interaction groupe x tenue.

III.2.6. Conclusion

La période entre 3 et 6 mois d'EM apparaît comme une période importante dans le développement de la marche chez l'enfant.

Le port de vêtements influence la marche de l'enfant à partir de 3 mois d'EM mais surtout entre 6 mois et 18 mois d'EM. Cette influence est mise en lumière par la diminution des paramètres de vitesse de marche et de longueur de pas lorsque les enfants portent un pantalon. Cette diminution

observée sur ces deux paramètres suggère que le manque d'élasticité et la coupe du pantalon impacte la marche de l'enfant. Plus spécifiquement, comparé à la condition contrôle (sous-vêtement), la marche est plus dégradée lorsque les enfants portent un pantalon rigide, qu'un pantalon de survêtement ou même une couche seule.

III.3. Étude 3 : Le pantalon et/ou la couche modifient-ils l'organisation musculaire de la marche chez l'enfant ?

III.3.1. Introduction

La locomotion bipédique est une action motrice réalisée, facilement chaque jour par de nombreux individus. Ce mouvement, qui paraît simple, revêt cependant une complexité importante dans son organisation et ses mécanismes sous-jacents. Marcher nécessite en effet pour le système nerveux de coordonner les différents segments corporels à partir de l'activation ou non des différents muscles agissant sur le membre inférieur.

L'apprentissage de la marche consiste alors principalement pour l'enfant, à acquérir une gestion optimale de ses synergies musculaires afin d'assurer la coordination alternée des jambes tout en maintenant un équilibre dynamique. L'analyse électromyographique permet de rendre compte de l'organisation musculaire et ainsi d'apporter des informations quant à la maturation du SNC du jeune enfant (Sutherland, 1997). Touwen (1976) a d'ailleurs mis en évidence des relations entre l'activité réflexe et le développement du comportement moteur. Les premiers mois d'apprentissage de la marche sont marqués par une activation importante et prolongée des muscles ainsi qu'une co-contraction excessive des antagonistes (Okamoto et al., 2003). Au cours du développement de la marche, l'activation concomitante des muscles Gastrocnémus Lateralis (GL) et Biceps Femoris (BF) est maintenue durant la phase d'appui mais va progressivement diminuer durant les 2 premières années d'EM. Ainsi, juste avant le contact du pied au sol, le GL est activé chez le nouveau marcheur coïncidant avec l'émergence de la « réaction parachute » (Milani-Comparetti A et EA., 1967). Ainsi, l'absence de l'activité du GL avant la pose du pied reflète une certaine maturation de l'équilibre et du contrôle postural (Thelen et Cooke, 1987). Les changements de l'activation du GL et du Vastus medialis (VM) juste avant la phase d'appui sont interprétés comme le passage d'un contrôle sous-cortical, caractérisé par la présence de réflexes, à une réponse motrice adaptée par l'inhibition corticale de ces réflexes (Okamoto et al., 2003). En revanche, une augmentation de l'activité du TA, GM, RF apparaît avec l'EM de l'enfant ainsi qu'une diminution de l'activité du BF et du G (Okamoto et al., 2003). Avant 2 ans, nous observons une activation prématurée du VM et du triceps sural (TS) en phase d'oscillation ainsi qu'une action prolongée du TA pendant la phase d'appui (Sutherland, 1997; Sutherland, 2001). Ce dernier est d'ailleurs un indicateur de stabilité lorsqu'il est activé juste avant la pose du pied au sol. Malgré ces quelques données permettant d'appréhender le développement de l'organisation musculaire lors de l'apprentissage de la marche, peu d'études EMG chez l'enfant ont été réalisées. En effet, l'étude EMG sur la marche chez l'enfant reste complexe à mettre en place même si l'arrivée de nouvelles électrodes EMG de surface permettrait d'obtenir un signal plus exploitable.

Dans l'expérience 2, nous avons observé que la période entre 3 et 6 mois d'EM constitue une période charnière dans le développement de la marche de l'enfant. Nous avons alors mis en évidence que le port d'un pantalon rigide non élastique entraîne une dégradation des paramètres de marche principalement sur les enfants ayant plus de 6 mois d'EM. Pour tenter de répondre à cette contrainte du pantalon lors de la marche, nous avons élaboré un pantalon prototype étudié pour prendre en compte non seulement la morphologie particulière des enfants, mais également les caractéristiques des mouvements des membres inférieurs durant la marche de l'enfant. Le prototype est alors confectionné à partir d'un « mapping » de différentes matières qui sont particulièrement élastiques (allongement de 60% dans le sens chaîne et trame pour un des tissus composant le pantalon).

L'objectif de cette étude est double : le premier est de vérifier l'impact de la tenue vestimentaire sur la marche de l'enfant et notamment de savoir si le prototype peut apporter une réponse adaptée à la marche de l'enfant. D'après les résultats de l'étude précédente, allant dans le même sens que ceux de Groenen (2010) et Cole (2012), le second objectif est de comprendre comment la tenue impacte la locomotion, notamment en observant les activations musculaires lors de la marche réalisée dans différentes conditions de tenue vestimentaire. Nous supposons alors que l'activation musculaire sera modifiée en fonction de la tenue en termes de période temporelle et/ou de durée d'activation.

III.3.2. Matériel et méthodes

III.3.2.1. Sujets

Lors de la précédente étude présentée dans cette thèse, nous avons constaté un effet de la tenue vestimentaire sur la marche et principalement sur des enfants ayant plus de 6 mois d'EM. C'est pourquoi nous avons décidé de réaliser cette nouvelle étude sur des enfants avec au minimum 6 mois d'EM. Une vingtaine d'enfant ont ainsi pris part à cette étude mais seulement 17 sujets (âgés de 26 mois) ont pu faire l'objet d'analyses, car certains d'entre eux n'ont pas pu terminer l'expérimentation soit pour des raisons techniques, soit parce que l'enfant ne voulait plus marcher ou encore parce que certains résultats n'étaient pas exploitables (problèmes avec le signal EMG ou le tapis).

Tableau 11 : Caractéristiques des 3 groupes d'enfants.

	G1	G2	G3
n	7	6	4
Fille/ Garçon	5/2	1/5	3/1
âge (mois)	21 ± 3	26 ± 4	30 ± 2
Taille (cm)	84,6 ± 3,5	87,3 ± 3,5	87,7 ± 0,5
Poids (kg)	11,9 ± 1,4	12,9 ± 1,3	12 ± 0,8
Longueur de jambe	34,5 ± 2,3	36,5 ± 2	37,7 ± 1,7
Expérience de marche	9,2 ± 2,5	16,7 ± 2,1	15,7 ± 2,3
âge de marche	12 ± 0,8	11,6 ± 0,8	14,5 ± 2,3

III.3.2.2. Protocole expérimental

Les enfants étaient encouragés à marcher sur un tapis de marche électronique mesurant 5,18m de long à une vitesse librement choisie par le sujet. Les enfants devaient alors traverser ce tapis selon 4 conditions randomisées : couche + pantalon ; couche + prototype ; couche ; et sous-vêtement (sauf pour le Groupe 3 pour lequel les enfants ne portaient plus de couches). Les jeunes marcheurs devaient alors effectuer en moyenne 10 essais par condition pour obtenir 5 essais exploitables soit environ 40 essais par sujet pour en avoir une vingtaine à traiter.

Avant de réaliser les essais, les enfants étaient mesurés et équipés d'électrodes EMG afin de relever l'activité électrique du TA (Tibialis Antérieur), du RF (Rectus Femoris), du GL (Gastrocnémus lateralis) et du BF (Biceps Femoris). Le positionnement des électrodes sur les muscles de la jambe droite a été réalisé en suivant les recommandations de la SERNIAM. Les électrodes EMG utilisées pour cette étude sont des électrodes pré-amplifiées SX 230 fabriquées par Biometrics (UK). Le capteur EMG est constitué de 2 électrodes (bipolaires) de 10 mm de diamètre distantes de 20 mm (centre à centre) et pesant 12g. Ces électrodes permettent de recueillir des signaux de faible intensité car elles sont pré-amplifiées avec un gain de 1000 et filtrées automatiquement avec un filtre passe bas de 450 Hz et passe haut de 20 Hz.

Afin de perturber le moins possible les mouvements des enfants, les capteurs EMG étaient reliés à des petits modules envoyant les données des électrodes en Wifi jusqu'à la centrale d'acquisition. Les capteurs EMG étaient synchronisés avec le Gaitrite® afin de restituer l'activité musculaire de chaque muscle étudié, en fonction de son action durant le cycle de marche. La fréquence d'échantillonnage lors des enregistrements EMG était de 1000Hz.

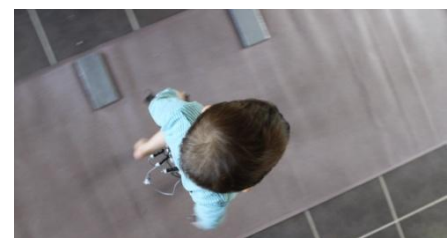


Figure III-8: Présentation d'un essai type réalisé par un enfant équipé d'EMG (vue du dessus)

III.3.2.3. Traitement et analyse des données

Les données spatio-temporelles :

Pour chaque cycle de marche sélectionné, les temps de contact du pied droit et du pied gauche, ainsi que le temps d'oscillation des pieds ont été mesurés avec l'aide du Gaitrite®. Le logiciel du Gaitrite® a également permis de déterminer la vitesse de marche, la cadence de marche, la longueur du pas, l'écartement des pieds ainsi que le temps de double appui (exprimé en % du cycle de marche). Ces paramètres ont ensuite été normalisés selon la méthode de Hof (1996).

Les données EMG

Pour analyser les signaux EMG, il est nécessaire de réaliser un traitement pour éliminer les artéfacts d'enregistrement et le bruit. Dans un premier temps, le signal est redressé pour obtenir un signal composé uniquement de valeurs positives. Ensuite, ce signal a été filtré. Un filtre passe-bas d'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 6Hz a donc été appliqué au signal.

Un utilitaire Python a ensuite été développé pour mettre en correspondance le signal EMG des quatre muscles de chaque essai avec les données recueillies par le tapis, sachant que ces 2 appareils étaient synchronisés mais avec un retard de 2 secondes induit du fait de la transmission des données en wifi.

Pour pouvoir comparer l'activité électrique musculaire pour chaque essais et chacune des tenues vestimentaires, les données EMG ont été normalisées et rapportées au cycle de marche. Ainsi, nous obtenons pour chaque muscle et pour chacune des tenues, l'activité musculaire de l'ensemble des cycles qui ont pu être superposées (l'activité musculaire figure en pourcentage de cycle). Les données ont ensuite été organisées de 2 manières.

La première consiste à comparer la durée d'activation musculaire pendant le cycle de marche (en % du cycle) entre les différentes conditions réalisées.

La seconde consiste à comparer l'activité musculaire temporellement durant un cycle de marche en fonction des différentes conditions, afin d'observer les phases d'activité et de repos du muscle.

III.3.2.4. Analyse statistique

Afin de vérifier l'effet du port des différentes tenues sur la marche, une analyse de la variance (ANOVA) des 2 groupes (G1 vs. G2) selon les 4 conditions de vêtement (Couche + pantalon vs. Couche + Prototype vs. Couche vs. Sous-vêtement) à mesures répétées sur le dernier facteur a été réalisée sur

les paramètres spatio-temporels de la marche. Un test post hoc de Tukey a été utilisé quand cela était nécessaire. Le niveau de significativité retenu est de $p < 0,05$.

Pour vérifier l'effet du port d'une tenue vestimentaire sur la durée d'activation musculaire pendant un cycle de marche, une analyse de la variance (ANOVA) des 2 groupes (G1 vs. G2) selon les 4 conditions de vêtement (Couche + pantalon vs. Couche + Prototype vs. Couche vs. Sous-vêtement) à mesures répétées sur le dernier facteur a été réalisée sur les 4 variables dépendantes. Un test post hoc de Tukey a été utilisé quand cela était nécessaire. Le niveau de significativité retenu est de $p < 0,05$.

III.3.3. Résultats

Les paramètres spatio-temporels

Comme illustré sur la [Figure III-9A](#), l'analyse de la vitesse de marche ne présente pas d'effet significatif du groupe [$p=0,52$] mais présente un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p = 0,011$]. Une augmentation significative de la vitesse de marche est en effet observée entre les conditions Prototype et Pantalon ($p=0,047$) ainsi que Sous-vêtement et Pantalon ($p=0,007$). L'interaction du groupe X tenue ne montre pas d'effet significatif ($p = 0,183$).

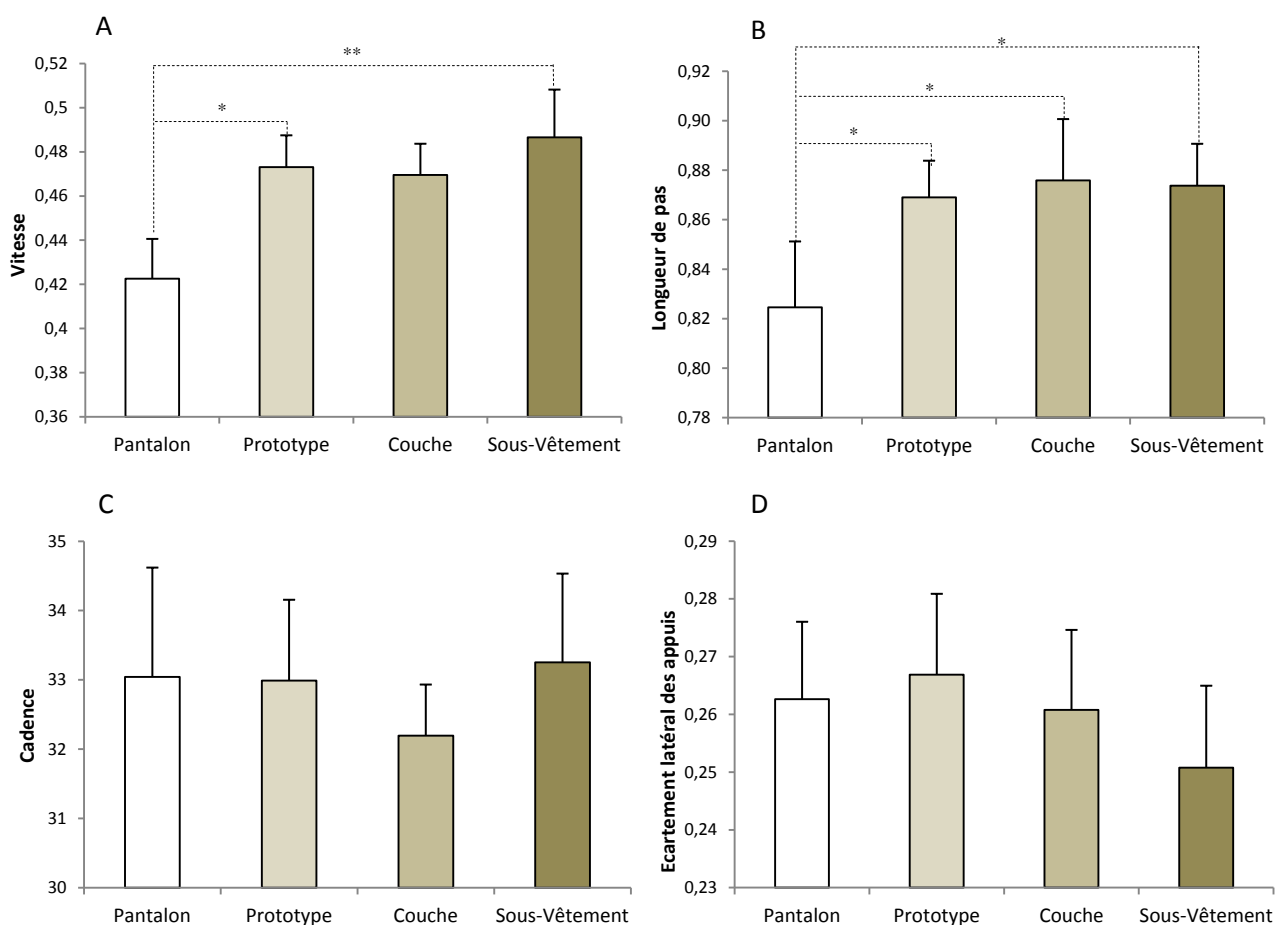


Figure III-9: Effet de la tenue. Les graphiques A, B, C, D, représentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la longueur du pas, la cadence et l'écartement latéral des appuis, lors de la marche réalisée dans 4 tenues (Pantalon, Prototype, Couche seule, Sous-vêtement) * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

Comme illustré sur la [Figure III-9B](#), l'analyse de la longueur du pas ne présente pas d'effet significatif du groupe [$p=0,45$] et présente un effet significatif de la tenue vestimentaire [$p=0,01$]. En effet, une augmentation significative de la longueur du pas est observée entre les conditions Prototype et Pantalon ($p=0,033$), Couche et Pantalon ($p=0,014$) ainsi que Sous-vêtement et Pantalon ($p=0,019$). L'interaction du groupe X tenue ne montre pas d'effet significatif ($p=0,582$).

La [Figure III-9C](#) et la [Figure III-9D](#) ne présentent aucun effet significatif, que ce soit vis-à-vis du groupe ($p=0,83$ / $p=0,64$) ou de la tenue vestimentaire ($p=0,69$ / $p=0,39$), respectivement pour la cadence de marche et l'écartement latéral des appuis. L'interaction du groupe x tenue ne montre pas d'effet significatif ($p=0,16$ / $p=0,19$). Au regard de la [Figure III-9D](#), nous pouvons néanmoins imaginer que si le nombre de sujets avait été plus important, nous aurions sûrement observé un effet significatif entre la condition Sous-vêtement et les autres conditions.

L'électromyographie

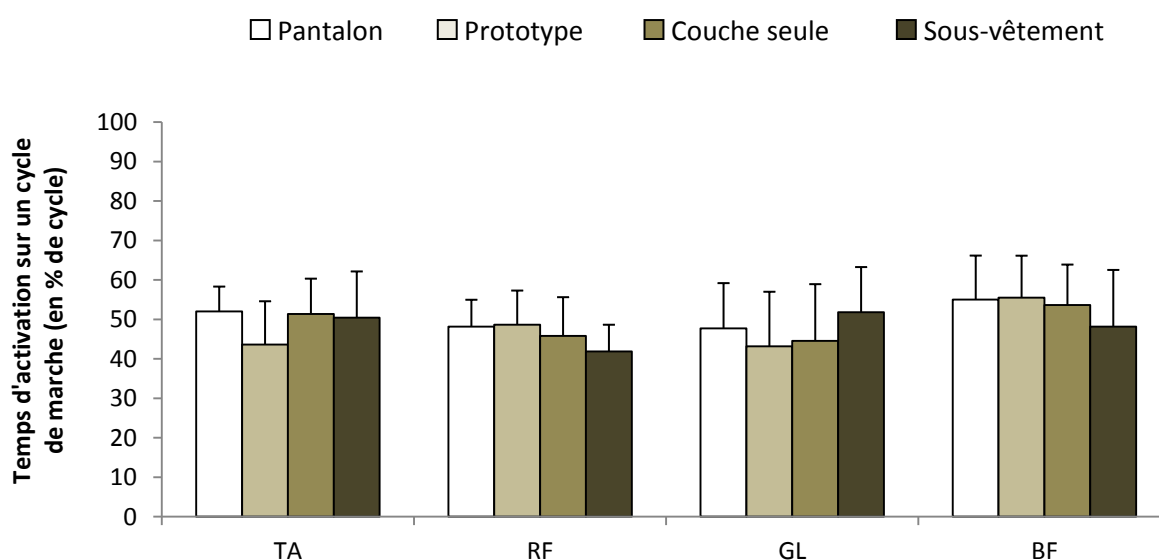


Figure III-10 : Moyenne et écart type du temps d'activation musculaire pendant un cycle de marche (en % de cycle de marche) du TA, du RF, du GL, et du BF, en fonction des 4 conditions expérimentales (Pantalon, Prototype, Couche, Sous-vêtement) pour les groupes 1 et 2 confondus.

Comme illustrée sur la [Figure III-10](#), aucune différence significative n'apparaît entre les différentes conditions pour chaque muscle observé. Toutefois, nous observons une légère diminution de l'activité musculaire pour la condition Sous-vêtement par rapport aux autres conditions pour les muscles RF et BF.

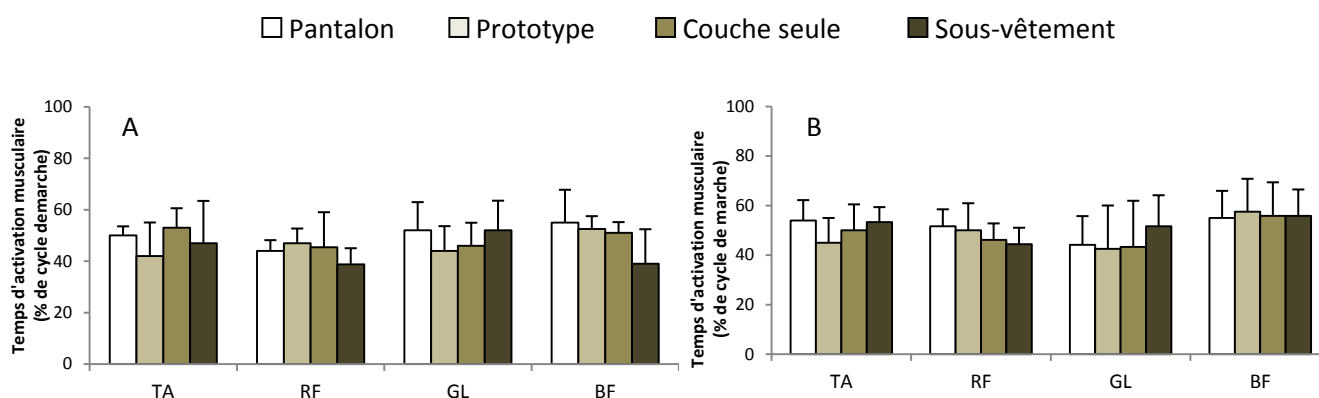


Figure III-11 : Moyenne et écart type du temps d'activation musculaire pendant un cycle de marche (en % de cycle de marche) du TA, du RF, du GL, et du BF, en fonction des 4 conditions expérimentales (Pantalon, Prototype, Couche, Sous-vêtement) pour les groupes 1 (A) et le groupe 2 (B).

Comme illustré sur la [Figure III-11A](#) et la [Figure III-11B](#), aucune différence significative n'apparaît entre les différentes conditions pour chaque muscle observé. Toutefois, nous observons une légère diminution de l'activité musculaire pour la condition Sous-vêtement par rapport aux autres conditions pour les muscles RF et BF du Groupe 1 et du Groupe 2. Nous observons également une activation moins importante du TA pour la condition Prototype dans les 2 groupes. Les muscles sont actifs en moyenne entre 40% et 50 % du temps du cycle de marche quelle que soit la condition.

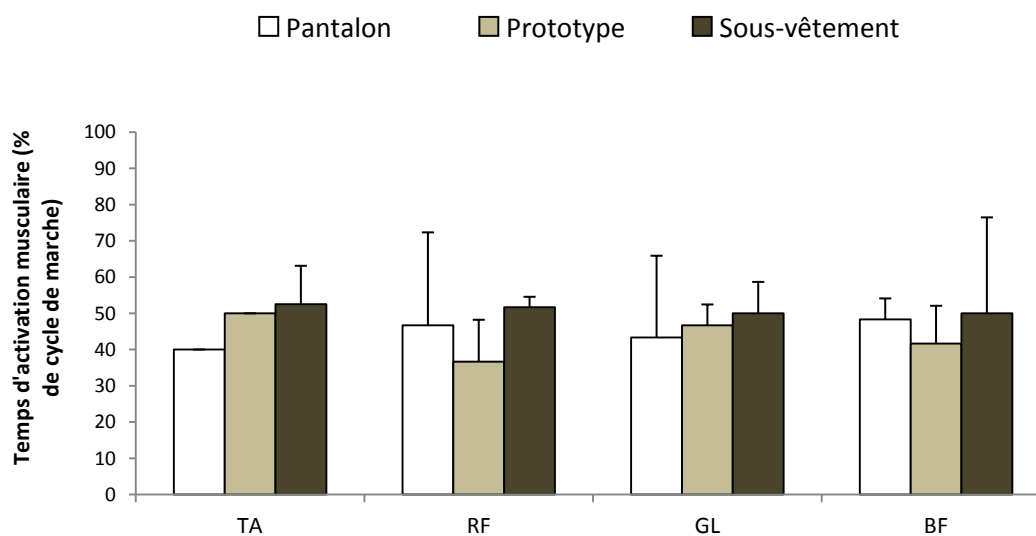


Figure III-12 : Moyenne et écart type du temps d'activation musculaire pendant un cycle de marche (en % de cycle de marche) du TA, du RF, du GL, et du BF, en fonction des 3 conditions expérimentales (Pantalon, Prototype, Sous-vêtement) pour le Groupe 3.

Aucune différence significative n'est observée sur la durée d'activation musculaire en fonction de la tenue vestimentaire.

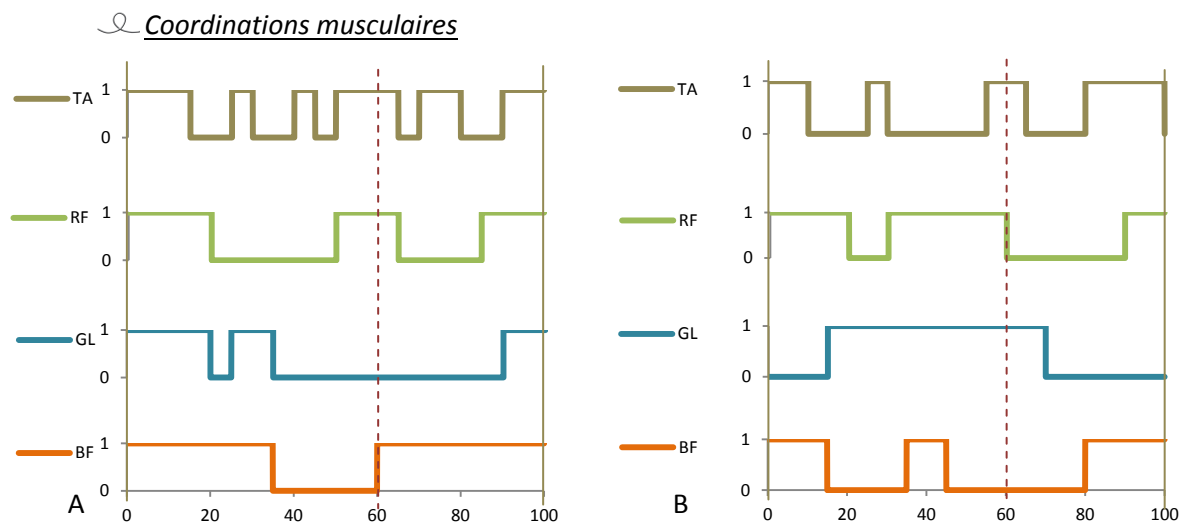


Figure III-13 : Activation musculaire du TA, du RF, du GL ainsi que du BF durant un cycle de marche pour les Groupes 1 et 2 (A) et pour le Groupe 3 (B). La ligne pleine (—) indique le moment où le pied entre en contact avec le sol et la ligne pointillée (---) indique le moment où le pied quitte le sol (décollage des orteils). L'activité et le repos du muscle sont présentés par 1 (muscle actif) et 0 (muscle au repos).

La Figure III-13, compare l'organisation musculaire du TA, du RF, du GL et du BF entre le Groupe 3 (B) et la moyenne des Groupes 1 et 2 (A) durant un cycle de marche. Nous observons que le TA est moins souvent actif pour le Groupe 3 comparativement aux autres groupes et cela surtout pendant la phase d'appui. Le TA est actif pour tous les sujets, juste avant et pendant le début de la phase d'oscillation. Durant la phase d'appui, nous observons une activité plus importante du RF chez le Groupe 3. Pour ce même groupe, le GL est largement plus actif pendant la phase d'appui avec une activité qui demeure au début de la phase d'oscillation. Nous constatons également, pour les Groupes 1 et 2 confondus, une action concomitante de GL et du BF durant la phase d'appui, alors que ceux-ci sont activés alternativement durant la première partie de la phase d'appui pour le Groupe 3.

Effet de la tenue sur l'activation musculaire

La Figure III-14 compare l'activité de chaque muscle en fonction des 4 conditions de tenue pendant un cycle de marche pour les Groupes 1 et 2 confondus.

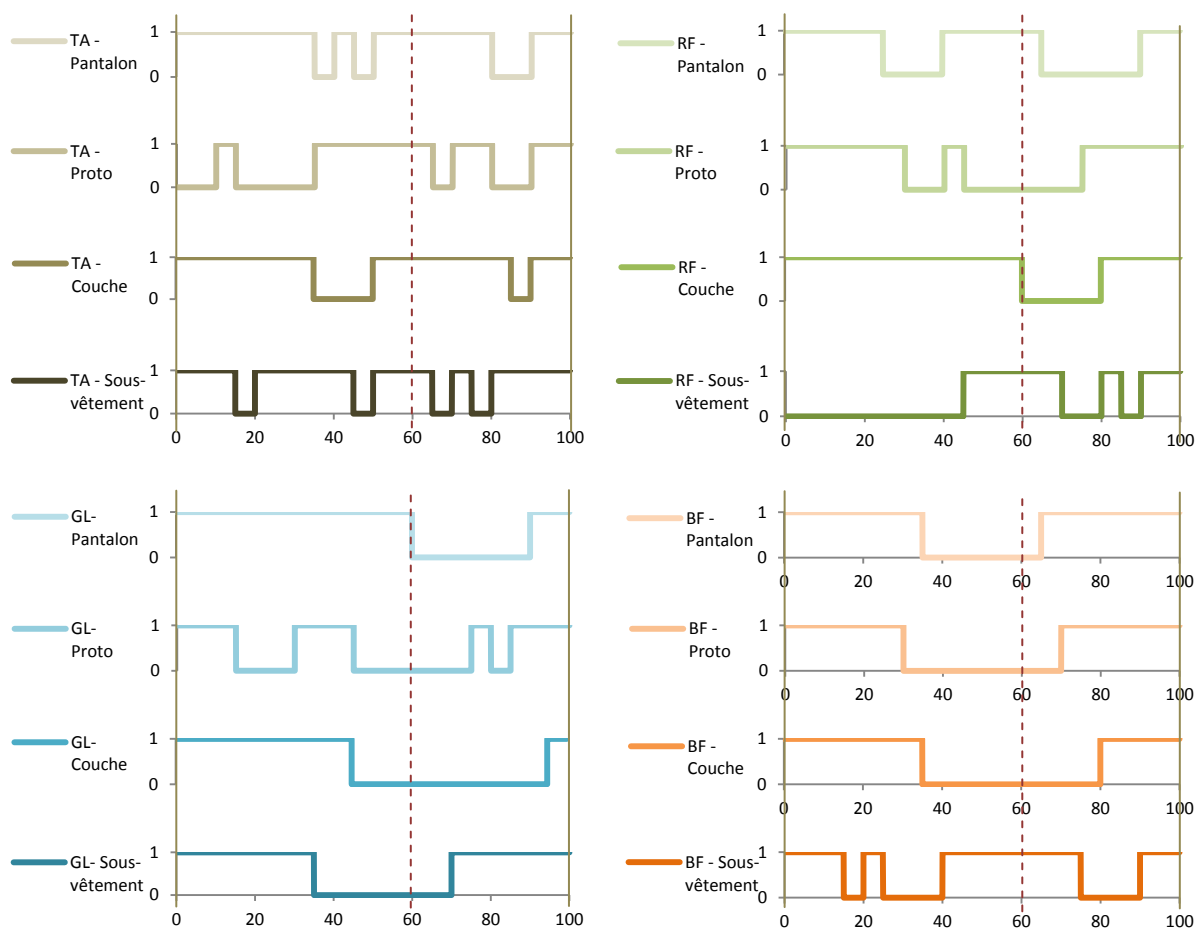


Figure III-14 : Présentation de l'activation musculaire du TA, du RF, du GL et du BF durant un cycle de marche en fonction des 4 tenues vestimentaires pour les Groupes 1 et 2 confondus. La ligne pleine (—) indique le moment où le pied entre en contact avec le sol et la ligne pointillée (---) indique le moment où le pied quitte le sol (décollage des orteils). L'activité et le repos du muscle sont représentés par 1 (muscle actif) et 0 (muscle au repos).

En ce qui concerne les phases d'activité du TA, celles-ci sont relativement semblables quelle que soit la condition, avec une activité réduite lors de la phase d'appui lorsque l'enfant porte le Prototype.

L'activation du RF diffère en fonction de la tenue vestimentaire et notamment entre la condition Couche où celui-ci n'est pas actif pendant la grande majorité de la phase d'appui. De plus le RF est inactif pour la condition Prototype avant et au début de la phase d'oscillation de la jambe, contrairement aux autres conditions.

La Figure III-14 révèle également une activité du GL pendant toute la phase d'appui dans la condition Pantalon alors que nous observons des phases actives plus courtes, principalement pour la condition Prototype et Sous-vêtement. En revanche, le GL est actif légèrement plus longtemps à la fin de phase d'oscillation pour ces 2 conditions.

En ce qui concerne l'activité du BF, celle-ci est relativement différente pour la condition Sous-vêtement que par rapport aux 3 autres conditions.

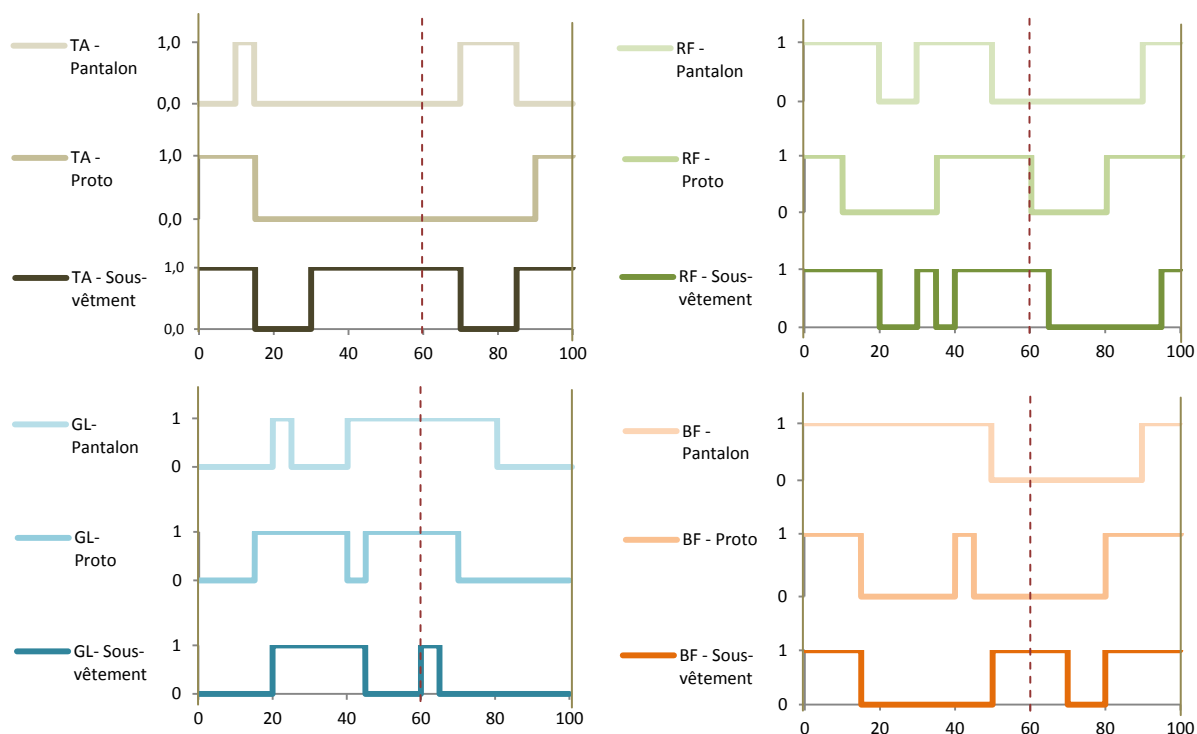


Figure III-15 : Activation musculaire du TA, du RF, du GL et du BF durant un cycle de marche pour le Groupe 3. La ligne pleine (—) indique le moment où le pied entre en contact avec le sol et la ligne pointillée (---) indique le moment où le pied quitte le sol (décollage des orteils). L'activité et le repos du muscle sont représentés par 1 (muscle actif) et 0 (muscle au repos).

La Figure III-15 révèle une action du TA qui diffère selon les conditions présentées. En effet, une très courte activité est observée lorsque les sujets sont en Pantalon par rapport aux deux autres conditions. De plus, nous observons une activité du TA en fin d'oscillation et début d'appui pour les conditions Prototype et Sous-vêtement que nous ne retrouvons pas lorsque l'enfant est vêtu du pantalon. Une différence est observée également entre la condition Prototype et Sous-vêtement, car le TA est fortement actif en fin d'appui et début d'oscillation pour cette dernière alors que nous n'avons pas d'activité pour la condition Prototype.

Les phases d'activation du RF sont principalement les mêmes pour les 3 conditions, à l'exception de la fin du cycle de celles-ci. L'activité de ce muscle s'arrête 10% avant le début de la phase d'oscillation pour la condition Pantalon. Elle s'arrête lors du début de la phase d'oscillation pour le Prototype. Et enfin, elle s'arrête au début de la phase d'oscillation pour la condition Sous-vêtement.

En ce qui concerne le GL, la Figure III-15 présente une phase d'activation légèrement plus courte pour la condition Sous-vêtement.

L'activité du BF varie en fonction des 3 conditions observées sur la Figure III-15. Il est actif relativement longtemps lors de la phase d'appui pour la condition Pantalon avec une absence d'activité vers le début de la phase oscillante. Les phases d'activation du BF pour les conditions Sous-vêtement et

Prototypes sont similaires, avec toutefois une absence d'activité lors du début de phase oscillante pour la condition Prototypé.

Par ailleurs, nous observons une action concomitante des muscles GL et BF durant la phase d'appui pour la condition Pantalon alors que nous observons une activité alternée du GL avec le BF dans les conditions Prototypé et Sous-vêtement.

Coordinations musculaires et tenue

Articulation du genou

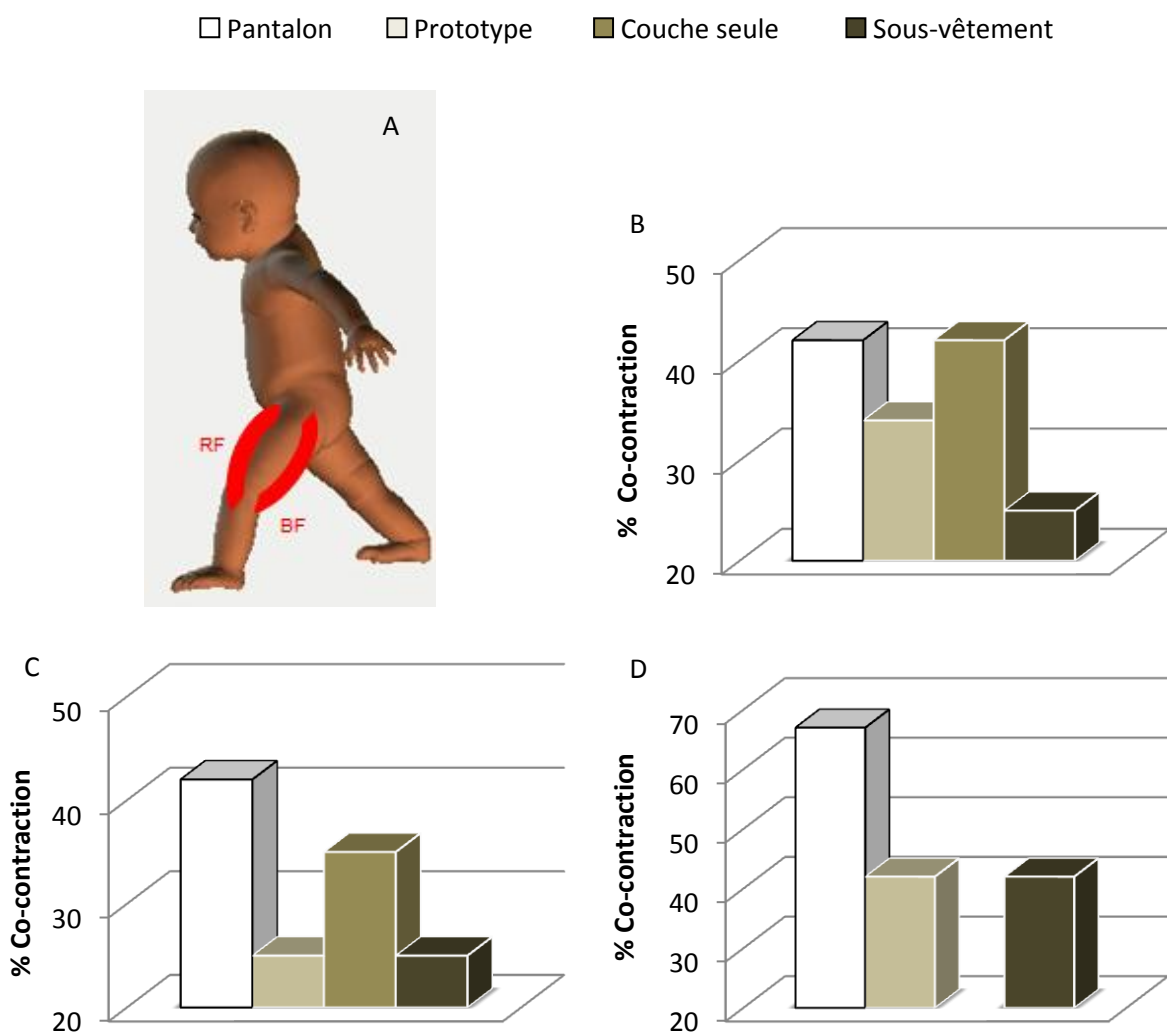


Figure III-16 : Co-activation des muscles RF et BF intervenant lors de la phase d'appui du cycle locomoteur. Évolution du pourcentage de ces co-contractions pour des enfants ayant 9 mois d'EM (B), 17 mois d'EM (C) et 16 mois d'EM mais ayant acquis la propreté et ne mettant plus de couches (D) en fonction de la tenue vestimentaire.

La Figure III-16 présente les co-contractions musculaires au niveau de l'articulation du genou pendant la phase d'appui du cycle locomoteur pour les 3 groupes d'enfants étudiés et en fonction de leur tenue.

La Figure III-16B met en avant une activation simultanée du BF et du RF plus importante dans les conditions pantalon et couche pour les enfants ayant 9 mois d'EM. Cette co-activation est la plus faible dans la condition sous-vêtement avec environ 25% de co-activation de ces 2 muscles durant la phase d'appui. La condition prototype présente une co-activation intermédiaire entre les conditions couche et pantalon et la condition sous-vêtement.

La Figure III-16C présente une organisation musculaire similaire. En effet, la condition couche présente un niveau de co-contraction identique au groupe précédant avec une co-contraction présente pendant plus de 40% de la phase d'appui. Les co-contractions dans la condition sous-vêtement n'ont pas évoluées par rapport au groupe précédant et reste de 25 % de la phase d'appui. En revanche, la condition prototype présente un pourcentage de co-contractions plus faibles par rapport au groupe précédant s'alignant alors sur l'activité musculaire dans la condition sous-vêtement.

La Figure III-16D présentant les co-contractions musculaire chez des enfant ayant 16 mois d'EM mais qui ne portent plus de couches, présentent une augmentation des co-contractions quelque soit la tenue. La condition pantalon présente cependant des co-contractions toujours plus importantes que les conditions prototype et sous-vêtement. L'augmentation dans cette condition est également plus importante pour ce groupe. Nous observons une organisation similaire pour les conditions prototype et sous-vêtement.

Articulation de la cheville :

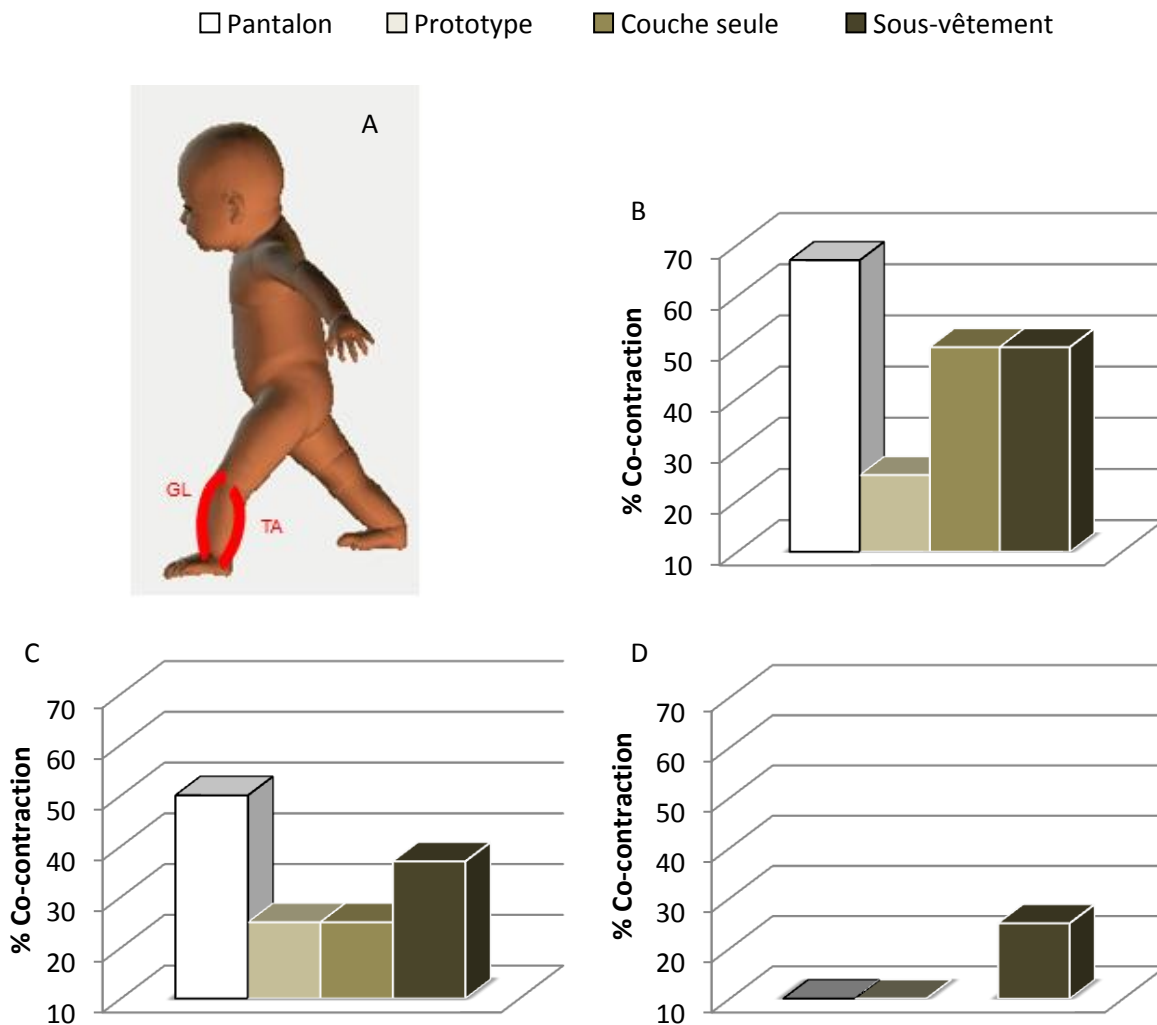


Figure III-17: Co-activation des muscles RF et BF intervenant lors de la phase d'appui du cycle locomoteur. Évolution du pourcentage de ces co-contractions pour des enfants ayant 9 mois d'EM (B), 17 mois d'EM (C) et 16 mois d'EM mais ayant acquis la propreté et ne mettant plus de couches (D) en fonction de la tenue vestimentaire.

La Figure III-17 présente les co-contractions musculaires au niveau de l'articulation de la cheville pendant la phase d'appui du cycle locomoteur pour les 3 groupes d'enfants étudiés et en fonction de leur tenue.

La Figure III-17B met en avant une activation simultanée du TA et du GL plus importante dans la condition pantalon pour les enfants ayant 9 mois d'EM. Cette co-activation est la plus faible dans la condition prototype avec environ 25% de co-activation de ces 2 muscles durant la phase d'appui. Les conditions sous-vêtement et couche présentent une co-activation similaire mais sont légèrement plus importante que pour la condition prototype.

La Figure III-17C présente toujours des co-contractions supérieures dans la condition couche que dans les autres conditions avec presque 50% de co-contraction du TA et GL durant la phase

d'appui. Les co-contractions dans la condition prototype n'ont pas évoluées par rapport au groupe précédant et reste de 25 % de la phase d'appui. En revanche, les conditions couche et sous-vêtement présente un pourcentage de co-contractions plus faibles par rapport au groupe précédant avec notamment la condition couche s'alignant alors sur l'activité musculaire dans la condition prototype.

La Figure III-17D présentant les co-contractions musculaires chez des enfants ayant 16 mois d'EM mais qui ne portent plus de couches, révèle une diminution des co-contractions quelque soit la tenue. Les conditions pantalons et prototype ne présentent d'ailleurs plus de co-contraction durant la phase d'appui. Cependant, 25% de co-contraction sont encore observés dans la condition sous-vêtement.

III.3.4. Discussion

Après avoir observé un effet de la couche (Cole et al., 2012) et du pantalon sur la locomotion des jeunes marcheurs, et principalement lorsque ceux-ci avaient 6 mois d'EM, cette étude avait comme objectif premier de vérifier si la création d'un pantalon (Prototype) spécialement élaboré pour la marche de l'enfant permettait de diminuer les contraintes mécaniques du textile au niveau des articulations du membre inférieur chez les enfants âgés de plus de 6 mois.

Le second objectif avait comme ambition d'essayer de comprendre comment la tenue pouvait impacter la marche de l'enfant et notamment si celle-ci modifierait l'organisation musculaire de la locomotion bipédique.

Les paramètres spatio-temporels :

Comme nous le pensions, aucune différence significative sur les paramètres spatio-temporels en fonction de l'âge pour les 4 conditions n'a été mise en évidence. En effet, le choix des sujets avait été orienté sur des enfants ayant tous plus de 6 mois d'EM présentant des patterns locomoteurs semblables quel que soit le groupe. En effet, après 6 mois d'EM, la marche de l'enfant ne se modifie que plus lentement pour être mûre vers 5-6 ans d'EM (Okamoto et Kumamoto, 1972; Cavagna et al., 1983).

Concernant l'influence du port du vêtement sur la marche de l'enfant, les résultats de cette étude montrent, comme pour les études précédentes, des différences significatives entre le pantalon et les autres conditions vestimentaires (Figure III-9) pour la vitesse de marche et la longueur du pas. Nous n'observons pas de différence significative pour l'écartement latéral des appuis avec et sans couche. Toutefois, une légère diminution de l'écartement des appuis est constatée entre la condition couche et sans couche. Avec un nombre plus important de sujets il est probable que cette tendance se

concrétiserait. En revanche, aucun effet de la couche sur la vitesse de marche et la longueur du pas n'est visible. Ainsi, le port du pantalon présente un impact plus important que la couche aux vues des résultats obtenus sur les paramètres telles que la vitesse de marche et la longueur du pas.

Le port du pantalon entraîne une diminution de la vitesse de marche (entre 12% et 16%) qui résulte d'une diminution de la longueur du pas (entre 6% et 7,5%). Des différences sont ainsi visibles entre le pantalon en toile bloquée, qui est un textile non extensible (environ 15% d'allongement maximum), et le prototype conçu pour faciliter les mouvements en libérant les articulations de la hanche et du genou par l'assemblage de matières extensibles. Le type même de pantalon (armure, matière, coupe) influence alors la marche de l'enfant. En effet avec le pantalon en toile, la longueur du pas diminue ([Figure III-9](#)), ce qui suggère que celui-ci entraîne une contrainte biomécanique diminuant l'amplitude articulaire au niveau de la hanche et/ou du genou. Il est probable également que la coupe du pantalon joue un rôle particulier sur la liberté de mouvement. Le pantalon testé avait effectivement une coupe classique avec des jambières relativement larges et droites sans préformation adaptée à la morphologie de l'enfant.

Par ailleurs, aucune différence entre la condition prototype et sous-vêtement n'a été observée quel que soit le paramètre analysé. Ceci indique alors que le prototype répond aux problèmes que nous avons constaté sur la marche des jeunes marcheurs. La coupe adaptée à la morphologie de l'enfant, couplée à l'utilisation de tissus extensibles positionnés stratégiquement, ont permis de libérer les contraintes aux articulations et de favoriser le mouvement du membre inférieur. Dans cette optique, il serait intéressant de quantifier l'amplitude articulaire libérée par la diminution de la contrainte du pantalon au niveau de l'entrejambe, de l'articulation de la hanche, des genoux et des chevilles.

L'électromyographie

Dans le paragraphe précédant, nous avons conclu sur l'impact de la tenue vestimentaire et plus particulièrement du pantalon sur les paramètres spatio-temporels de la marche des jeunes marcheurs. Ici, l'enjeu est de comprendre comment le pantalon peut impacter la locomotion et plus particulièrement quelles en sont les répercussions au niveau de l'organisation musculaire de la marche. Dans un premier temps, comme peu de données existent sur l'activité musculaire lors de la marche des enfants et du fait de la complexité à obtenir de telles données, nous allons tenter de comparer nos données avec celles de la littérature. Nous nous attarderons durant cette partie à comparer les données entre les Groupes 1 et 2 (12 mois d'EM), et désormais qualifié de Groupe 1, au Groupe 3 composé d'enfant qui ne portent plus de couche (16 mois d'EM) (les résultats de chaque groupe sont présentés en annexes).

Nous observons que le TA est actif moins longtemps pour le Groupe 3 comparativement à l'autre groupe et cela surtout pendant la phase d'appui. Sutherland (1997) a justement montré que

l'activation prolongée du TA pendant l'appui présentait des caractéristiques d'enfants de moins de 2 ans, correspondant au groupe d'enfants de 12 mois d'EM. Le TA est actif pour les 2 groupes avant et pendant le début de la phase d'oscillation ainsi que juste avant la phase d'appui. L'action de dorsiflexion, créée par le TA à ces moments du cycle de marche, met en évidence une première étape dans la maturation de la marche chez l'enfant (Okamoto et al., 2003). Cet auteur insiste sur le fait qu'une activité du TA juste avant la phase d'appui rend compte d'enfants ayant environ 24 mois d'EM. Nous observons cette activité musculaire du TA alors que nos groupes ont 12 mois et 16 mois d'EM.

Durant la phase d'appui, une activité plus importante du RF chez le Groupe 3 est constatée, révélant alors une meilleure maîtrise de la locomotion (Okamoto et al., 2003). Pour ce même groupe, le GL est largement plus actif pendant la phase d'appui avec une activité qui demeure au début de la phase d'oscillation. Nous constatons cependant pour le Groupe 1, une action concomitante de GL et du BF durant la phase d'appui alors que ceux-ci sont activés alternativement durant la première partie de la phase d'appui pour le Groupe 3. Cette organisation met en avant une plus grande maturité de la marche chez les enfants constituant le Groupe 3.

L'activité du GL en fin d'oscillation pour le Groupe 1 met en évidence une certaine immaturité de la marche (Okamoto et al., 2003), que nous ne retrouvons pas pour le Groupe 3.

La comparaison de l'activité musculaire durant le cycle de marche met en évidence une plus grande maturité de marche pour le Groupe 3. Le Groupe 1 présente des éléments indiquant la mise en place des processus d'acquisition d'une locomotion plus maîtrisée avec une marche plus immature (Okamoto et al., 2003) que celle du Groupe 3.

🌀 Effet de la tenue sur l'activité EMG

Comme la tenue vestimentaire impacte les paramètres spatio-temporels de la marche chez l'enfant, le pantalon, la couche ont-ils une influence sur l'organisation musculaire de la marche chez les jeunes enfants ? N'ayant pas d'élément de comparaison disponible dans la littérature nous tenterons de comparer dans un premier temps toutes les conditions par rapport à la marche en sous-vêtement, dite condition standard. Nous élargirons ensuite notre champ d'analyse pour comparer nos données avec les éléments qui déterminent la maturité de la marche, en comparant notamment nos données à celles de la locomotion bipédique chez l'adulte.

L'analyse de l'activité du TA pour les 2 groupes nous apporte quelques éléments intéressants : son activité est relativement courte lors de la phase d'appui pour la condition prototype pour le Groupe 1. Sutherland (1997) a montré que l'activité du TA, d'un enfant d'1 an marchant, approche 80%, contre 40% pour des enfants de 7 ans. Les [Figure III-10](#) et [Figure III-11](#) présentent une activité du TA plus faible lorsque les enfants marchent équipés du prototype par rapport aux autres conditions.

Les phases d'activation de TA sont similaires quelle que soit la tenue, avec cependant une phase d'activité plus réduite lors de la phase d'appui, lorsque l'enfant porte le prototype. Le TA est actif environ 42% dans cette condition contre plus de 50% pour les autres. Toutefois, cette différence n'est pas significative.

Pour le Groupe 3, le TA n'est pas actif en fin d'oscillation et avant la phase d'appui pour la condition pantalon. L'activité de ce muscle durant cette phase met en évidence une certaine maturité de la marche. C'est ce que l'on observe lorsque l'enfant marche avec le prototype mais également dans la condition sous-vêtement.

Les différences observées sur l'activité EMG de ce muscle entre les différentes tenues vestimentaires présentent des éléments de réponse intéressants vis-à-vis du prototype (pour le Groupe 1) et des conditions sous-vêtement et prototype (Groupe 3).

En revanche, l'activité du RF du Groupe 1 pour la condition pantalon présente les mêmes caractéristiques que celles de la marche adulte. Ces caractéristiques n'ont pas été observées dans les autres conditions.

De plus, l'analyse de l'activité simultanée du TA et du RF présente des différences entre les conditions pantalon et couche et les conditions prototype et sous-vêtement. En effet, l'action concomitante du TA et RF participe à l'équilibration posturale après un déséquilibre du tronc en arrière (Okamoto et al., 2003) pendant la phase d'appui. C'est ce que nous observons pour les conditions pantalon et couche pour ce Groupe, mais pas pour les conditions Prototype et Sous-vêtement.

En ce qui concerne le Groupe 3, le RF est activé bien avant la phase d'oscillation pour la condition pantalon contrairement aux autres conditions. Le RF qui permet la flexion de la hanche est surtout actif juste avant et pendant la phase d'oscillation afin de lever la jambe. Il est alors possible que la rigidité du pantalon vienne s'opposer au mouvement de celle-ci.

Cependant, l'activité concomitante du TA et RF dans les 3 conditions du Groupe 3 est également visible, ce qui remet en question l'analyse précédente.

La [Figure III-14](#) révèle une activité du GL pendant toute la phase d'appui dans la condition pantalon alors que nous observons des phases actives plus courtes, principalement pour la condition prototype et sous-vêtement. Okamoto et al (2003) ont montré que l'activité du GL diminuait avec l'âge. Nous supposons alors un effet néfaste du pantalon sur la locomotion des enfants du Groupe 1.

En revanche, le pattern du GL pour le Groupe 3 est relativement identique quelle que soit la condition.

Nous avons vu que l'activité du GL à la fin de la phase d'oscillation est révélatrice d'une locomotion immature. Nous observons que pour le Groupe 1 le GL est actif, alors qu'il ne l'est pas pour le Groupe 3. Les Groupes 1 et 3 sont composés d'enfants ayant peu de différence en terme d'EM (12 mois d'EM pour G 1/2 ; 16 mois d'EM pour le Groupe 3), la différence importante entre ces 2 Groupes réside probablement dans l'absence de port de la couche pour ce dernier. Ces différences relèvent-elles d'un écart de maturation de la marche liée à la faible différence d'EM ou est-ce la couche qui

modifie l'organisation des séquences d'activations musculaires marquant ainsi une immaturité du Groupe 1 par rapport au Groupe 3 ?

En ce qui concerne l'activité du BF, celle-ci est relativement différente pour la condition Sous-vêtement par rapport aux 3 autres conditions pour le Groupe 1. En effet, le BF est actif au moment de la phase oscillante seulement lorsque les enfants sont en Sous-vêtement.

Effet de la tenue sur les co-activations musculaires

Les co-contractions durant la phase d'appui du cycle locomoteur sont révélatrices des phases d'acquisition de la marche et de ce fait de celles de la maturation du SNC (Sutherland, 1997). En effet, plus les co-contractions sont présentes et moins la marche se rapproche du patron moteur de la marche adulte (Okamoto, 2003 ; Berger, 1985 ; Forssberg, 2000). Ces co-contractions sont le résultat de mauvaises coordinations motrices et sont représentatives de l'immaturité du SNC, mais également de la recherche de stabilité posturale en limitant les mouvements au niveau des articulations, diminuant ainsi le nombre de degrés de liberté à contrôler par chaque articulation (Nashner, 1985).

La marche mature (adulte) révèle une activité simultanée peu importante des muscles fléchisseurs et extenseurs au niveau des articulations du membre inférieur (Courtine 2003). En effet, Sutherland (2001) montre chez l'adulte, des co-contractions de l'ordre de 10% pour les co-activations du RF et du BF et aucune co-contraction pour les muscles TA et GL lors de la marche adulte (Sutherland, 2001).

Les résultats révèlent une diminution générale des co-contractions musculaires quelles que soit la tenue et l'articulation considérée (genou ou cheville) avec l'augmentation de l'EM. La comparaison des co-contractions musculaires chez des enfants ayant 9 mois d'EM et 17 mois d'EM va dans le même sens de ce que l'on observe dans la littérature (Okamoto, 2003) et présente alors une diminution des co-contractions musculaires avec l'EM.

La comparaison des différentes tenues révèle, quelle que soit l'articulation observée (cheville ou genou), qu'une co-contraction des muscles mobilisant les articulations est toujours plus importante lorsque l'enfant porte un pantalon que lorsqu'il est vêtu du prototype, de la couche ou d'un sous-vêtement (à l'exception du groupe 3 pour l'articulation de la cheville).

Au niveau de l'articulation du genou, on observe alors une co-contraction importante lorsque l'enfant porte un pantalon par rapport aux autres conditions. Alors que nous n'observons pas de différence entre les groupes 1 et 2 en condition pantalon pour cette articulation, et cela contrairement aux autres conditions. Il semble ainsi que le pantalon entraîne une modification de l'organisation musculaire de la marche. La contrainte biomécanique induite par la non déformation du pantalon, notamment au niveau du genou, mais aussi au niveau de l'articulation de hanche, est sans doute une

des raisons de cette co-contraction importante. Nous pouvons ainsi émettre l'hypothèse que le pantalon, en agissant sur ces articulations (hanche et genou), perturbe le mouvement habituel de marche chez l'enfant, lui demandant alors un effort plus important pour contrôler son équilibre postural. Le bassin qui est stabilisé sur l'espace (Assaiante, 1998) peut également être bloqué par le pantalon, présentant alors une stabilisation du bassin sur le membre inférieur et non plus sur l'espace. Le bassin, qui s'organisait de manière articulée entre le membre inférieur et supérieur, agit alors de manière verrouillée. Dans ce cas, la stabilité posturale peut être menacée et les co-contractions importantes sont sans doute le témoignage d'une recherche de l'équilibre posturale pendant la phase d'appui.

Au niveau de l'articulation de la cheville, nous observons la même organisation musculaire pour les groupes 1 et 2. En revanche, lorsque les enfants deviennent propres et qu'ils ne mettent plus de couche, le pantalon n'a pas d'impact sur les co-contractions musculaires du TA et GL. Ces enfants ne présentent en effet pas de co-activation durant la phase d'appui comme c'est le cas chez l'adulte.

Contrairement à la condition pantalon, les co-contractions dans les autres conditions diminuent en fonction de l'EM quelle que soit l'articulation (sauf pour le groupe 3 pour l'articulation du genou). La condition prototype présente des co-contractions identiques à la condition sous-vêtement (articulation du genou) et à la condition couche (articulation de la cheville). Le prototype présente des co-contractions bien inférieures à celles constatées pour la condition pantalon. Nous pouvons alors supposer que le prototype permet de suivre le mouvement et ne perturbe pas ou très peu l'équilibre postural durant la phase d'appui de la locomotion.

Le port de la couche entraîne des co-contractions similaires à la condition pantalon pour l'articulation du genou, et également similaires à celles des conditions prototype et sous vêtement pour l'articulation de la cheville. Nous pouvons alors penser que la couche située au niveau de l'entrejambe influence mécaniquement l'organisation musculaire et notamment par l'augmentation de l'écartement latéral des appuis pendant la phase d'appui. Cette perturbation mécanique située au niveau de l'entrejambe peut ainsi expliquer que la couche impacte seulement l'organisation musculaire autour de l'articulation du genou et non au niveau de la cheville.

Toutefois, les enfants constitutifs du groupe 3 ont 16 mois d'EM (comme le groupe 2) et sont propres, donc ne portent plus de couche. Ainsi, pour ce groupe une augmentation des co-contractions musculaires au niveau du genou est observée quelle que soit la condition (pantalon, prototype, sous-vêtement). Ceci nous interroge sur l'impact de la couche pendant la phase d'acquisition de la marche, puis sur l'impact de l'absence de celle-ci une fois l'enfant propre. Nous pouvons alors supposer que le fait d'enlever la couche crée chez l'enfant une modification de l'organisation musculaire au niveau de l'articulation du genou. En effet, l'enfant qui est en train de construire et d'intégrer les représentations de son corps et de ses mouvements dans l'espace avait pris en compte la couche dans son schéma corporel. Le fait d'enlever la couche crée alors une perturbation entre cette représentation et les

informations afférentes des récepteurs sensoriels comme les récepteurs cutanés, articulaires et musculaires.

III.3.5. Conclusion

Le port du pantalon entraîne une diminution de la vitesse de marche et de la longueur du pas alors que le port du prototype et du sous-vêtement présente des résultats similaires. Nous pouvons ainsi suggérer que le pantalon induit une contrainte mécanique au niveau de l'entrejambe et de l'articulation du genou. Le prototype permet donc à l'enfant de réaliser les mouvements de marche avec une plus grande liberté articulaire.

L'analyse EMG réalisée pour chaque passage dans différentes tenues vestimentaires met en évidence la complexité d'analyse des activités musculaires chez le jeune marcheur. L'analyse des patterns musculaires étudiés présentent des différences entre les groupes 1 et 3, présentant ainsi des caractéristiques en accord avec la littérature, avec toutefois une légère précocité observée pour les 2 groupes. L'origine de cette précocité réside probablement dans le fait que la plupart des sujets étaient « entraînés » et « aguerris » par le biais de cours de baby gym.

De plus, l'analyse des co-contractions musculaires au niveau des articulations du genou et de la cheville confirment les résultats précédents. En effet, le port de pantalon induit d'importantes co-contractions synonymes d'une activité musculaire organisée autour d'une stratégie de contrôle de l'équilibre et non de propulsion vers l'avant ; soit la stratégie déployée par un enfant débutant la marche. Le prototype contribue quant à lui à diminuer ces co-activations, présentant alors les caractéristiques d'une marche plus mature qu'en pantalon. La couche, mais surtout l'absence de couche des enfants du groupe 3, met en avant que les effets de celles-ci n'ont pas seulement un impact au niveau de l'organisation biomécanique de la locomotion mais induisent aussi des modifications du schéma corporel chez des enfants devenant propres et marchant sans couche.

Nous pouvons alors émettre deux hypothèses :

- ➔ Les effets de la tenue observés sur la locomotion sont le résultat essentiellement de contraintes biomécaniques.
- ➔ Les modifications observées sont le résultat d'interférences entre les représentations internes de l'enfant (schéma corporel) et les informations afférentes permettant le contrôle et la régulation de la marche. Dans ce cas, la tenue pourrait soit permettre de mieux renseigner le SNC, soit augmenter le « bruit de fond » des informations sensorielles.

CHAPITRE IV: DISCUSSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

L'objectif principal de cette thèse était de vérifier l'impact d'une tenue vestimentaire sur la marche des enfants. Pour cela, une étude des paramètres spatio-temporels de la marche a été menée sur plus de 45 enfants ayant tous moins de 4 ans d'EM. Les paramètres spatio-temporels de la marche chez l'enfant étant très présents dans la littérature, ceux-ci nous ont permis de comparer et vérifier nos résultats.

En revanche, au début de ces travaux, une seule étude traitait de l'impact d'une tenue en lycra sur les troubles de la marche (IMC et dystrophie musculaire de Duchenne). Depuis, deux autres études ont été réalisées sur l'impact du port d'une couche, couche lavable (Cole et al., 2012) ainsi que le port de pantalon sur la marche de l'enfant (Groenen et al., 2010). L'apparition de ces publications souligne bien le fait que cette thématique constitue une préoccupation actuelle.

Réponse à l'objectif 1 : Évaluer l'effet d'une tenue vestimentaire sur les paramètres spatio-temporels de la marche chez l'enfant.

Notre première étude exploratoire visait à évaluer l'impact d'un pantalon et d'une couche sur la marche de jeunes enfants. Pour cela, une vingtaine d'enfants, ayant tous moins de 18 mois d'EM, ont participé à cette étude.

Les résultats de celle-ci montrent un impact du pantalon sur la marche de l'enfant. Comparativement au port d'un pantalon, la vitesse de marche augmente de 10%, 16% et 14% et la longueur de pas de 4%, 7% et 7%, lorsque l'enfant est vêtu respectivement d'un pantalon de survêtement, d'une couche ou d'un sous-vêtement. Ces résultats ont mis en évidence que le pantalon contraint la marche de l'enfant en diminuant l'amplitude articulaire au niveau du membre inférieur. Le survêtement contraint également la locomotion des jeunes marcheurs, mais moins que le pantalon. La couche, contrairement aux idées reçues, n'a que très peu d'influence sur la vitesse et la longueur de pas, malgré une augmentation de l'écartement latéral des appuis.

Réponse à l'objectif n°2 : Identifier si la tenue vestimentaire a un impact plus important selon l'expérience de marche.

Entre les premiers pas de l'enfant et la marche mature, de nombreuses transformations s'opèrent. Ainsi, l'objectif de cette étude était de vérifier s'il y avait une période dans le développement de la locomotion de l'enfant, plus sensible à l'impact du port d'un vêtement.

Les résultats de cette étude montrent que la période de 3 à 6 mois d'EM apparaît comme une période importante dans le développement de la marche, car de nombreux changements ont lieu. Le port d'un vêtement influence alors la marche dès 3 mois d'EM, mais plus particulièrement ceux qui ont entre 6 et 18 mois d'EM.

A partir de 6 mois d'EM et comparativement au port d'un pantalon, nous observons une augmentation de 14%, 21% et 26% de la vitesse et de 5%, 10% et 11% de la longueur de pas, lorsque l'enfant est vêtu respectivement d'un pantalon de survêtement, d'une couche ou d'un sous-vêtement. Pour les enfants ayant entre 3 et 6 mois d'EM et comparativement au port d'un pantalon, nous observons une augmentation de 24% et de 10% de la vitesse, de 15% et 10% pour la longueur de pas, lorsque l'enfant est vêtu respectivement d'une couche ou d'un sous-vêtement. Ces différences par rapport aux enfants ayant plus d'EM, nous incite à penser que l'absence ponctuelle de couche lors de l'expérimentation chez les enfants ayant entre 3 et 6 mois d'EM, détériore légèrement leur locomotion. Les processus d'intégration de la posture et du mouvement étant en cours d'acquisition chez ces enfants en couche, l'absence de celle-ci pourrait induire des modifications internes du schéma corporel, et donc une marche moins assurée. De plus, il est probable que le varus prononcé chez ces jeunes enfants inhibe partiellement l'influence du port de la couche sur la marche. Ce varus diminuant avec l'âge, l'écartement entre les jambes se réduit. La couche induit alors une plus grande contrainte au niveau de l'entrejambe.

Réponse à l'objectif n°3 : Le prototype réalisé permet-il de diminuer l'impact du pantalon sur la marche de l'enfant ? La tenue induit-elle une modification de l'organisation musculaire de la marche ?

Les paramètres spatio-temporels, ainsi que les données EMG de la marche d'une vingtaine d'enfants ont été analysés. Comme les études précédentes, un effet du pantalon a été observé.

Comparativement au port d'un pantalon, nous observons une augmentation de 12% et 16% de la vitesse et de 6% et 7,5% de la longueur de pas, lorsque l'enfant est vêtu respectivement du prototype ou d'un sous-vêtement.

Peu d'étude (Okamoto et al, 2003 ; Chang et al, 2006 ; 2009) se sont intéressées à l'analyse EMG de la marche et aucune étude à notre connaissance, de l'interaction avec la tenue vestimentaire. Le manque de données à ce sujet a constitué une première difficulté dans l'analyse et l'interprétation de nos résultats. Cependant, et comme observé dans la littérature, l'analyse des patterns musculaires présente des différences entre les enfants ayant 12 mois d'EM et 16 mois d'EM. Toutefois, l'observation de l'activation du TA de nos sujets révèle une précocité dans la maturation de la marche comparativement à la littérature. Cette observation est justifiée car la grande majorité de nos sujets participaient régulièrement à des cours de motricité dans un ludogym. Nous pouvons alors penser que

l'environnement de l'enfant influence le développement moteur de l'enfant. Ces résultats vont dans le même sens que ceux de Geber (1973) et Bril (1997) montrant notamment un développement moteur plus précoce d'enfants africains (Bambara) qui se tiennent debout vers 8 mois, marchent à 10 mois, acquièrent la propreté à 12 mois, et courent à 14 mois. Ces auteurs mettent en avant que l'enfant africain est plus souvent positionné à la verticale au cours de la journée que les enfants de pays occidentaux. Les soins pour ces enfants sont organisés autour d'étirements et de suspensions. Ces enfants ont alors une stimulation posturo-motrice quotidienne plus importante durant leur première année expliquant probablement leur précocité dans le développement de l'équilibre postural et l'acquisition de la locomotion bipédique. Nous pouvons alors supposer qu'en fonction des cultures, les vêtements diffèrent, ce qui pourrait également influencer le développement chez des enfants par exemple des régions polaires et d'enfants de pays tempérés et chauds présentant des tenues relativement différentes. Nous pouvons également supposer que les vêtements portés entre les filles et les garçons (au moins à cet âge) sont différents. Nous avons alors comparé l'âge de début de marche en fonction du genre. Nous observons que les filles ont commencé à marcher en moyenne vers 13,5 mois et les garçons vers 12,6 mois. Ces résultats ne montrent pas d'effet significatif mais nous observons que la marche apparaît avec presque 1 mois de différence. Nous aurions pu penser que les filles commenceraient à marcher plus tôt que les garçons si nous considérons que celles-ci portent des vêtements (robe, collant,...) moins contraignants que les garçons (pantalon,...). Le résultat inverse nous laisse supposer que d'autres facteurs environnementaux (stimulation, encouragements, jeux...) ont un impact plus important que la tenue vestimentaire, qui peut constituer un élément parmi d'autres influençant le développement de la locomotion. Nous avons d'ailleurs montré que le vêtement avait un impact surtout à partir de 6 mois d'EM, expliquant alors le fait que la tenue n'a pas ou très peu d'impact sur les débuts de l'acquisition de la marche.

Enfin, l'analyse des co-contractions musculaires nous a permis de montrer dans un premier temps que le pantalon modifiait l'organisation musculaire de la marche, présentant ainsi des résultats analogues au marcheur débutant. Les contraintes biomécaniques semblent intervenir principalement au niveau de l'entrejambe et du genou. Le pantalon semble alors perturber la stabilité posturale pendant la marche en présentant d'importantes co-contractions musculaires. D'ailleurs le bassin, qui est le référentiel de base (Assaiante, 1998) du début de la marche, peut être lui aussi impacté par le pantalon. Le bassin, qui est stabilisé sur l'espace, suit les mouvements du corps au cours de la marche se référant à la verticale gravitaire (CG comme référence). Le pantalon peut alors impacter l'articulation au niveau de la hanche verrouillant alors l'articulation entre le bassin et les membres inférieurs.

Le prototype engendre, quant à lui, des co-contractions plus faibles que celles observées avec le pantalon et similaire à la condition sous-vêtement, suggérant ainsi une marche plus mature. Le

prototype permet alors de suivre les mouvements des jambes durant la marche en minimisant les contraintes au niveau de l'articulation de la hanche et du genou.

La couche et surtout l'absence de couche, présentent des co-contractions importantes lorsque les enfants deviennent propres et marchent sans couche. Les co-contractions sont plus importantes dans ce groupe que dans les groupes d'enfants ayant une EM identique ou plus faible. Ces différences supposent non-seulement un impact biomécanique de la couche mais également un impact sur l'organisation du schéma corporel. En effet, nous pouvons supposer que l'enfant qui a débuté l'apprentissage de la marche avec la couche, a intégré ce paramètre dans son schéma corporel. Le fait d'enlever la couche entraîne probablement des interférences entre les afférences provenant des capteurs sensoriels, renseignant sur l'organisation posturale lors de la marche, et les représentations internes au niveau du SNC.

Nous pouvons alors supposer que le vêtement, et notamment la couche et le pantalon peuvent engendrer des contraintes biomécaniques diminuant la mobilité articulaire. Toutefois, il serait restrictif d'attribuer les effets observés seulement aux contraintes biomécaniques. Il semble en effet que le vêtement, généralement au contact de la peau, peut stimuler ou inhiber les capteurs cutanés, voir articulaires et musculaires, envoyant ainsi des informations au SNC. Nous pouvons alors supposer que ces stimulations peuvent contribuer à réaliser un contrôle et une régulation plus fine du mouvement ou au contraire perturber le système créant alors du bruit, inutile à l'organisation du mouvement.

Dans cette perspective, et si il s'avère que le vêtement peut apporter des informations sensorielles pertinentes au contrôle de la locomotion, il serait intéressant d'imaginer un vêtement activant certaines zones cutanées spécifiques de l'équilibre postural et inhibant d'autres zones permettant, chez des patients atteints de troubles de l'équilibre, d'informer le SNC sur la position des membres, agissant alors sur leur schéma corporel et notamment leur représentation de la verticale gravitaire.

Perspectives :

Cette thèse ne propose ainsi qu'une première analyse de l'impact d'une tenue sur la marche de l'enfant. En effet, d'autres études basées sur une population plus importante seront nécessaires afin d'affirmer ces résultats. De plus, nous avons observé l'impact du pantalon de manière ponctuelle. Quel(s) effet(s) aurait le port du pantalon et/ou la couche dans le temps lors d'une étude longitudinale ?

Par ailleurs, une analyse cinématique avait été initialement prévue afin d'observer l'impact du port d'une tenue sur les paramètres cinématiques de la marche. Cependant, cette approche aurait nécessité un protocole spécifique complexe à mettre en œuvre. Dans cette expérimentation, l'analyse des mouvements de chaque segment corporel lors de la marche s'obtient grâce à des marqueurs positionnés sur la tenue de l'enfant. Les mouvements de ces marqueurs ne se seraient pas uniquement rapportés aux mouvements de l'enfant, mais également aux mouvements de la tenue par rapport à l'enfant. L'analyse goniométrique a été testée, mais n'a pu être réalisée du fait de la taille imposante des goniomètres par rapport à la taille de l'enfant. La pose de 2 goniomètres occupait la majeure partie de la jambe, perturbant largement la marche de l'enfant. L'analyse des angles articulaires en fonction de la tenue aurait fourni des données importantes. Il serait intéressant de trouver une solution afin de comprendre quelle articulation est principalement impactée lorsque l'enfant porte un pantalon.

L'analyse des forces exercées sur le tissu est une piste de recherche envisageable. Elle peut être étudiée soit par l'intermédiaire de caméras haute sensibilité, soit par l'application de jauges de contraintes sur le vêtement. Ces solutions étaient malheureusement trop onéreuses pour notre étude mais auraient permis de quantifier l'intensité des contraintes exercées sur le textile mais également l'emplacement des contraintes les plus importantes.

Enfin, une analyse EMG prenant en compte l'intensité du signal pourrait nous rendre compte du niveau d'activation du muscle en fonction des conditions. Nous supposons une activité plus importante en intensité lorsque l'enfant porte le pantalon qu'en sous-vêtement par exemple et aurait alors permis d'estimer la force musculaire à chaque articulation.

Enfin, le prototype confectionné constitue une base solide sur laquelle un travail de design est en cours. Des améliorations pourront ensuite être apportées pour perfectionner ce vêtement d'un point de vue fonctionnel (e.g., faciliter l'habillage, faciliter l'autonomie de l'enfant).

Dans de plus larges perspectives, il serait intéressant de réaliser un travail similaire sur des personnes à mobilité réduite (personnes en situation de handicap, en rééducation, hospitalisées, ou personnes âgées) dans le but de faciliter leur quotidien et conserver leur autonomie.

Aujourd'hui, les recherches en innovations textiles s'orientent sur des vêtements dits intelligents. Ces vêtements sont ainsi dénommés car ils permettent de s'adapter à l'environnement et l'activité du porteur. Les vêtements intelligents peuvent être définis selon deux critères : soit la fibre (par l'ajout de charges, d'enduction, encapsulation, greffage...) qui apporte un aspect adaptif au vêtement (thermo régulant, équilibrant, amincissant,...), soit le vêtement qui intègre des composants électroniques permettant de surveiller différents paramètres physiologiques. En effet ces dernières années, avec l'intégration de fils métalliques au cœur de vêtements, certains industriels ont mis au

point un tee-shirt intégrant des fils conducteurs permettant de relever les déformations de la cage thoracique des nouveau nés afin d'être averti rapidement pour éviter les morts subites du nourrisson notamment. Le développement de technologies intégrées est en cours sur le marché du sport, en vue d'apporter aux sportifs toujours plus d'informations sur leurs performances et notamment anticiper les risques de blessure. Un des freins au développement de telles technologies est la contrainte d'entretien de ce dernier qui nécessite de pouvoir dissocier la partie électronique du vêtement.

Ces pistes de travail permettent d'imaginer de nouveaux concepts de vêtements pouvant intéresser aussi bien les marchés du secteur médical, du sport et des loisirs que ceux du bâtiment ou de la mode.

CHAPITRE V: BIBLIOGRAPHIE

- Adams R. (1995). Further exploration of human neonatal chromatic-achromatic discrimination. *Journal of Experimental Child Psychology* 60: 334-360.
- Adolph K.E., Vereijken B. and Shrout P.E. (2003). What changes in infant walking and why. *Child Dev* 74(2): 475-497.
- Alexander R.M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates, *Physiological Review*. 69: 1199-1227.
- Amblard B., Assaiante C., Fabre J.C., Martin N., Massion J., Mouchnino L. and Vernazza S. (1995). Voluntary head stabilization in space during trunk movements in weightlessness. *Acta Astronaut* 36(8-12): 415-422.
- Anderson F.C. and Pandy M.G. (2003). Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 17(2): 159-169.
- Assaiante C. (1998). La construction des stratégies d'équilibre chez l'enfant au cours d'activités posturocinétiques. *Ann Réadaptation Méd Phys* 41: 239-249.
- Assaiante C. and Amblard B. (1993). Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children: influence of visual cues. *Exp Brain Res* 93(3): 499-515.
- Assaiante C. and Chabrol B. (2010). Developmental and locomotor disorders in children. *Rev Neurol (Paris)* 166(2): 149-157.
- Assaiante C., Thomachot B., Aurenty R. and Amblard B. (1998). Organization of lateral balance control in toddlers during the first year of independent walking. *J Mot Behav* 30(2): 114-129.
- Astrand P.O. and Eyrich B. (1952). Bed ergometer for clinical e.g. postoperative use. *Sven Lakartidn* 49(38): 2367-2372.
- Astrand P.O. and Rodahl K. (1980). Précis de Physiologie de l'Exercice Musculaire. Paris, Masson.
- Badaly D. and Adolph K.E. (2007). Beyond the average: Walking infants take steps longer than their leg length. *Infant Behavior & Development* 31: 554-558.
- Bar-Or O. (1980). Climate and the exercising child: a review. *Int. J. Sports Med.* 1: 53-65.
- Bar-Or O. (1989). Temperature regulation during exercise in children and adolescents. In: Gisolfi, C.V., Lamb, D.R. (Eds.), *Perspectives in Exercise Science and Sports Medicine. Youth, Exercise and Sport* vol. 2 : p 335-362.
- Bayley N. (1969). Bayley scales of infant development. *Psychological Corporation*. New York.
- Bilney B., Morris M. and Webster K. (2003). Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture* 17(1): 68-74.
- Bizzi, E., Cheung, V. C. K., d'Avella, A., Saltiel, P. and Tresch, M. (2008). Combining modules for movement. *Brain Res. Rev.* 57, 125-133.
- Blair E., Ballantyne J., Horsman S. and Chauvel P. (1995). A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 37(6): 544-554.

- Breniere Y. and Bril B. (1998). Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. *Exp Brain Res* 121(3): 255-262.
- Bril B. (2000). La genèse des premiers pas. Dans J. Rivière (Ed.) *Le développement psychomoteur du jeune enfant Marseille : Solal éditeur (Coll. Psychomotricité)*. p 53-85.
- Bril B. and Breniere Y. (1988). temporal invariances exist as early as the first six months of independent walking? In: Amblard B, Berthoz A, Clarac F, editors. *Posture and gait: development, adaptation and modulation. New York-Oxford : Elsevier*: p. 23-31.
- Bril B. and Ledebt A. (1994). Les débuts de la marche autonome chez l'enfant. *Journal de Pédiatrie et de Puériculture* ,n°1.
- Bril B. and Sabatier C. (1986). The cultural context of motor development: Postural manipulations in the daily life of Bambara babies (Mali). *International Journal of Behavioral Development* 9: 439-453.
- Brunet O. and Lézine I. (1951). Echelle de Développement psychologique de la première enfance. *Etablissement d'applications psychotechniques*. Issy les Moulineaux.
- Burnett C.N. and Johnson E.W. (1971). Development of gait in childhood. II. *Dev Med Child Neurol* 13(2): 207-215.
- Butt S.J. and Kiehn O. (2003). Functional identification of interneurons responsible for left-right coordination of hindlimbs in mammals. *Neuron* 38(6): 953-963.
- Cavagna G.A. and Franzetti P. (1986). The determinants of the step frequency in walking in humans. *J Physiol* 373: 235-242.
- Cavagna G.A., Franzetti P. and Fuchimoto T. (1983). The mechanics of walking in children. *J Physiol* 343: 323-339.
- Cavagna G.A., Heglund N.C. and Taylor C.R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol* 233(5): R243-261.
- Cavagna G.A. and Kaneko M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 268(2): 467--481.
- Cavagna G.A. and Margaria R. (1966). Mechanics of walking. *J Appl Physiol* 21(1): 271-278.
- Cavagna G.A., Saibene F.P. and Margaria R. (1963). External work in walking. *J Appl Physiol* 18: 1-9.
- Cavagna G.A., Thys H. and Zamboni A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 262(3): 639-657.
- Cavagna G.A., Willems P.A., Legramandi M.A. and Heglund N.C. (2002). Pendular energy transduction within the step in human walking. *J Exp Biol* 205(Pt 21): 3413-3422.
- Chang C.L., Kubo M., Buzzi U. and Ulrich B. (2006). Early changes in muscle activation patterns of toddlers during walking. *Infant Behav Dev* 29(2): 175-188.
- Chang C.L., Kubo M. and Ulrich B.D. (2009). Emergence of neuromuscular patterns during walking in toddlers with typical development and with Down syndrome. *Hum Mov Sci* 28(2): 283-296.
- Cheron G., Bengoetxea A., Bouillot E., Lacquaniti F. and Dan B. (2001). Early emergence of temporal coordination of lower limb segments elevation angles in human locomotion. *Neurosci Lett* 308(2): 123-127.

- Cheron G., Bengoetxea A., Pozzo T., Bourgeois M. and Draye J.P. (1997). Evidence of a preprogrammed deactivation of the hamstring muscles for triggering rapid changes of posture in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105(1): 58-71.
- Chugani H.T. (1998). A critical period of brain development: studies of cerebral glucose utilization with PET. *Prev Med* 27(2): 184-188.
- Clark J.E. and Phillips S.J. (1987). The step cycle organization of infant walkers. *J Mot Behav* 19(4): 421-433.
- Cole W.G., Lingeman J.M. and Adolph K.E. (2012). Go naked: diapers affect infant walking. *Dev Sci* 15(6): 783-790.
- Conel J.L. (1939). The postnatal development of the Human Cerebral Cortex. Cambridge, Harvard University Press.
- Conel, J.L. (1947). The cerebral cortex of the 3-month infant. *Anat Rec* 97(3): 382.
- Costill D.L., Wilmore J.H. and Kenney W.L. (2009). Physiologie du Sport et de l'Exercice. Bruxelles, De Boeck.
- Courtine G. (2003). Organisation neurale et contrôle adaptatif de la marche humaine, Université de Bourgogne. Thèse
- Courtine G., Papaxanthis C. and Pozzo T. (2002). Prolonged exposure to microgravity modifies limb endpoint kinematics during the swing phase of human walking. *Neurosci Lett* 332(1): 70-74.
- Courtine G. and Schieppati M. (2004). Tuning of a basic coordination pattern constructs straight-ahead and curved walking in humans. *J Neurophysiol* 91(4): 1524-1535.
- Cutlip R.G., Mancinelli C., Huber F. and DiPasquale J. (2000). Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait Posture* 12(2): 134-138.
- Dahlstedt S. (1984). Gait analysis, an introduction. London, Churchill Livingstone.
- Davies M.G. and Greaves M.W. (1981). The current status of histamine receptors in human skin: therapeutic implications. *Br J Dermatol* 104(5): 601-606.
- Davis B.E., Moon R.Y., Sachs H.C. and Ottolini M.C. (1998). Effects of sleep position on infant motor development. *Pediatrics* 102(5): 1135-1140.
- Dietz V., Horstmann G.A., Trippel M. and Gollhofer A. (1989). Human postural reflexes and gravity: an under water stimulation. *Neurosci. Lett* 106: 350-355.
- Dietz V., Zijlstra W. and Duysens J. (1994). Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion. *Exp Brain Res* 101(3): 513-520.
- Dominici N., Ivanenko Y.P., Cappellini G., d'Avella A., Mondì V., Cicchese M., Fabiano A., Silei T., Di Paolo A., Giannini C., Poppele R.E. and Lacquaniti F. (2011). Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science* 334(6058): 997-999.
- Dominici N., Ivanenko Y.P., Cappellini G., Zampagni M.L. and Lacquaniti F. (2010). Kinematic strategies in newly walking toddlers stepping over different support surfaces. *J Neurophysiol* 103(3): 1673-1684.
- Dominici N., Ivanenko Y.P. and Lacquaniti F. (2007). Control of foot trajectory in walking toddlers: adaptation to load changes. *J Neurophysiol* 97(4): 2790-2801.

- Drinkwater B.L., Kupprat I.C., Denton J.E., Crist J.L. and Horvath S.M. (1977). Response of prepubertal girls and college women to work in the heat. *J Appl Physiol* 43(6): 1046-1053.
- Duché P. and Van Praagh E. (2008). Activités Physiques et développement de l'enfant, Ellipses.
- Dumas R. and Cheze 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(2): 243-250.
- Dupoux E. and Melher J. (1990). Naître humain. Paris, Odile Jacob.
- Fanger P.O. (1970). Thermal Comfort. *Copenhagen: Danish Technical Press*.
- Fleming P.J., Blair, P.S. Bacon C., Bensley D., Smith I., Taylor E., Berry J., Golding J. and Tripp J. (1996). Environment of infants during sleep and risk of the sudden infant death syndrome: results of 1993-5 case-control study for confidential inquiry into stillbirths and deaths in infancy. Confidential Enquiry into Stillbirths and Deaths Regional Coordinators and Researchers. *BMJ* 313(7051): 191-195.
- Fleming P.J., Levine M.R., Azaz Y., Wigfield R. and Stewart A.J. (1993). Interactions between thermoregulation and the control of respiration in infants: possible relationship to sudden infant death. *Acta Paediatr Suppl* 82 Suppl 389: 57-59.
- Forsberg H. (1985). Ontogeny of human locomotor control. I. Infant stepping, supported locomotion and transition to independent locomotion. *Exp Brain Res* 57(3): 480-493.
- Forsberg H. and Nashner L. (1982). Ontogenetic development of postural control in man : Adaptation to altered support and visual conditions during stance. *The Journal of Neuroscience* 2(5): 545-552.
- Foster K.G., Hey E.N. and Katz G. (1969). The response of the sweat glands of the newborn baby to thermal stimuli and to intradermal acetylcholine. *J Physiol* 203(1): 13-29.
- Frankenburg W.K. and Dodds J.B. (1967). The Denver Developmental Screening Test. *Journal of Pediatrics* 71: 181-191.
- Freeman Miller M.D. (2007). Physical Therapy of Cerebral Palsy, Springer New York.
- Gallahue D. and Ozmun J., Eds. (1998.). Understanding motor development: infants, children, adolescents and adults. Singapore.
- Garciaguirre J.S., Adolph K.E. and Shrout P.E. (2007). Baby carriage: infants walking with loads. *Child Dev* 78(2): 664-680.
- Gassier J. and St Sauveur C. (2004). Guide de la puéricultrice, Elsevier Masson.
- Gesell A. (1946). The ontogenesis of infant behavior. Dans L. Carmichael (Ed.); Manual of child psychology. New York, Willey.
- Gesell A. and Amatruda C.S. (1947). Developmental diagnosis: Normal and Abnormal Child Development. New York, Harper & Row.
- Givon U., Zeilig G. and Achiron A. (2009). Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal-spatial parameters using GAITRite functional ambulation system. *Gait Posture* 29(1): 138-142.
- Grasso R., Bianchi L. and Lacquaniti F. (1998). Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *J Neurophysiol* 80(4): 1868-1885.

- Grasso R., Peppe A., Stratta F., Angelini D., Zago M., Stanzione P. and Lacquaniti F. (1999). Basal ganglia and gait control: apomorphine administration and internal pallidum stimulation in Parkinson's disease. *Exp Brain Res* 126(2): 139-148.
- Grillner S. : (1981). Control of locomotion in biped, tetrapod and fish. In: Handbook of physiology, The nervous system II. (Edition B, ed) Bethesda MD:American physiological physiology: p 1179-1236.
- Groenen A.A., Kruijssen A.J., Mulvey G.M. and Ulrich B.D. (2010). Constraints on early movement: tykes, togs, and technology. *Infant Behav Dev* 33(1): 16-22.
- Growney E., Meglan D., Johnson M. and al. e. (1997). Repeated measures of adult normal walking using video tracking system. *Gait Posture* 5: 147-162.
- Gurfinkel V.S., Lipshits M.I. and Popov K.E. (1981). Stabilization of the body position as the main task of postural regulation (translation). *Fiziologiya Cheloveka* 7: 400-410.
- Hainline L. (1998). The development of basic visual abilities, perceptual development: visual, auditory, and speech perception in infancy. In A. Slater edition, Sussex: Psychology Press
- Hallems A., De Clercq D. and Aerts P. (2006a). Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture* 24(3): 270-279.
- Hallems A., De Clercq D., Otten B. and 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(2): 107-118.
- Hallems A., De Clercq D., Van Dongen S. and Aerts P. (2006b). Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture* 23(2): 142-148.
- Haycock C.E. (1978). The United States versus Great Britain--a health care study. *J Am Med Womens Assoc* 33(11): 479-486.
- Hicheur H., Terekhov A.V. and Berthoz A. (2006). Intersegmental coordination during human locomotion: does planar covariation of elevation angles reflect central constraints? *J Neurophysiol* 96(3): 1406-1419.
- Hof A. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait Posture* 4: 222-223.
- Holt K.G., Saltzman E., Ho C.L. and Ulrich B.D. (2007). Scaling of dynamics in the earliest stages of walking. *Phys Ther* 87(11): 1458-1467.
- Hopkins B. and Westra T. (1988). Maternal handling and motor development: an intracultural study. *Genet Soc Gen Psychol Monogr* 114(3): 377-408.
- Hopkins B. and Westra T. (1989). Maternal expectations of their infants' development: some cultural differences. *Dev Med Child Neurol* 31(3): 384-390.
- Hunt A.E., Smith R.M., Torode M. and Keenan A.M. (2001). Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16(7): 592-600.
- Hylton N. and Allen C. (1997). The development and use of SPIO Lycra compression bracing in children with neuromotor deficits. *Pediatr Rehabil* 1(2): 109-116.

- Inoue Y., Araki T. and Tsuja J. (1996). The thermoregulatory responses of prepubertal boys and young men in changing temperature linearly from 28 to 15°C. *Eur. J. Appl. Physiol.* 72: 204-208.
- Ivanenko Y.P., Cappellini G., Dominici N., Poppele R.E. and Lacquaniti F. (2007a). Modular control of limb movements during human locomotion. *J Neurosci* 27(41): 11149-11161.
- Ivanenko Y.P., d'Avella A., Poppele R.E. and Lacquaniti F. (2008). On the origin of planar covariation of elevation angles during human locomotion. *J Neurophysiol* 99(4): 1890-1898.
- Ivanenko Y.P., Dominici N., Cappellini G., Dan B., Cheron G. and Lacquaniti F. (2004). Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. *J Exp Biol* 207(Pt 21): 3797-3810.
- Ivanenko Y.P., Dominici N., Cappellini G. and Lacquaniti F. (2005). Kinematics in newly walking toddlers does not depend upon postural stability. *J Neurophysiol* 94(1): 754-763.
- Ivanenko Y.P., Dominici N. and Lacquaniti F. (2007b). Development of independent walking in toddlers. *Exerc Sport Sci Rev* 35(2): 67-73.
- Ivanenko Y.P., Poppele R.E. and Lacquaniti F. (2006). Motor control programs and walking. *Neuroscientist* 12(4): 339-348.
- Jardine D.S. and Haschke R.H. (1992). An animal model of life-threatening hyperthermia during infancy. *J Appl Physiol* 73(1): 340-345.
- Jeng S.F., Lau T.W., Hsieh W.S., Luo H.J., Chen P.S., Lin K.H. and Shieh J.Y. (2008). Development of walking in preterm and term infants: age of onset, qualitative features and sensitivity to resonance. *Gait Posture* 27(2): 340-346.
- Keogh J. and Sugdend D. (1985). Movement skill development. New York, Macmillan Publishing Company.
- Kermoian R. and Campos J.J. (1988). Locomotor experience: a facilitator of spatial cognitive development. *Child Dev* 59(4): 908-917.
- Kimura T., Yaguramaki N., Fujita M., Ogiue-Ikeda M., Nishizawa S. and Ueda Y. (2005). Development of energy and time parameters in the walking of healthy human infants. *Gait Posture* 22(3): 225-232.
- Kingsnorth S. and Schmuckler M.A. (2000). walking skill versus walking experience as a predictor of barrier crossing in toddlers. *Infant Behavior & Development* 23: 331-350.
- Kirtley C. (2006). Clinical gait analysis : Theory and practice., *ill. Elsevier Churchill Livingstone, Edinburgh* volume xii,(Toronto): p 316.
- Koppell N. (1995). Chains of coupled oscillators. In: The handbook of brain theory and neural networks (ArbibMA, ed). *Cambridge: MIT Press.*: p 178-183.
- Koupernik C. and Dailly R. (1976). Développement neuropsychique du nourrisson, PUF.
- Lacquaniti F., Grasso R. and Zago M. (1999). Motor Patterns in Walking. *News Physiol Sci* 14: 168-174.
- Leardini A., Sawacha Z., Paolini G., Ingrosso S., Nativo R. and Benedetti M.G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait Posture* 26(4): 560-571.
- Leblanc M. (1987). The physic of thermal exchange between infants and their environment. *Med Instrum.*

- Ledeht A. (2000). Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behavior & Development* 23: 79–89.
- Ledeht A. and Breniere Y. (1994). Dynamical implication of anatomical and mechanical parameters in gait initiation process in children. *Hum Mov Sci* 13: 801-815.
- Ledeht A., Bril B. and Breniere Y. (1998). The build-up of anticipatory behaviour. An analysis of the development of gait initiation in children. *Exp Brain Res* 120(1): 9-17.
- Ledeht A., van Wieringen P.C.W., Savelsbergh Geert J.P. (2004). Functional significance of foot rotation asymmetry in early walking. *Infant Behavior & Development* 27: 163-172.
- Lee D.N. and Aronson E. (1974). Visual proprioceptive control of standing in human infants. *Perception and Psychophysics*, 15: 529-532.
- Lovett R.W. and Dane J. (1896). Affections of the arch of the foot commonly classified as flat-foot. *N Y Med J* 304-9.
- Malina R.M., Ed. (1980). Biosocial correlates of motor development during infancy and early childhood. Social and biological predictors of nutritional status, physical growth, and neurological development. New York, : Academic Press.
- Malina R.M. and Bouchard C. (1991). Growth, maturation and physical activity, Human Kinetics.
- McCullough E.A., Eckels S. and Harms C. (2009). Determining temperature ratings for children's cold weather clothing. *Appl Ergon* 40(5): 870-877.
- McGraw M.B. (1932). From Reflex to Muscular Control in the Assumption of an Erect Posture and Ambulation in the Human Infant. *Child Development* 3(4): 291-297.
- Menz H.B., Latt M.D., Tiedemann A., Mun San Kwan M. and Lord S.R. (2004). Reliability of the GAITRite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture* 20(1): 20-25.
- Milani-Comparetti A and EA. G. (1967). Routine developmental examination in normal and retarded children. *Dev Med Child Neurol* 9(8): 631.
- Mulavara A.P. and Bloomberg J.J. (2002). Identifying head-trunk and lower limb contributions to gaze stabilization during locomotion. *J Vestib Res* 12(5-6): 255-269.
- Neptune R.R., Kautz S.A. and Zajac F.E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech* 34(11): 1387-1398.
- Newell K.M. (1986). Constraints on the development of coordination. . In M.G. Wade & H.T.A. Whiting (Eds.). *Motor skill acquisition*. Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- North R.G., Petersen S.A. and Wailoo M.P. (1995). Lower body temperature in sleeping supine infants. *Arch Dis Child* 72(4): 340-342.
- Oberg T., Karsznia A. and Oberg K. (1993). Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 30(2): 210-223.
- Okamoto T. and Kumamoto M. (1972). Electromyographic study of the learning process of walking in infants. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 12(2): 149-158.
- Okamoto T., Okamoto K. and Andrew P.D. (2003). Electromyographic developmental changes in one individual from newborn stepping to mature walking. *Gait Posture* 17(1): 18-27.

- Olivier A.H. (2008). Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche, Université Européenne de Bretagne.
- Pantall A., Teulier C. and Ulrich B.D. (2012). Changes in muscle activation patterns in response to enhanced sensory input during treadmill stepping in infants born with myelomeningocele. *Hum Mov Sci* 31(6): 1670-1687.
- Papaxanthis C., Pozzo T., Popov K.E. and McIntyre J. (1998). Hand trajectories of vertical arm movements in one-G and zero-G environments. Evidence for a central representation of gravitational force. *Exp Brain Res* 120(4): 496-502.
- Pauwels F. (1979). Biomécanique de l'appareil locomoteur. Berlin, Springer Verlag,.
- Ponsonby A.L., Dwyer T., Gibbons L.E., Cochrane J.A. and Wang Y.G. (1993). Factors potentiating the risk of sudden infant death syndrome associated with the prone position. *N Engl J Med* 329(6): 377-382.
- Pozzo T., Levik Y. and Berthoz A. (1995). Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. *Exp Brain Res* 106(2): 327-338.
- Pugh L.G.C.E. (1971). The influence in running and walking and the mechanical efficiency of work against horizontal or vertical forces. *J.Physiol*: 213: 255.
- Pugh L.G.C.E. (1976). Air resistance in Sport, in Joki E., Arnand L., Stoboy H., advances Exercise Physiology, S. Karger, Basel.
- Rabain-Jamin J. and Wornham W.L. (1990). [Changes in maternal behavior and care practices in migrant women from Western Africa]. *Psychiatr Infant* 33(1): 287-319.
- Rabinowicz T. (1986). The differentiated maturation of the cerebral cortex. Human Growth. P. Press. New York. 2: 385 - 410.
- Rennie D.J., Attfield S.F., Morton R.E., Polak F.J. and Nicholson J. (2000). An evaluation of lycra garments in the lower limb using 3-D gait analysis and functional assessment (PEDI). *Gait Posture* 12(1): 1-6.
- Rhea C. and Rietdyk S. (2007). Visual exteroceptive information provided during obstacle crossing did not modify the lower limb trajectory. *Neuroscience Letters* vol. 418(n° 1): p 60-65.
- Rigal R. (2003). Motricité Humaine. Fondements et applications pédagogiques P.u.q.
- Riley M., Goodman M. and Fritz V.U. (1996). Gait analysis. A comparison between observational analysis and temporal distance measurements. *S.Af.J. Physiother* 52(2): 27-30.
- Samson W., Desroches G., Cheze L. and Dumas R. (2009). 3D joint dynamics analysis of healthy children's gait. *J Biomech* 42(15): 2447-2453.
- Samson W., Dohin B., Desroches G., Chaverot J.L., Dumas R. and Cheze L. (2011). Foot mechanics during the first six years of independent walking. *J Biomech* 44(7): 1321-1327.
- Schultz A.H. (1969). Les primates. Paris, Bordas.
- Sempé M., Pedron G. and Roy-Pernot M.P. (1979). Auxologie, méthode et séquences. Paris, Théraplix.
- Sheridan M.D.S. (1960). The Developmental Progress of Infants and Young Children. *London : H.M. Stationery Office*,.

- Shirley M.M. (1931). The first two years. *The University of Mineapolis Press* I(Postural and locomotor development).
- Shores M. (1980). Footprint analysis in gait documentation: an instructional sheet format. *Phys Ther* 60: 1163.
- Silverstein L.S. (1993). The effect of neutral position foot orthoses on gait of children with down syndrome. Doctoral Thesis.
- Smales O.R. and Hull D. (1978). Metabolic response to cold in the newborn. *Arch Dis Child* 53(5): 407-410.
- Smith C.J. and Havenith G. (2010). Body mapping of sweating patterns in male athletes in mild exercise-induced hyperthermia. *Eur J Appl Physiol* 111(7): 1391-1404.
- Smith C.J. and Havenith G. (2011). Sweat mapping in humans and applications for clothing design. IN: YOKOYAMA, S. (ed.). The Fourth International Conference on Human-Environment System (ICHES 2011). p. 782-787.
- Stolze H., Kutzt-Buschbeck J.P., Mondwurf C., Johnk K. and Friege L. (1998). Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. *Gait Posture* 7(2): 125-130.
- Stoquart G., Detrembleur C. and Lejeune T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol Clin* 38(2): 105-116.
- Straus, W.L. (1927). Growth of the human foot and its evolutionary significance. *Contrib Embryol* 19:19.
- Sundermier L., Woollacott M., Roncesvalles N. and Jensen J. (2001). The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp Brain Res* 136(3): 340-350.
- Sutherland D. (1997). The development of mature gait. *Gait Posture* 6: 163-170.
- Sutherland D.H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture* 14(1): 61-70.
- Sutherland D.H. (2002). The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait Posture* 16(2): 159-179.
- Sutherland D.H. (2005). The evolution of clinical gait analysis part III--kinetics and energy assessment. *Gait Posture* 21(4): 447-461.
- Sutherland D.H., Olshen R., Cooper L. and Woo S.L. (1980). The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am* 62(3): 336-353.
- Tanner J.M. (1982). Fetus into man. . Physical growth from conception to maturity . O. b. p. Ltd. London.
- Tardieu C. (1998). Short adolescence in early hominids: infantile and adolescent growth of the human femur. *Am J Phys Anthropol* 107(2): 163-178.
- Thelen E. (1983). Learning to walk is still an "old" problem: a reply to Zelazo (1983). *J Mot Behav* 15(2): 139-161.
- Thelen E. (1986). Treadmill-elicited stepping in seven-month-old infants. *Child Dev* 57(6): 1498-1506.

- Thelen E. and Cooke D.W. (1987). Relationship between newborn stepping and later walking: a new interpretation. *Dev Med Child Neurol* 29(3): 380-393.
- Thorpe D.E., Dusing S.C. and Moore C.G. (2005). Repeatability of temporospatial gait measures in children using the GAITRite electronic walkway. *Arch Phys Med Rehabil* 86(12): 2342-2346.
- Tourula M., Fukazawa T., Isola A., Hassi J., Tochiyara Y. and Rintamaki, H. (2010). Evaluation of the thermal insulation of clothing of infants sleeping outdoors in Northern winter. *Eur J Appl Physiol* 111(4): 633-640.
- Touwen B.C.L. (1976). Neurological Development in Infancy. Clinics in Developmental Medicine No 58, Spastics International. London:, Medical Publications. .
- Tsuzuki-Hayakawa K., Tochiyara Y. and Ohnaka T. (1995). Thermoregulation during heat exposure of young children compared to their mothers. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 72(1-2): 12-17.
- Tsuzuki K. Tochiyara Y. and Ohnaka T. (2008). Comparison of thermal responses between young children (1- to 3-year-old) and mothers during cold exposure. *Eur J Appl Physiol* 103(6): 697-705.
- Van Dam M. Hallemans A. Truijen S. and Aerts P. (2010). A cross-sectional study about the relationship between morphology and step-time parameters in children between 15 and 36 months. *Gait Posture* 32(3): 400-404.
- Van Uden C.J. and Besser M.P. (2004). Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite). *BMC Musculoskelet Disord* 5: 13.
- Vereijken B., Pedersen A.V. and Storksen J.H. (2009). Early independent walking: a longitudinal study of load perturbation effects. *Dev Psychobiol* 51(4): 374-383.
- Verlinden V.J., van der Geest J.N., Hoogendam Y.Y., Hofman A., Breteler M.M. and Ikram M.A. (2013). Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. *Gait Posture* 37(4): 500-505.
- Viel E. (2000). La marche humaine, la course et le saut - Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnement, Elsevier Masson.
- Vuillerme V. (1999). Echanges énergétique entre le nourrisson et son environnement : étude des facteurs pouvant conduire à l'hyperthermie. thèse.
- Webster K.E., Wittwer J.E. and Felle, J.A. (2005). Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait Posture* 22(4): 317-321.
- Whittle M.W. (2007). Gait analysis: an introduction. *Oxford: Butterworth-Heinemann.*
- Willinger M., Ko C.W., Hoffman H.J., Kessler R.C. and Corwin M.J. (2000). Factors associated with caregivers' choice of infant sleep position, 1994-1998: the National Infant Sleep Position Study. *JAMA* 283(16): 2135-2142.
- Woollacott M. and Assaiante C. (2002). Developmental changes in compensatory responses to unexpected resistance of leg lift during gait initiation. *Exp Brain Res* 144(3): 385-396.
- Yaguramaki N. and Kimura T. (2002). Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture* 16(1): 69-77.
- Zelazo P.R. (1983). The development of walking: new findings and old assumptions. *J Mot Behav* 15(2): 99-137.

Zelazo P.R., Zelazo N.A. and Kolb S. (1972). "Walking" in the newborn. *Science* 176(4032): 314-315.

CHAPITRE VI: INDEX DES FIGURES

Figure I-1 : Représentation schématique de la marche selon un modèle de pendule inversé (Kuo, 2005).....	3
Figure I-2 : Puissance mécanique durant la marche en fonction de la fréquence du pas pour une vitesse de 5,5 Km/h	4
Figure I-3 : Dépense énergétique de la marche dans différentes conditions (Pugh, 1971; Pugh, 1976) et pour différentes vitesses (Astrand et Rodahl, 1980; Duché et Van Praagh, 2008; Costill et al., 2009).....	5
Figure I-4 : Représentation schématique du cycle de marche (Viel, 2000).....	5
Figure I-5 : Représentation du cycle de marche en sept phases (Whittle, 2007).....	6
Figure I-6 : Représentation des mesures de la longueur de pas (Step length), de l'écartement des pieds (Step Width), de l'orientation des appuis (Foot rotation) (Adolph et al., 2003).....	6
Figure I-7 : Présentation des valeurs de vitesse de marche, de longueur de pas, de cadence et d'écartement latéral des pieds lors de la marche de sujets adultes sains.....	7
Figure I-8 : "Locomotion" de Jules-Etienne Marey en 1870.	8
Figure I-9 : Évolution des angles articulaires à la hanche, au genou et à la cheville au cours d'un cycle de marche normale (Kirtley, 2006).....	9
Figure I-10 : Co-variation entre les angles d'élévation des segments	9
Figure I-11 : Co-variation planaire des angles d'élévation de la cuisse, de la jambe et du pied lors de différentes activités (Ivanenko et al., 2008).	10
Figure I-12 : Modélisation par la dynamique inverse du membre inférieur	11
Figure I-13 : Évolution des moments articulaires (Leardini et al., 2007) et des puissances articulaires nettes du membre inférieur pendant la marche (Dumas et Cheze, 2008).	12
Figure I-14 : Évolution de la force de réaction verticale (A, B) médio latéral et antéropostérieure chez l'adulte lors de la marche (Hunt et al., 2001; Kirtley, 2006).....	13
Figure I-15 : (a) Représentation de l'action combinée des muscles fléchisseurs et extenseurs lors de la durée d'un cycle de marche (Courtine, 2003)	14
Figure I-16 : Activation musculaires lors de la marche chez l'adulte Sutherland (2001).	14
Figure I-17 : Pour générer la marche, le SNC active les modules fonctionnels (activation de composantes principales) dans lesquels, les cinq patrons d'activités musculaires essentiels sont globalement représentés. D'après Ivanenko (2006).	15
Figure I-18 : Le SNC reçoit l'information par l'intermédiaire des voies nerveuses afférentes, provenant des différents récepteurs.	16
Figure I-19 : Organisation et interactions fonctionnelles des systèmes déclencheurs de la locomotion.	17
Figure I-20 : Mensurations de l'enfant (IFTH, 2010)	21
Figure I-21 : Mesurations des proportions du corps, du 1 ^{er} mois fœtal à l'âge adulte	22
Figure I-22 : Mise en évidence des différences de proportions entre un adulte et un nouveau-né. (Schultz, 1969).....	22
Figure I-23 : Évolution de la masse grasse chez les filles et les garçons en fonction de l'âge	23
Figure I-24 : Évolution de la taille du fémur en fonction de l'âge ainsi que la position relative du fémur et du tibia.	23
Figure I-25 : Comparaison entre l'ossature du pied adulte (a) et celui d'un bébé (b).	24
Figure I-26 : Échelle de Bayley (1969) présentant les différentes étapes du développement de la locomotion. (Keogh et Sugdend, 1985).	24
Figure I-27 : Formation progressive des différentes courbures de la colonne vertébrale du fœtus à l'âge adulte. (Beck et Moffat, 1985)	26
Figure I-28 : Formation des synapses pendant les périodes sensibles du développement du cerveau.	29
Figure I-29 : Étapes de la myélinisation (d'après Yakovlev et Lecours, 1967).	30
Figure I-30 : Organisation des relations entre les modules du contrôle neural et l'organisation biomécanique de la locomotion (Dominici et al., 2011).	33
Figure I-31 : Séquence EMG de la marche pour un enfant d'un an (Okamoto, 2003).....	38
Figure I-32 : Séquence EMG pour un enfant ayant 3 mois d'EM.....	39
Figure I-33 : Séquence EMG pour un enfant ayant 6 mois d'EM (Chang, 2009).	39
Figure I-34 : Activité EMG de la marche d'un enfant de 2 ans (12 mois d'EM)	40
Figure I-35 : Séquence EMG de la marche d'un enfant de 3 ans et 7 ans (Okamoto et al., 2003).....	41
Figure I-36 : Synthèse des données bibliographiques de différentes études de la vitesse de marche normalisée en fonction de l'EM des enfants.	42
Figure I-37 : Synthèse des données bibliographiques de différentes études de la longueur de pas normalisée en fonction de l'EM des enfants.	42
Figure I-38 : Évolution des paramètres spatio-temporels en fonction de l'EM (Hallemans et al., 2006a).	43
Figure I-39 : Comparaison de l'évolution angulaire des articulations de la hanche, du genou et de la cheville en fonction du cycle locomoteur entre l'adulte (en rouge) et l'enfant de 6 mois d'EM (en noir) (Hallemans et al., 2005).	43
Figure I-40 : Évolution des angles articulaires avec l'âge (G1 : 1,5 ans ; G2 : 2,4 ans ; G3 : 3,4 ans ; G4 : 4,4 ans ; G5 : 5,4 ans ; G6 : 25 ans) (Samson et al., 2009).	44
Figure I-41 : Synthèse explicative de l'organisation de l'activité musculaire de la marche en fonction de l'EM.	44
Figure I-42 : Fibres d'origines animales (Weidmann, 2010).	46
Figure I-43 : Exemples de vêtements	51
Figure I-44 : Appareil permettant de mesurer la sensation de premier contact.	54
Figure I-45 : Valeur des sensations de premier contact et classement de 5 références	54
Figure I-46 : Dynamomètre MTS 1/M.	54
Figure I-47 : Représentation des échanges thermiques.....	56

Figure I-48 : Évolutions des paramètres physiologiques des enfants (Tsuzuki-Hayakawa et al., 1995).....	58
Figure I-49 : Représentation de la température cutanée en rouge et répartition des zones de sudations en bleu	60
Figure I-50 : Répartition de la quantité de sueur produite (Smith et Havenith, 2010).	61
Figure I-51 : Présentation de la tenue utilisée par cette équipe de chercheur pour analyser les paramètres cinématiques de la marche chez les jeunes marcheurs (Hallemans, 2006).	61
Figure I-52 : Présentation des 4 conditions de marche des enfants âgés de 2 à 4 mois (Groenen et al., 2010).	63
Figure I-53 : Présentation des 3 conditions de marche réalisées avec des enfants ayant 13 et 19 mois d'EM (Cole et al., 2012).	64
Figure I-54 : Schéma présentant quelques éléments à prendre en considération dans l'étude ergonomique d'un produit et notamment pour un pantalon adapté à l'acquisition de la marche chez l'enfant.	65
Figure I-55 : Pantalon prototype utilisé pour l'étude.	66
Figure I-56 : Schéma présentant l'organisation des études réalisées lors de cette thèse.	68
Figure II-3 : Présentation de la méthode de calcul de l'empreinte à partir des capteurs de pression du tapis	69
Figure II-1 : Gaitrite® utilisé pour les expérimentations.	69
Figure II-2 : Schéma représentant le réseau des capteurs de pression pour la capture de l'empreinte des pieds sur le Gaitrite.	69
Figure II-5 : Résumé des données principales obtenues par le Gaitrite®	70
Figure II-4 : Présentation des données obtenues par le Gaitrite® lors de la réalisation d'un essai.	70
Figure II-6 : Schéma présentant le mode de calcul du logiciel associé au Gaitrite® pour obtenir les paramètres spatio-temporels de la marche.	71
Figure II-7 : Schéma présentant les paramètres temporels de la marche.	72
Figure II-8 : Illustration de l'organisation de l'expérimentation de la marche de l'enfant.	73
Figure II-9 : Présentation des capteurs EMG utilisés pour cette étude. En A, les dimensions du capteur,	74
Figure II-10 : Module Wifi permettant de connecter 3	75
Figure II-11 : Emplacement et action du TA pendant la marche.	75
Figure II-12 : Emplacement et action du GL pendant la marche.	76
Figure II-13 : Emplacement et action (en vert) du RF pendant la marche.	76
Figure II-14 : Emplacement et action du BF pendant la marche (vert).	76
Figure II-15 : Position du point moteur de TA (la croix indique le point moteur).	77
Figure II-16 : : Position du point moteur du GL.	77
Figure II-17 : Position du point moteur du RF.	77
Figure II-18 : Position du point moteur du BF.	77
Figure II-19 : Illustrations des étapes pour équiper le sujet.	77
Figure II-20 : Étapes de traitement du signal. Signal brut en A, signal redressé en B et filtré en C.	77
Figure III-1: Les graphiques, A, B, C, D représentent respectivement la moyenne et l'écart type pour la vitesse de marche normalisée, la longueur de pas, l'écartement des pieds, le temps de double appuis pour les 22 enfants.	82
Figure III-2 : Interaction. Moyennes et écarts types de la vitesse de marche (A), de la longueur du pas (B), de la cadence (C) et de l'écartement latéral des pieds (D) pour les 3 groupes d'enfants suivant les 4 conditions vestimentaires	88
Figure III-3 : Effet de l'âge. Les graphiques A, B, C, D, E, F présentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la cadence, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds, le temps d'appui ainsi que le temps de double appuis	89
Figure III-4 : Effet de la tenue. Les graphiques A, B, C, D, E, F présentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la cadence, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds, le temps d'appui ainsi que le temps de double appuis	90
Figure III-5 : Interaction. Moyennes et écart types de la vitesse de marche (A), de la longueur du pas (B), de la cadence (C), de l'écartement latéral des pieds (D), temps de double appuis (E) et l'orientation des appuis	91
Figure III-6 : Effet âge. Les graphiques A, B, C, D, E, F présentent respectivement, les moyennes et écarts types normalisés de la vitesse, la cadence, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds, l'orientation des pieds ainsi que le temps d'appuis	92
Figure III-7 : Effet tenue. Les graphiques A, B, C, D, présentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la longueur de pas, l'écartement latéral des pieds ainsi que le temps de double appui	93
Figure III-8 : Présentation d'un essai type réalisé par un enfant équipé d'EMG (vue du dessus)	100
Figure III-9 : Effet de la tenue. Les graphiques A, B, C, D, représentent respectivement, les moyennes et écart types normalisés de la vitesse, la longueur du pas, la cadence et l'écartement latéral des appuis.....	102
Figure III-10 : Moyenne et écart type du temps d'activation musculaire pendant un cycle de marche	103
Figure III-11 : Moyenne et écart type du temps d'activation musculaire pendant un cycle de marche	104
Figure III-12 : Moyenne et écart type du temps d'activation musculaire pendant un cycle de marche	104
Figure III-13 : Activation musculaire du TA, du RF, du GL ainsi que du BF durant un cycle de marche pour les Groupes 1 et 2 (A) et pour le Groupe 3 (B)..	105
Figure III-14 : Présentation de l'activation musculaire du TA, du RF, du GL et du BF durant un cycle de marche en fonction des 4 tenues vestimentaires pour les Groupes 1 et 2.....	106
Figure III-15 : Activation musculaire du TA, du RF, du GL et du BF durant un cycle de marche pour le Groupe 3.	107
Figure III-16 : Co-activation des muscles RF et BF intervenant lors de la phase d'appui du cycle locomoteur.	108
Figure III-17 : Co-activation des muscles RF et BF intervenant lors de la phase d'appui du cycle locomoteur.	110
Figure VII-1 : Moyenne et écart type du % d'activation pour chacun des muscles lors d'un cycle de marche pour les groupes 1 et 2.....	150

Tableau 1 : synthèse du développement moteur de l'enfant de sa naissance à 6 ans	27
Tableau 2 : Caractéristiques et emplois de différentes fibres végétales (tiré de Weidmann, 2010).	46
Tableau 3 : Quelques propriétés physiques des matières premières utilisées dans les textiles (d'après Weidmann, 2010).....	49
Tableau 4 : Présentation des différentes étapes de la filière textile pour aboutir à un produit fini.	52
Tableau 5: Caractéristiques des 5 références testées	54
Tableau 6 : Résultats mécaniques réalisés sur 3 tissus.	55
Tableau 7 : Paramètres de la marche normalisés selon la méthode de Hof (1996).	72
Tableau 8 : Caractéristiques des trois groupes en fonction de l'Expérience de Marche (EM) des enfants.....	81
Tableau 9 : Caractéristiques des 3 groupes d'enfants.	85
Tableau 10 : Caractéristiques des 5 groupes d'enfants	86
Tableau 11 : Caractéristiques des 3 groupes d'enfants.	100
Tableau 12 : résultats des tests réalisé sur l'assemblage de 2 étoffes utilisé pour le prototype avec des types d'assemblages différents.	148

CHAPITRE VII: ANNEXES

VII.1. Résultats des tests d'allongement réalisés sur 3 étoffes:

R1

Résultats des éprouvettes: R1 Sens Chaîne

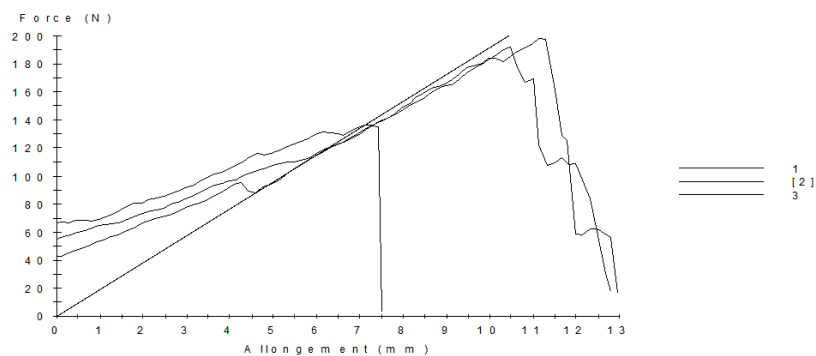
Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	198.141	1.2	7.424	17.603
2	50.000	135.715	0.9	4.848	18.073
3	50.000	192.397	1.2	6.992	17.320
Moyenne	50.000	175.417	1.1	6.421	17.665
Écart Type	0.000	34.503	0.2	1.380	0.380

Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	100.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min



ℓ Résultats des éprouvettes: R1 sens trame

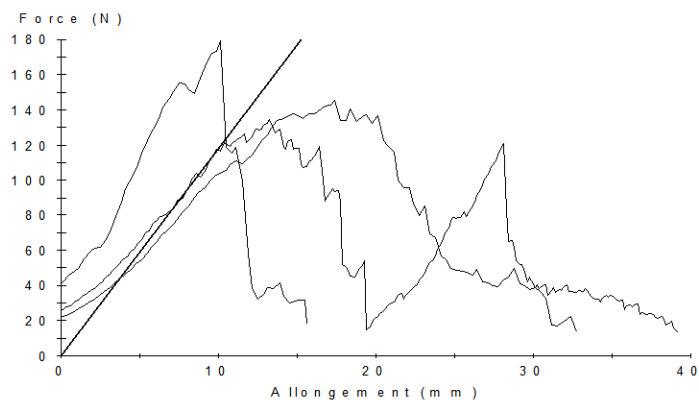
Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	179.422	1.1	6.777	21.344
2	50.000	145.348	0.9	18.951	9.951
3	50.000	134.478	0.8	10.163	11.134
Moyenne	50.000	153.083	1.0	11.964	14.143
Écart Type	0.000	23.449	0.1	6.283	6.264

ℓ Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

ℓ Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	100.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min



R2 Sens trame :

Résultats des éprouvettes:

Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	584.641	3.7	15.155	24.284
2	50.000	624.243	3.9	14.237	27.574
3	50.000	806.537	5.1	16.033	32.109
4	50.000	589.531	3.7	13.969	26.604
5	50.000	504.592	3.2	13.534	23.479
Moyenne	50.000	621.909	3.9	14.586	26.810
Écart Type	0.000	112.131	0.7	1.003	3.398

Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	200.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min

R2 sens chaîne

🌀 Résultats des éprouvettes:

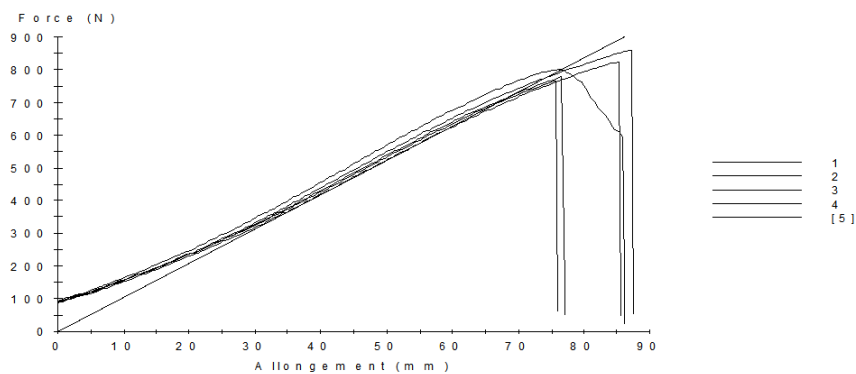
Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	778.388	4.9	51.067	10.158
2	50.000	858.186	5.4	58.082	10.358
3	50.000	798.437	5.0	55.617	10.757
4	50.000	766.088	4.8	50.466	10.054
5	50.000	822.737	5.2	56.729	9.891
Moyenne	50.000	804.767	5.1	54.392	10.244
Écart Type	0.000	36.771	0.2	3.430	0.333

🌀 Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

🌀 Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	200.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min



R3 sens chaîne

ℓ Résultats des éprouvettes:

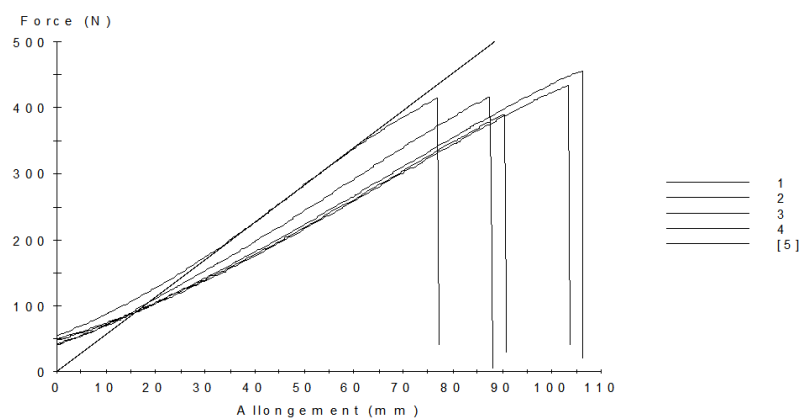
Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	416.843	2.6	58.344	4.593
2	50.000	389.794	2.5	60.302	4.113
3	50.000	455.793	2.9	70.695	4.192
4	50.000	433.943	2.7	68.834	4.070
5	50.000	414.583	2.6	51.303	5.342
Moyenne	50.000	422.191	2.7	61.895	4.462
Écart Type	0.000	24.511	0.2	7.952	0.534

ℓ Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

ℓ Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	200.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min



R3 sens trame

Résultats des éprouvettes:

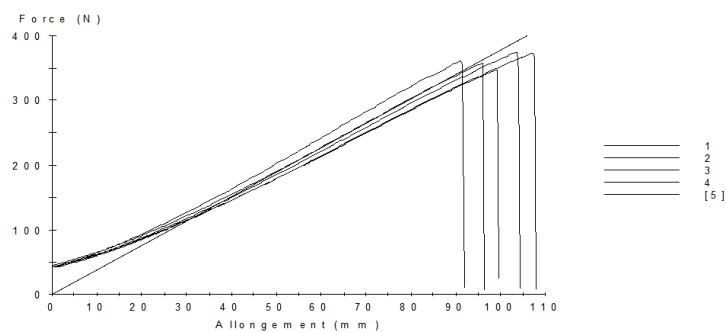
Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	347.644	2.2	66.179	3.354
2	50.000	374.494	2.4	69.199	3.478
3	50.000	373.494	2.4	71.520	3.372
4	50.000	361.694	2.3	60.818	3.804
5	50.000	357.894	2.3	64.019	3.572
Moyenne	50.000	363.044	2.3	66.347	3.516
Écart Type	0.000	11.245	0.1	4.210	0.183

Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	200.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min



Assemblage R2 –R3 : coutures

ℳ Résultats des éprouvettes:

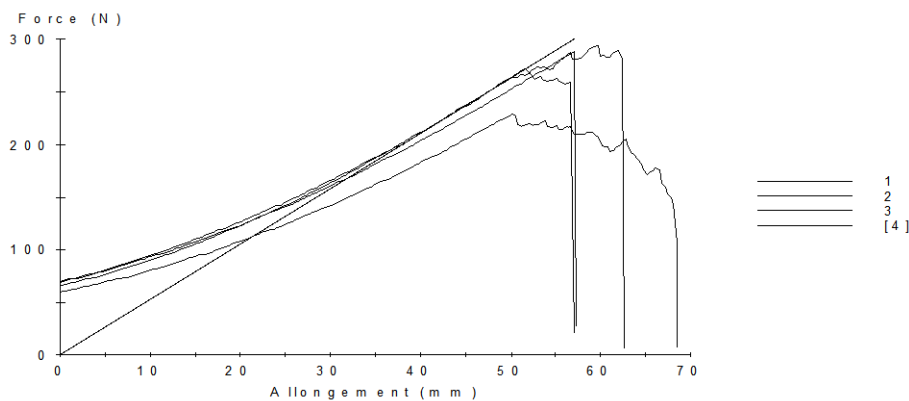
Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	288.245	1.8	22.293	8.134
2	50.000	293.895	1.9	23.432	8.493
3	50.000	228.376	1.4	25.829	7.350
4	50.000	271.796	1.7	21.247	8.489
Moyenne	50.000	270.578	1.7	23.200	8.117
Écart Type	0.000	29.655	0.2	1.967	0.538

ℳ Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	256.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

ℳ Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	200.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min



R3 essais coutures plates

ℓ Résultats des éprouvettes:

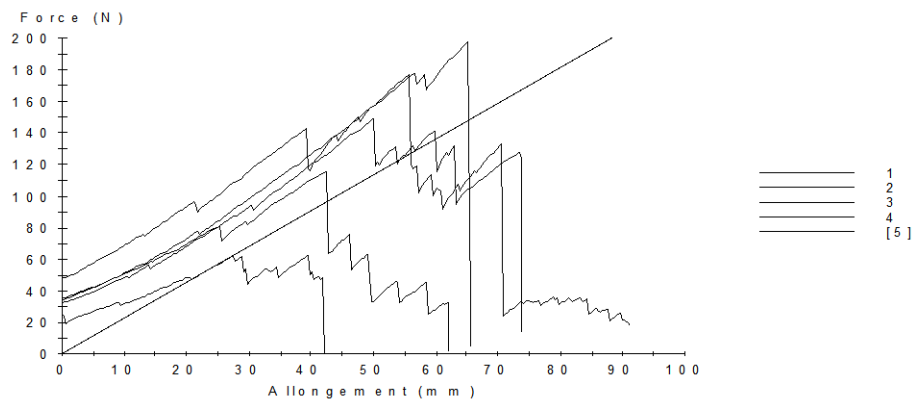
Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	177.097	1.1	45.434	2.974
2	50.000	149.248	0.9	47.567	2.830
3	50.000	115.308	0.7	39.681	2.626
4	50.000	197.697	1.2	43.449	2.967
5	50.000	62.299	0.4	26.340	2.138
Moyenne	50.000	140.330	0.9	40.494	2.707
Écart Type	0.000	53.473	0.3	8.428	0.348

ℓ Paramètres de calcul:

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

ℓ Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	100.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min



Assemblage entrejambe : R1 – R2 à 40°

Résultats des éprouvettes:

Éprouvette n°	Largeur mm	Force maximale N	Contrainte maximale MPa	Déformation à la rupture %	Module MPa
1	50.000	230.830	1.5	27.874	6.351
2	50.000	264.196	1.7	****	7.193
Moyenne	50.000	247.513	1.6	27.874	6.772
Écart Type	0.000	23.593	0.1	****	0.595

Paramètres de calcul :

Nom	Valeur	Unité
Allongement marqueur rupture	2.540	mm
Longueur	150.000	mm
Longueur du segment pour le seuil d'écoulement conv.	2.0	%
Longueur segment pente	20.000	%
Marqueur de rupture	50.0	%
Précharge pour correction pied de courbe	4.448	N
Seuil limite d'écoul. conv.	0.002	mm/mm

Paramètres d'essai:

Nom	Valeur	Unité
Sensibilité à rupture	90	%
Seuil rupture	2.224	N
Vitesse acquisition mesures	10.0	Hz
Vitesse initiale	100.0	mm/min
Vitesse secondaire	50.8	mm/min

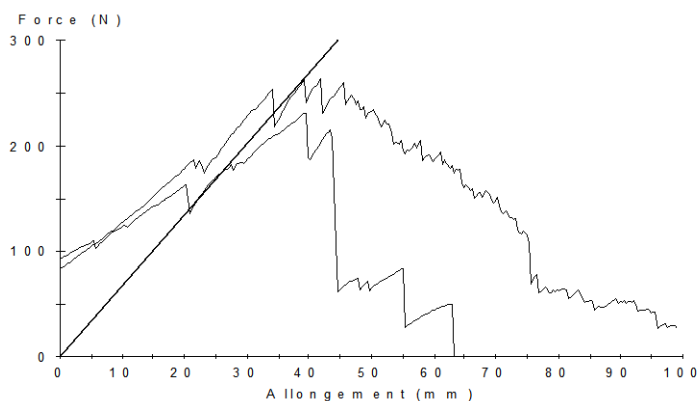


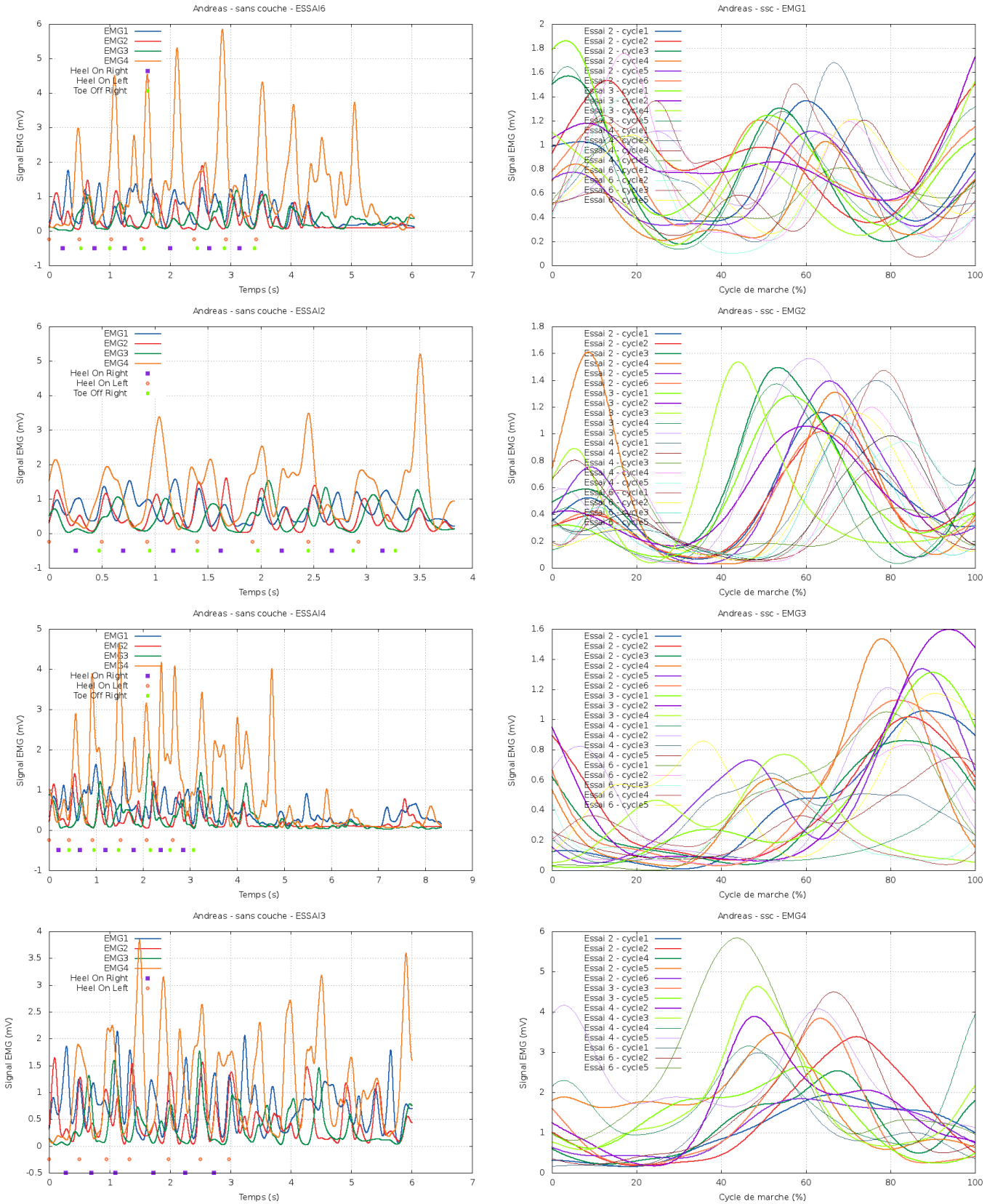
Tableau 12 : résultats des tests réalisés sur l'assemblage de 2 étoffes utilisé pour le prototype avec des types d'assemblages différents (fil, coutures, disposition des étoffes)

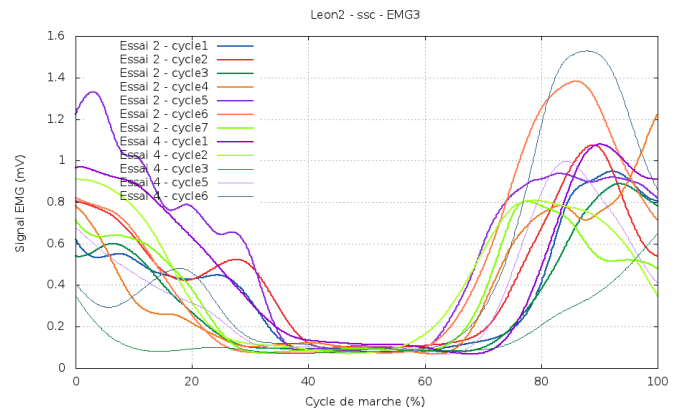
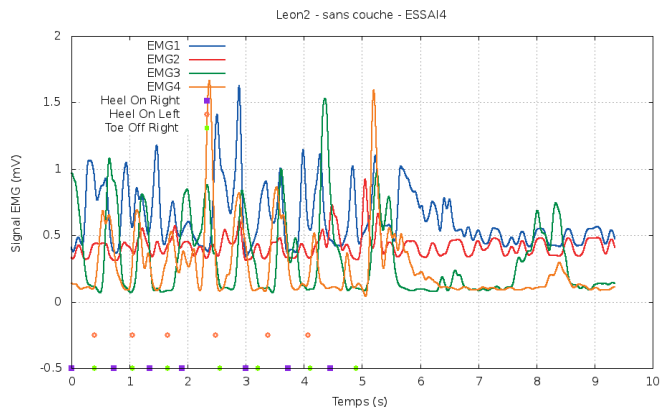
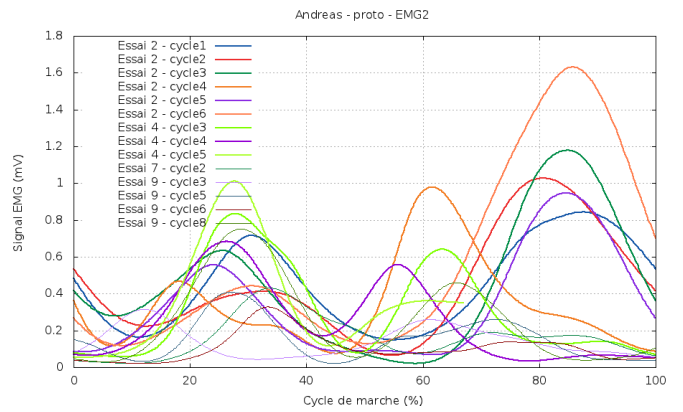
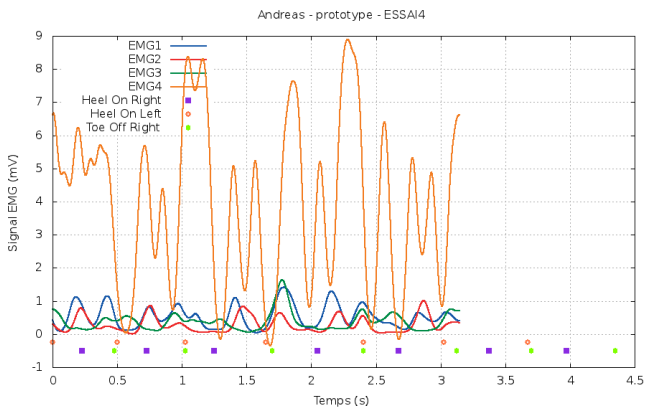
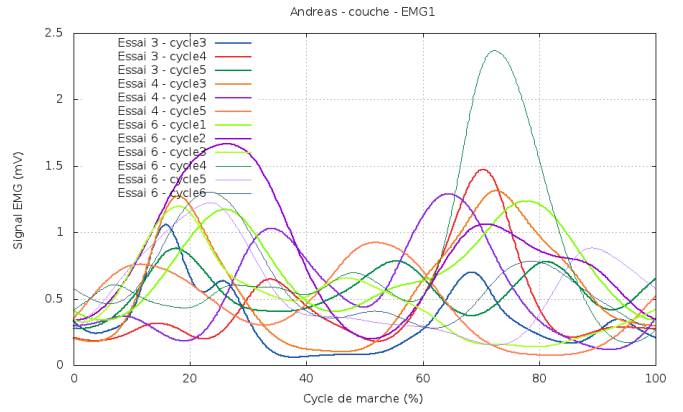
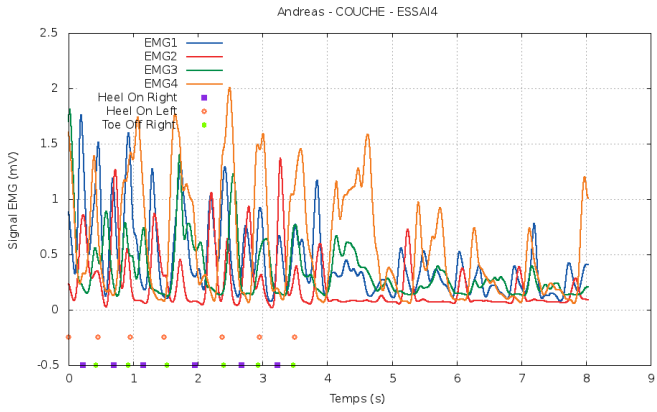
Comparatif des coutures (Assemblages)									
Textile cousu	Type de couture	Fils utilisés	Nombre d'éprouvette(s) acceptées	Nombre d'éprouvette(s) rejetée(s)	Norme utilisée	Force maximale (N)	Contrainte maximale (MPa)	Déformation à la rupture (%)	Observations
R2 et R3 sens chaîne	Sur jeteuse 3 fils	TC 120 FTF 100	4	1	13634-1	270,578	1,7	23,2	De bonnes valeurs.
R2 sens chaîne	Point de recouvrement	TC120 FTF 100	5	0	13634-1	140,330	0,9	40,49	Il semble que la couture ne soit pas assez solide. Les courbes varient beaucoup, elles vont de 197 N à 62 N.
R2 et R3 sens chaîne	Point de recouvrement incurvé à 40°	TC 120 FTF 100	2	3	13634-1	247,513	1,6	27,87	Il y a trop peu d'éprouvettes acceptées, le textile craque au niveau des pinces.
R3 sens trame	Point de recouvrement	ZX 120 PA110/2	5	0	13634-1	288,405	1,8	47,047	Malgré des ruptures dans les pinces d'ESF, les résultats restent cohérents.
R2 et R3 sens chaîne	Point de recouvrement incurvé à 40° sans point d'arrêt	ZX 120 PA110/2	5	0	13634-1	304,019	1,9	29,638	Résultats cohérents.
R2 et R3 sens chaîne	Point de recouvrement incurvé à 40° avec point d'arrêt	ZX 120 PA110/2	5	0	13634-1	322,807	2,0	28,354	La rupture se fait plus du côté du textile ESF.

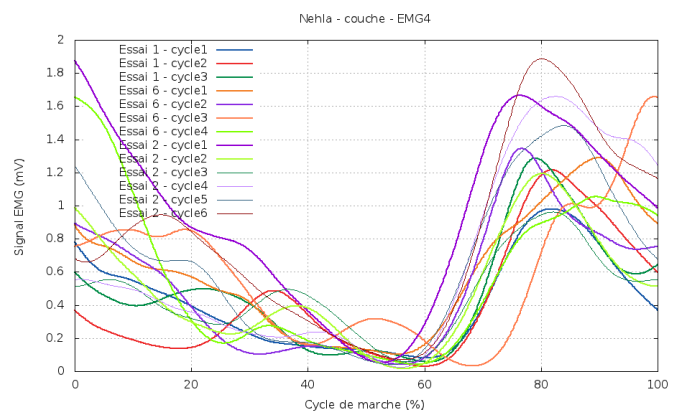
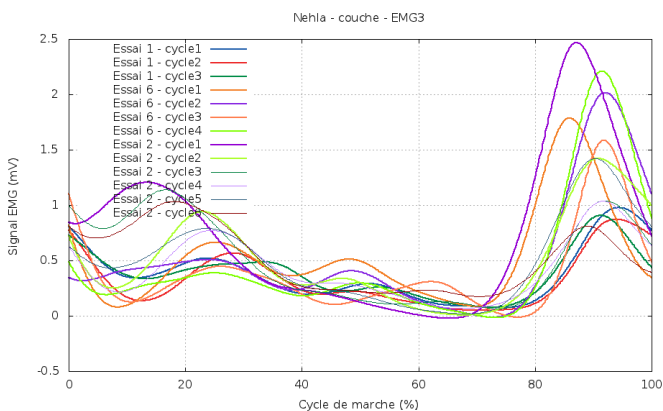
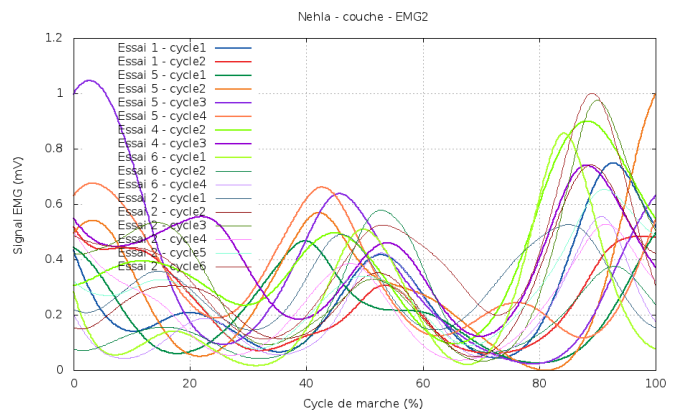
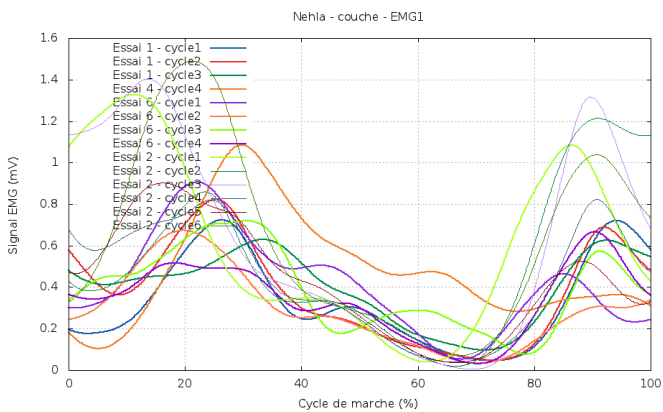
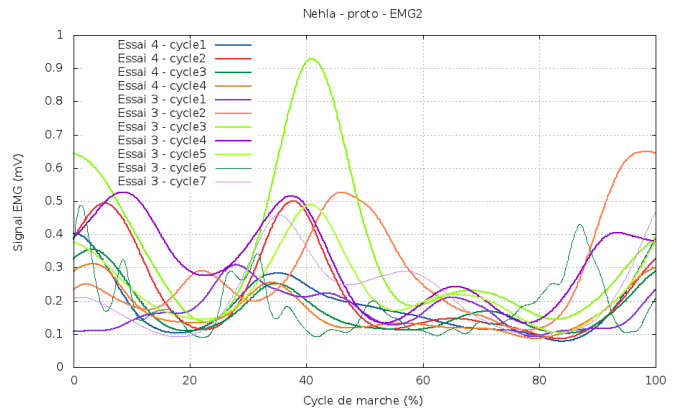
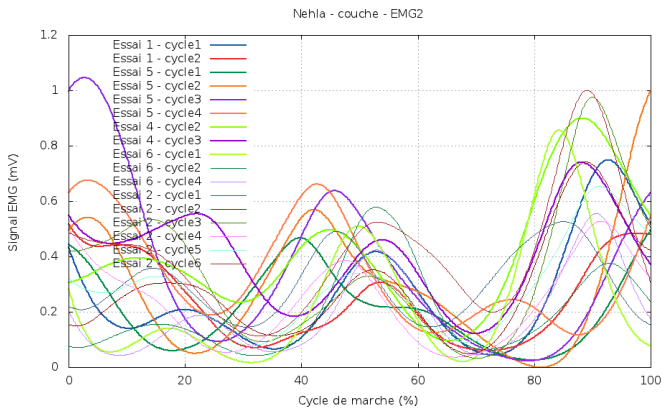
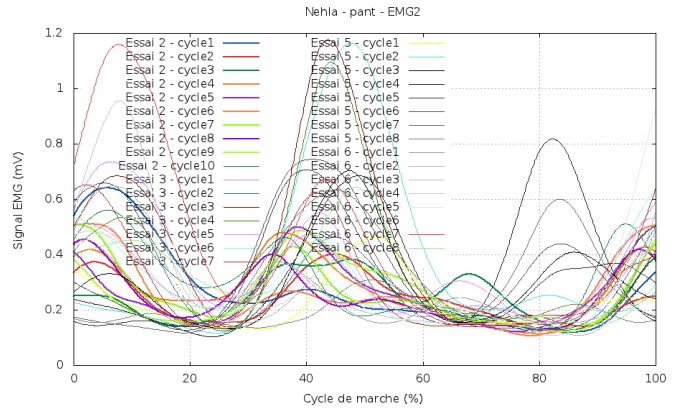
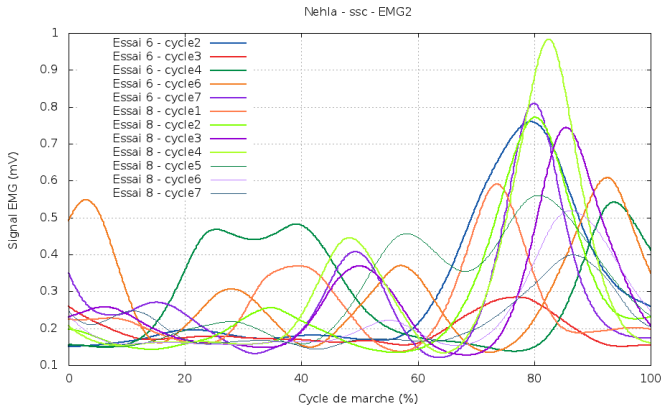
VII.2. Traitement des données EMG :

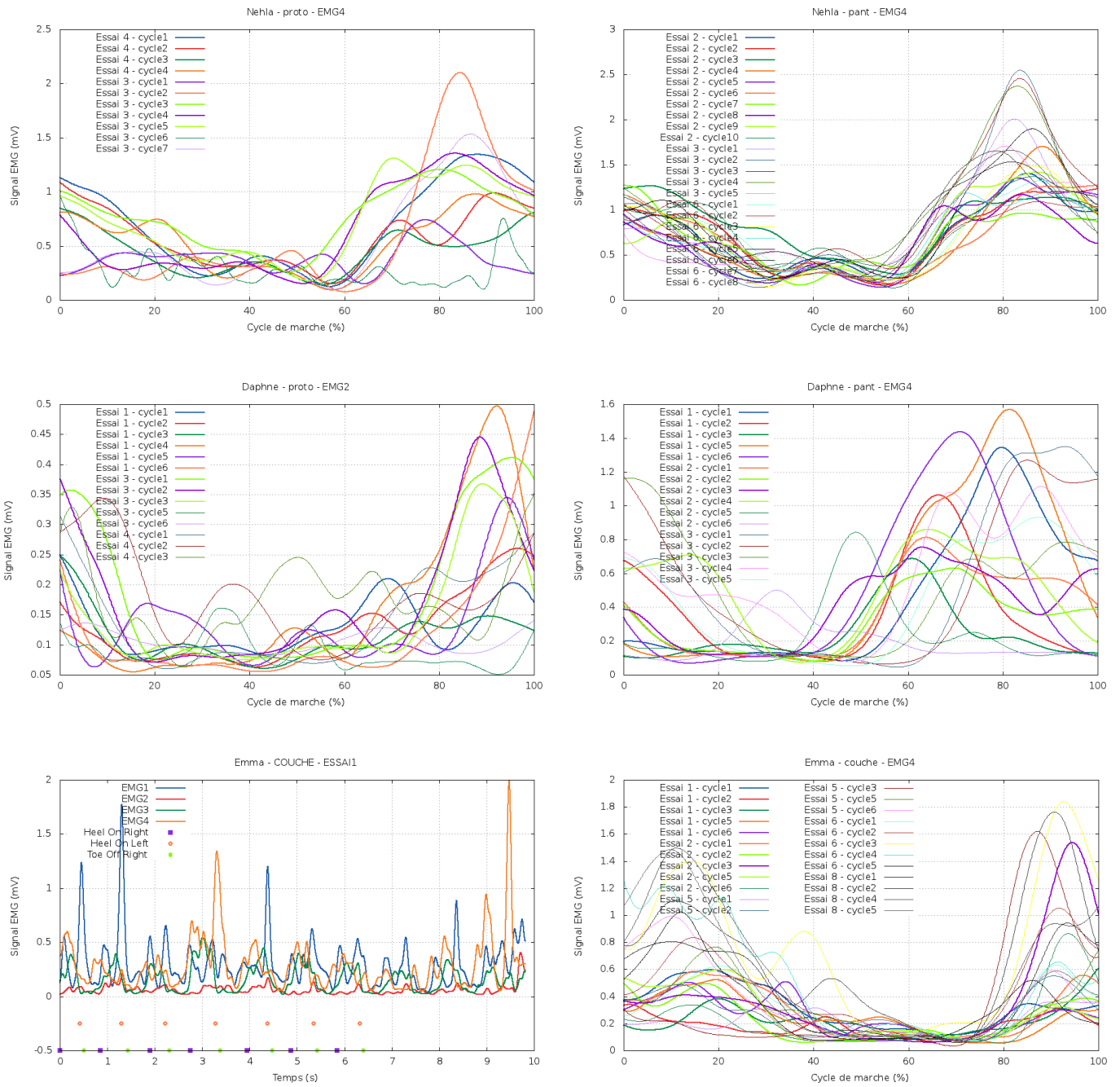
La figure de gauche présente l'étape de synchronisation des données EMG avec celles du tapis en fonction du temps. Celles de droite présentent l'activité EMG de chaque muscle pendant un cycle de marche . (ssc : sans couche)

EMG1 : TA EMG2 : RF EMG3 : GL EMG4 : BF









Analyse EMG pour les groupes 1 et 2

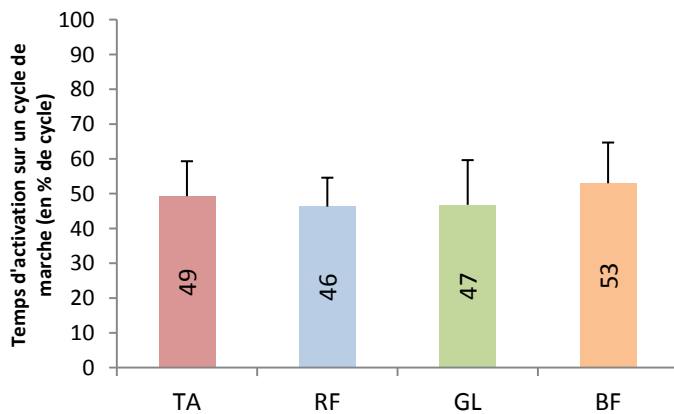
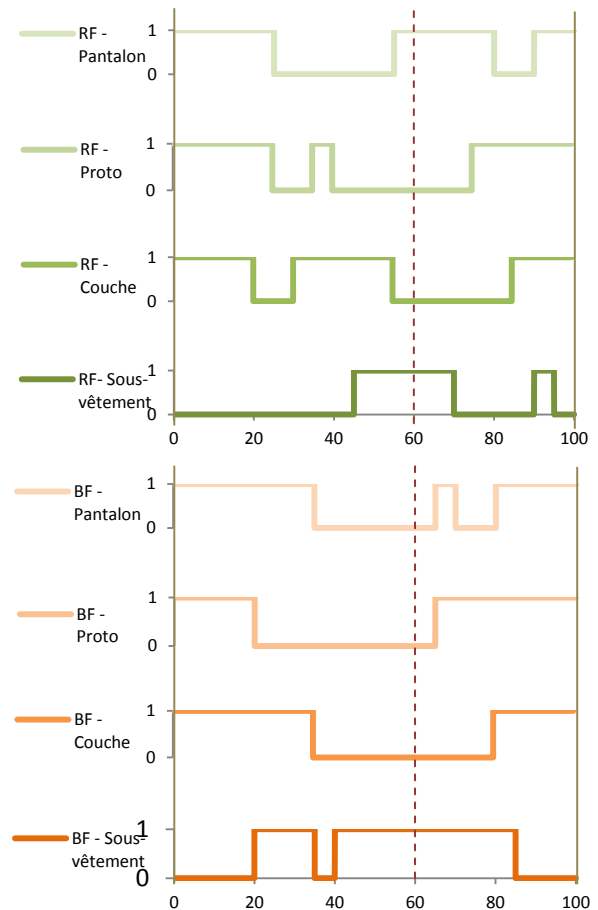
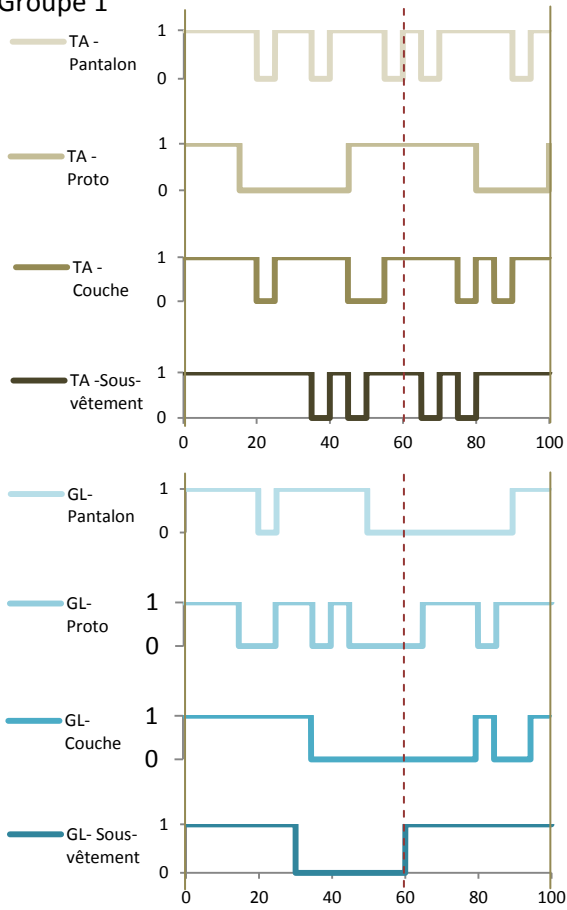
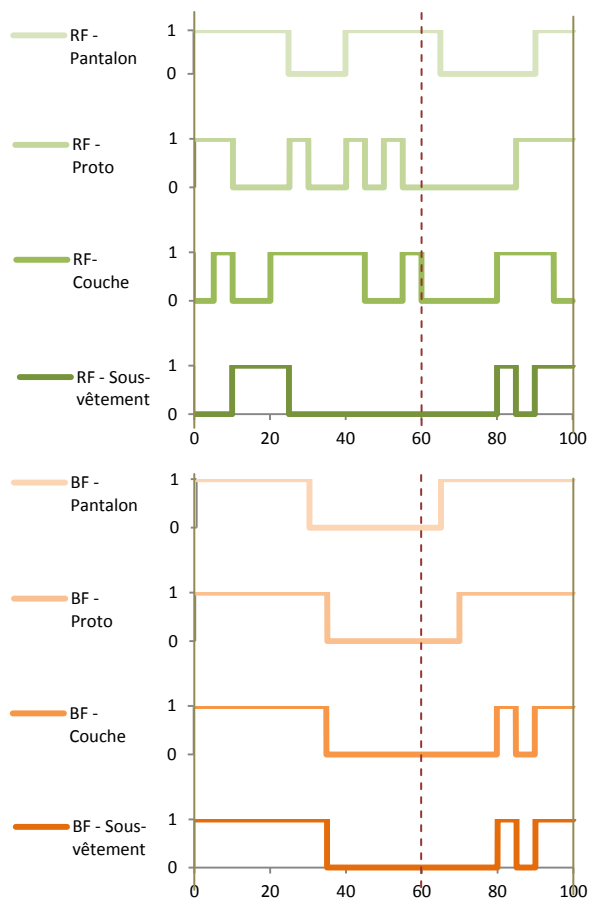
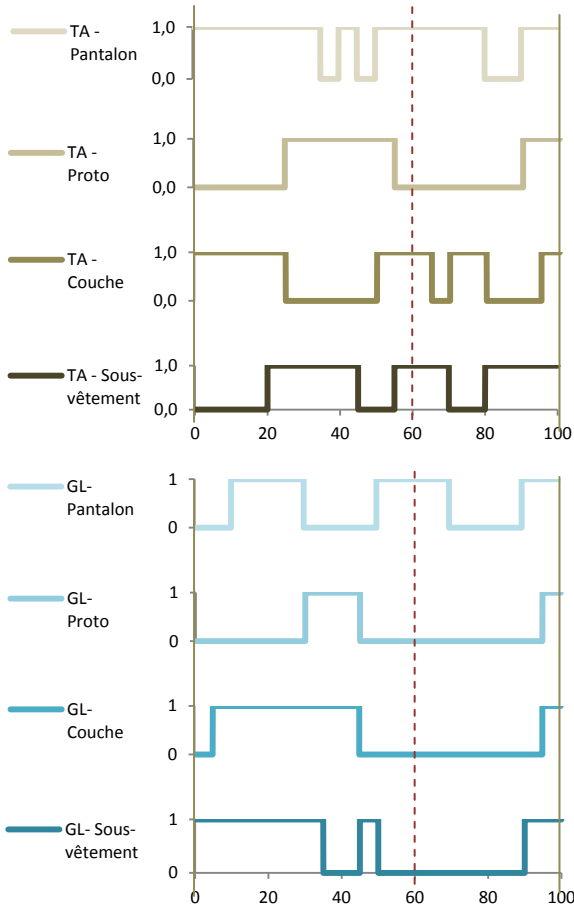


Figure VII-1 : Moyenne et écart type du % d'activation pour chacun des muscles lors d'un cycle de marche pour les groupes 1 et 2.

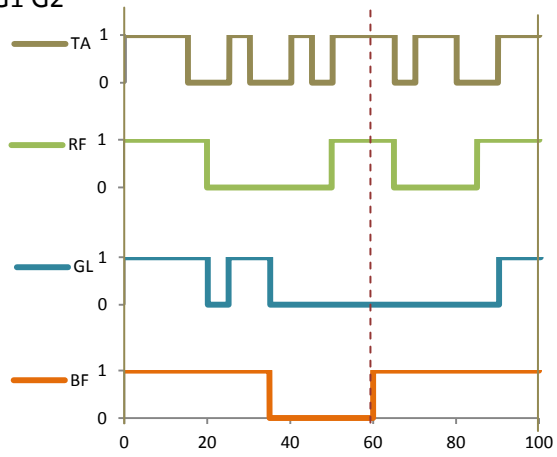
Groupe 1



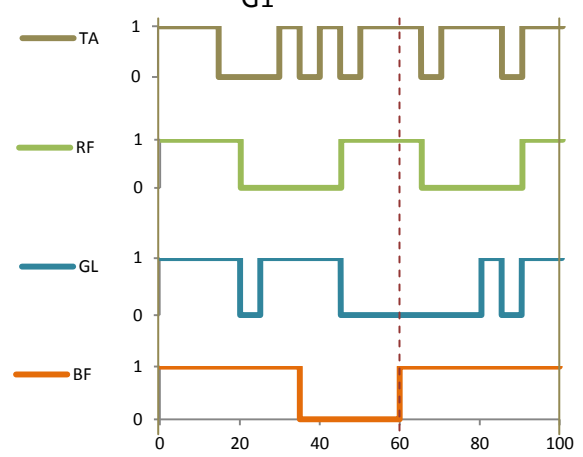
Groupe 2



G1 G2

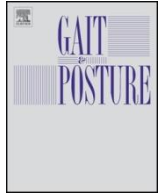


G1



Contents lists available at [ScienceDirect](http://www.elsevier.com/locate/gaitpost)

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost

Short Communication

The effects of clothes on independent walking in toddlers

Nicolas Théveniau^{a,b,*}, Matthieu P. Boisgontier^{a,c}, Sabine Varietas^b, Isabelle Olivier^a^a UJF-Grenoble 1/CNRS/TIMC-IMAG UMR 5525, Grenoble F-38041, France^b ENVEHO Company, Villeurbanne F-69603, France^c Movement Control and Neuroplasticity Research Group, Katholieke Universiteit Leuven, 3001 Leuven, Belgium

ARTICLE INFO

Article history:

Received 8 October 2012

Received in revised form 24 May 2013

Accepted 26 August 2013

Keywords:

Toddlers

Walk

Locomotion

Diaper

Trousers

ABSTRACT

The spatiotemporal features of walking in toddlers are known to be related to the level of maturation of the central nervous system. However, previous studies did not assess whether there could be an effect of clothes on the acquisition of walking. In this study, it was hypothesized that clothes modify the toddlers' walking. To test this hypothesis, 22 healthy toddlers divided into 3 groups of walking experience were assessed in four clothing conditions (Diaper + Trousers; Diaper + Pants of tracksuit; Diaper; Underwear). Results revealed significant effects of clothing on velocity and step length of toddlers from 6 to 18 months of walking experience. These results suggested that biomechanical constraints induced by the textile features alter the walking of toddlers. Therefore, in studies of toddler's gait, the clothing worn should be carefully mentioned and controlled.

© 2013 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

The studies analyzing the spatiotemporal features of walking showed that walking velocity, step length and cadence as well as step width increased with the walking experience (WE) of toddlers [1,2]. These walking parameters have therefore been used to assess the level of maturation of the central nervous system [3]. In such studies, toddlers wore either a diaper and/or specific clothes [4,5] but this variable had not been discussed. The scarce studies of toddlers walking and clothing only assessed the impact of a Lycra¹'s garment [6] and footwear [5]. The aim of the present study was to assess for the first time the effect of clothing on walking features of toddlers.

2. Materials and methods

2.1. Subjects

22 toddlers (19 ± 5 months) participated in this experiment. Independent walking was acquired for all toddlers at 13 ± 2 months and was considered to start when toddlers were able to perform two independent steps without falling [8–10]. Toddlers were divided in 3 groups with regard to their WE: 0–3 months (G1), 3–6 months (G2)

and 6–18 months (G3) of WE. Written informed consent was obtained from all parents before the experiment in accordance to the Declaration of Helsinki.

2.2. Experimental set-up

Toddlers were encouraged to walk over a 5.18 m long electronic pathway (Gaitrite¹) at a self-paced speed. Four randomized conditions were performed: Diaper + Trousers, Diaper + Pants of tracksuit, Diaper and Underwear. Five walking trials were measured per condition for a total of 20 trials per toddler. Anthropometric data of each toddler group are presented in Table 1.

2.3. Data analysis

For each walking trial, velocity, step length, cadence and step width [1,2] were recorded. Step-time parameters were normalized according to Hof [11].

2.4. Statistical analysis

To investigate the effect of the clothing conditions on walking, a 3 group (G1 vs. G2 vs. G3) \times 4 clothing (Diaper + Trousers vs. Diaper + Pants of tracksuit vs. Diaper vs. Underwear) analysis of variance (ANOVA) with repeated measures on the last factor was applied to the four dependent variables. Tukey post hoc tests were used whenever necessary. The level of significance was set to $p < 0.05$.

* Corresponding author at: UJF-Grenoble 1/CNRS/TIMC-IMAG UMR 5525, Grenoble F-38041, France. Tel.: +33 668031462.

E-mail address: nicolas.theveniau@imag.fr (N. Théveniau).

Table 1
Features of the three groups of toddlers.

	G1 0–3 month of WE	G2 3–6 month of WE	G3 6–18 month of WE
Number of subjects	8	7	7
Age (month)	15.3 ± 2.3	17.6 ± 10.1	25.8 ± 3.3
Height (cm)	74.7 ± 3.6	80.3 ± 0.9	87.5 ± 3.2
Weight (kg)	9 ± 1	10.9 ± 1	11.9 ± 0.8
Leg length (cm)	32.5 ± 2	35.1 ± 1.6	37.2 ± 2.3
Walking Experience (month)	1.5 ± 1	4.6 ± 1.3	12.6 ± 4.1
Age of independent walk onset (month)	13.8 ± 2.6	13 ± 2.4	13.2 ± 1.7

G, group; WE, walking experience.

3. Results

3.1. Walking velocity

As illustrated in Fig. 1A, analysis of walking velocity showed significant main effects of group ($p = 0.011$) and clothing ($p < 0.001$). The interaction of group \times clothing was also significant ($p = 0.018$). The decomposition of the interaction into its simple main effects showed significant differences between Trousers and Diaper ($p = 0.001$), and Trousers and Underwear ($p < 0.001$) after 6 months of WE, only.

3.2. Step length

As illustrated in Fig. 1B, analysis of step length showed significant main effects of group ($p = 0.039$) and clothing ($p < 0.001$). The interaction of group \times clothing was also significant ($p = 0.038$). The decomposition of the interaction into its simple main effects showed a step length decrease between Trousers and Diaper ($p = 0.012$), Trousers and Underwear ($p < 0.001$), and Pants of tracksuit and Underwear ($p < 0.001$) after 6 months of WE, only.

3.3. Cadence

As illustrated in Fig. 1C, analysis of cadence showed a tendency toward a group effect ($p = 0.055$) and a main effect of clothing ($p < 0.001$). The interaction of group \times clothing was not significant ($p = 0.220$).

3.4. Step width

As illustrated in Fig. 1D, analysis of step width showed no significant main effect of group ($p = 0.121$) but a main effect of clothing ($p = 0.011$). The interaction of group \times clothing was not significant ($p = 0.720$).

4. Discussion

The results showed that walking velocity and step length increased whereas the step width decreased along with the increase of walking experience. These results are in accordance with the literature showing that development of walking improves quickly between the third and the sixth month of walking experience with an important growth around 6 months [12,13].

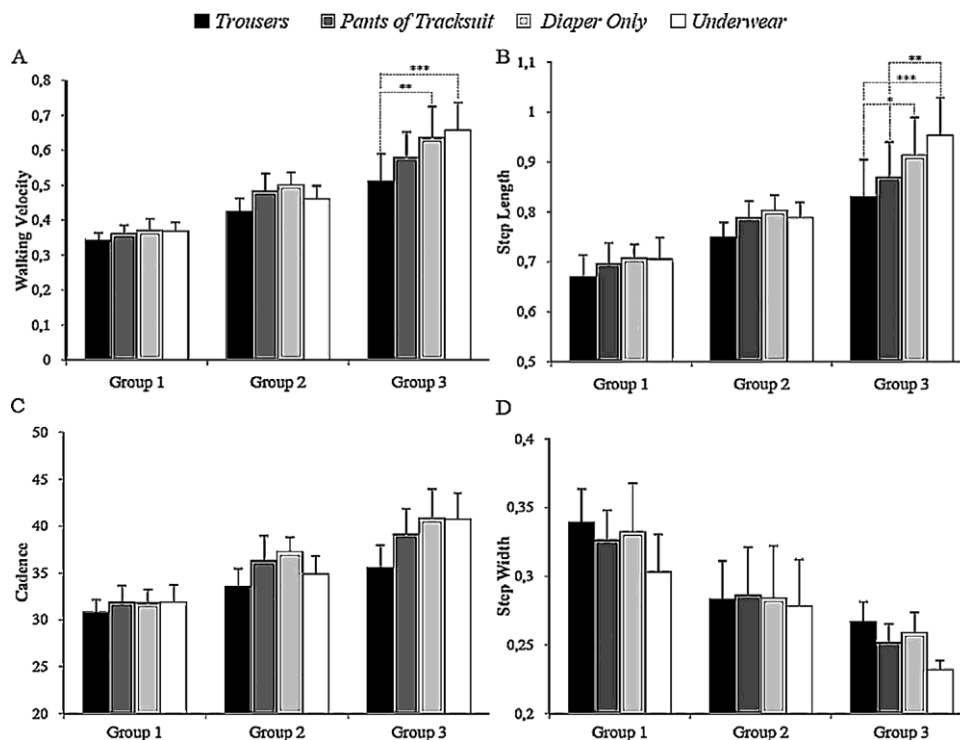


Fig. 1. Charts A, B, C and D show the mean and the standard error of the mean of normalized walking velocity, step length, cadence and step width, respectively; For the 3 groups of toddlers based on walking experience (Group 1: 0–3 months of WE; Group 2: 3–6 months of WE; Group 3: 6–18 months of WE). * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$.

These authors suggested that walking of toddlers changed from a tendency to fall forwards to a better controlled gait. Finally, during the first year of life, the infant passes gradually from a digitigrade walking to a plantigrade walking [14]. The present results corroborated this literature by showing that the period from 3 to 6 months of walking experience is an important period in the development of children's walking.

Especially, the results showed that Trousers induced a decrease of walking velocity and step length as compared to the Diaper and Underwear conditions. Whereas the Trousers condition, Pants of tracksuit only reduced the step length and only as compared to the underwear condition. Therefore, the impact on walking was differently affected by Trousers which are characterized by stiff plain weaves (not stretchable textile) and the Pants of tracksuit fleece (more stretchable). This result suggested that the type of pants (armor, material, cut) influenced the walking in toddlers. The step length decrease observed in Trousers suggested greater biomechanical constraints that could be related to a decrease of hip and/or knee range of motion. These differences were only observed after 6 months of walking experience which suggested that the more mature the walking was, the more the toddlers' walking was sensitive to the clothing condition. These results were consistent with previous studies that evidenced an increase of flexion and lateral rotation of the hip and knee flexion during the first year of independent walking [3,15]. Indeed, trousers may prevent knee and/or hip joints from moving freely through their full range. These possible joint-related alterations may explain the decrease in step length observed in the present study.

The main effect of clothing observed for the step width variable was likely due to a decrease in the underwear condition as compared to the other clothing conditions (Fig. 1D). This result could be explained by a decreased constraint on hip joints in the absence of diaper related to the thickness of the diaper. However, the diaper had no impact on the walking velocity and step length.

5. Conclusion

Clothing influences the walking features of toddlers especially (1) when they have more than 6 months of walking experience, and (2) for velocity and step length. The decrease observed in these

two parameters suggested that stiffness and cut of clothes impact walking in toddlers. Specifically, as compared to a control condition (underwear), walking was more degraded in toddlers wearing trousers with stiff plain than pants of tracksuit.

Acknowledgements

We owe many thanks to the children, their parents and the Ludogym club who participated in this research

Conflicts of interest statement

The authors have nothing to disclose.

References

- [1] Clark JE, Phillips SJ. The step cycle organization of infant walkers. *J Mot Behav* 1987;19:421–33.
- [2] Adolph KE, Vereijken B, Shrout PE. What changes in infants walking and why. *Child Dev* 2003;74:475–97.
- [3] Sutherland D. The development of mature gait. *Gait Posture* 1997;6:163–70.
- [4] Halleman A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture* 2006;23:142–8.
- [5] Samson W, Dohin B, Desroches G, Chaverot JL, Dumas R, Cheze L. Foot mechanics during the first six years of independent walking. *J Biomech* 2011;44:1321–7.
- [6] Rennie DJ, Attfield SF, Morton RE, Polak FJ, Nicholson J. An evaluation of lycra garments in the lower limb using 3-D gait analysis and functional assessment (PEDI). *Gait Posture* 2000;12:1–6.
- [8] Ledebt A. Changes in arm posture during the early acquisition of walking. *Infant Behav Dev* 2000;23:79–89.
- [9] Ledebt A, van Wieringen PCW, Savelsbergh Geert JP. Functional significance of foot rotation asymmetry in early walking. *Infant Behav Dev* 2004;27:163–72.
- [10] Halleman A, De Clercq D, Aerts P. Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture* 2006;24:270–9.
- [11] Hof A. Scaling gait data to body size. *Gait Posture* 1996;4:222–3.
- [12] Bril B, Ledebt A. Les débuts de la marche autonome chez l'enfant. *J Pediatr Puer* 1994;1:21–33.
- [13] Ledebt A, Bril B, Breniere Y. The build-up of anticipatory behaviour. An analysis of the development of gait initiation in children. *Exp Brain Res* 1998;120:9–17.
- [14] Assaiante C, Chabrol B. Developmental and locomotor disorders in children. *Rev Neurol* 2010;166:149–57.
- [15] Halleman A, De Clercq D, Otten B, Aerts P. 3D joint dynamics of walking in toddlers A cross-sectional study spanning the first rapid development phase of walking. *Gait Posture* 2005;22:107–18.

Étude et analyse de la période d'acquisition de la marche chez l'enfant

Apports des neurosciences cognitives et comportementales

Étude des interactions Enfant – Tenue vestimentaire

L'acquisition de la marche chez l'enfant comprend différents processus complexes, s'organisant de façon progressive mais non linéaire. Plusieurs étapes sont en effet nécessaires à l'enfant pour acquérir l'équilibre postural, puis la propulsion, ou encore l'activation musculaire anticipatrice. La compréhension du développement de la marche de l'enfant revêt un intérêt passionnant mais d'une grande complexité. En effet, la plupart des études réalisées à ce jour, ne prennent pas en compte l'effet que pourrait avoir la couche ou la tenue vestimentaire sur l'apprentissage de la locomotion bipédique chez l'enfant. L'écartement latéral des appuis, qui est relativement conséquent chez le marcheur débutant, est-il une stratégie afin d'augmenter sa surface d'appui pour mieux contrôler son équilibre? Ou bien est-ce le port de la couche qui provoque une gêne au niveau de l'entrejambe de l'enfant et engendre ou accentue cette stratégie posturale?

Par ailleurs, en ce qui concerne l'acquisition de la marche, il est établi que l'enfant doit être bien chaussé afin d'éviter toute pathologie posturale et/ou locomotrice futures. La même approche peut être envisagée pour le vêtement. Or, il est aisé de constater qu'actuellement, la plupart des vêtements portés par les enfants ne sont que des répliques miniatures des vêtements d'adultes. Ceux-ci ne tiennent pas compte des particularités morphologiques, posturales et motrices du jeune marcheur.

Les travaux détaillés dans cette thèse ont pour objectifs, non seulement d'évaluer l'impact d'une tenue vestimentaire sur la marche de l'enfant, mais également de proposer des pistes de réponses et d'améliorations dans la conception de vêtements d'enfants.

Ainsi, ces travaux s'organisent selon trois études portant sur des enfants ayant tous moins de 36 mois d'expérience de marche. La première consiste à vérifier l'impact du port d'une couche et/ou d'un pantalon sur la marche de jeunes enfants à partir de l'analyse des paramètres spatio-temporels. Ces travaux révèlent un effet plus prononcé du pantalon que de la couche sur la marche de l'enfant. Puis, nous nous sommes demandés à partir de combien de mois d'expérience de marche cet effet avait-il le plus d'impact. Cette question a fait l'objet de la seconde étude. Celle-ci montre un effet du pantalon à partir de 3 mois d'expérience de marche mais surtout entre 6 et 18 mois. Enfin, après avoir élaboré un prototype de pantalon prenant en considération les particularités de l'enfant et de l'apprentissage de la marche, celui-ci a été testé sur une vingtaine d'enfants. Cette dernière étude avait pour objectif d'évaluer et de comprendre l'impact de la tenue sur l'activité musculaire du membre inférieur. Les résultats obtenus avec le prototype sont concluants. Les co-contractions musculaires, révélant l'immaturation de la locomotion, sont moins présentes lorsque l'enfant porte ce prototype. Les contraintes sont amoindries et la locomotion avec un tel prototype se rapproche de celle observée en sous-vêtement.

Mots clés : Marche – Enfant – Développement – Couche – Vêtement

Study and analysis of the walking acquisition in toddlers

Contribution of cognitive and behavioural neuroscience

Study interactions Toddlers - Clothing

The walking acquisition in toddlers involves different complex processes organized into a progressive but non linear way. The child requires several steps to acquire a postural balance, then the propulsion, and the anticipative muscle activation. To understand the gait development of a toddler is fascinating but a very complex work. Indeed, the most of current studies don't take into account the effects of wearing diapers or clothes on the learning in bipedal locomotion. Regarding step width, which is relatively substantial for the beginner walker, we could wonder it's a strategy in order to improve the supports surface to best control the balance or on the other hand, does wearing diapers cause discomfort in crotch area children, and therefore bring out that postural strategy?

Moreover, concerning the gait acquisition, it is known that the child needs well-fitting shoes to avoid any future postural or locomotive pathology. The same approach can be used for clothes. But, we can easily observe that currently most of children clothes are just a copy of adult models in miniature. These clothes don't consider the morphological, postural and motor features of the beginner walker.

The study introduced in this thesis manuscript will not only evaluate the importance of clothing on children walking but also propose possible solution and improvement for the conception of children clothes.

Results are related to three studies all regarding children with less than 36 month of walking experience. First study is an analysis of the effect of wearing diaper or trousers on the children walking using spatiotemporal parameters. It has shown a greater influence from trousers than diapers. It has opened the second study. After how many months of experience the effect got the greater influence? Results show influence of trousers starting 3 month of walking but above all from 6 to 18 months. Finally, a prototype of trousers conceived in regards of children characteristics and walking acquisition has been used for around twenty children. Goal of this third study was to evaluate and to understand the importance of clothing on muscular activities of the lower limb. Utilization of the prototype has been conclusive. The muscular co-contractions which highlight the lack of experience in walking are less present when children use the prototype. Discomfort is reduced and walking with the prototype is close to the one performed with underwear.

Keywords: Toddlers – Walk – Development – Diaper – Trouser