

N°D'ORDRE

UNIVERSITE PARIS-SUD

Ecole Doctorale 456

Unité de recherche 4532 « *Complexité, Innovation et Activités Motrices et Sportives* »

Equipe « Contrôle Moteur et Perception »

THESE

En vue de l'obtention du grade de Docteur

« *Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain* »

Présentée par

Arnaud DELAFONTAINE

Contrainte biomécanique unilatérale versus contrainte biomécanique bilatérale : rééquilibrage des capacités fonctionnelles et amélioration de la performance dans une tâche locomotrice

Sous la co-direction des Professeurs Manh-Cuong DO et Olivier GAGEY

Soutenue publiquement le 12 décembre 2013 devant la commission d'examen composée de :

Manh-Cuong DO	Pr., Université Paris-Sud	Directeur
Olivier GAGEY	Pr., PU-PH au CHU de Kremlin Bicêtre	Directeur
Alain HAMAOUI	MCF, HDR	Rapporteur
Michel PILLU	Phd, masseur-kinésithérapeute	Examinateur
Patrice ROUGIER	Pr., Université de Savoie	Rapporteur
Marco SCHIEPPATI	Pr., Université de Pavia, Italie	Examinateur

Arnaud DELAFONTAINE
Masseur-Kinésithérapeute
2 allée François II
94150 RUNGIS
arnaud_94150@hotmail.fr
06 62 79 06 34

Le 3 juillet 2014



Monsieur le Vice-président,

Par la présente, je postule à l'attribution du Prix 2014 « Science et Kinésithérapie, Expert » me permettant de présenter ma candidature pour les recherches suivantes lesquelles, je pense, ont pu contribuer à une réflexion sur de nouveaux axes de recherches dans notre discipline

En effet, j'ai mené un travail doctoral, de 2010 à 2013, au sein du laboratoire CIAMS (Complexité, Innovation et Activités Motrices et Sportives) à l'université Paris Sud, sanctionné par un doctorat (cf copie en annexe) le 27 juin 2014.

Intitulé « contrainte biomécanique unilatérale versus contrainte biomécanique bilatérale : rééquilibrage des capacités fonctionnelles et amélioration de la performance dans une tâche locomotrice » il a été soutenu en décembre 2013 devant un jury composé de deux professeurs des universités en médecine (Pr. Olivier Gagey et Pr. Schieppati), un professeur des universités en sciences humaines (Pr. Patrice Rougier), deux kinésithérapeutes docteurs : en biomécanique (Dr. Michel Pillu) et en sciences humaines (Dr. Alain Hamaoui).

Dans cette thèse, j'ai souhaité montrer et faire valider un nouveau concept masso-kinésithérapique. Dit de "facilitation bilatérale", il veut mettre en évidence le fait que le rééquilibrage des capacités fonctionnelles aux membres inférieurs serait bénéfique sur le contrôle moteur de la marche. Cliniquement, il est donc proposé que la kinésithérapie soit effectuée le plus précocement possible et bilatéralement (aussi bien sur le membre sain que sur le membre pathologique) afin d'éviter l'installation d'un pattern de marche asymétrique chronique. Ce concept renforce donc scientifiquement le rôle préventif de la masso-kinésithérapie.

Par ailleurs, cette thèse évalue et valide scientifiquement les effets biomécaniques et électromyographiques, lors de l'initiation de la marche, des 2 principaux outils de soins utilisés et prescrits par le masseur-kinésithérapeute, soit le strapping et l'orthèse de cheville. Il semble que jusqu'à présent aucune étude n'ait été publiée dans la littérature sur ce sujet.

Les résultats obtenus visent à permettre une réorientation des protocoles de rééducation du membre inférieur et un ajustement plus précis des prescriptions de strapping/orthèse de cheville.

En conclusion, le travail effectué tend à prouver que le masseur-kinésithérapeute détient une réelle expertise dans les champs de la biomécanique, de la thérapeutique et de la prévention. Ma recherche voulait également accroître la crédibilité scientifique de la profession qui « s'universarise » avec la réingénierie (evidence based of practice).

D'un point de vue éducatif, ces données devraient participer à l'amélioration des savoirs et de leur transmission au sein des instituts de formation des masseurs-kinésithérapeutes. A plus long terme, l'impact rééducatif de cette thèse pourrait valoriser la création de consensus (groupe d'enseignant-chercheur en masso-kinésithérapie) et améliorer les pratiques professionnelles.

Espérant que vous pourrez retenir ma candidature, je vous adresse l'expression de ma considération distinguée.

M. Jean-François DUMAS
Vice-Président
De l'Ordre des masseurs-kinésithérapeutes.

Arnaud DELAFONTAINE



Hôpitaux de Saint-Maurice

Daniel MICHON
Directeur

12 rue du Val d'Osne
94410 Saint-Maurice

Secrétariat

Tél. : 01 43 96 64 64
Fax : 01 43 96 64 07
enkre@hopitaux-st-maurice.fr

Centre de documentation
Tél. : 01 43 96 64 96
Fax : 01 43 96 64 27

Saint Maurice le

LETTRE DE RECOMMANDATION



SIRET : 2000 270 92 00010

Je, soussigné, Michel PILLU, PhD Bioengineering (University of Strathclyde, Glasgow, Scotland), déclare :

En tant que Président du Jury de thèse de M. Arnaud Delafontaine, je tiens à mettre en avant l'importance du travail de recherche universitaire, accompli par M. A. Delafontaine, pour la profession de kinésithérapeute-rééducateur.

Le travail de recherche de Monsieur A. Delafontaine évalue deux outils utilisés et prescrits par le masseur-kinésithérapeute, à savoir le strapping et l'orthèse de cheville. Il démontre les effets biomécaniques et électromyographiques de ces outils sur la qualité du contrôle moteur uni et bilatéral dans la marche. Cette validation scientifique, jusqu'alors absente de la littérature, peut permettre à présent une meilleure orientation de leur prescription : réelle problématique de santé publique.

Les perspectives concrètes issues de ce travail, dans le champ de la rééducation, concourent de façon certaine à l'amélioration : des pratiques professionnelles, de la formation, mais également de la compréhension des effets asymétrique et symétrique de la kinésithérapie sur le contrôle moteur. De plus, cela souligne l'importance de poursuivre des travaux de recherche rééducatifs compte tenu de l'évolution du cursus masso-kinésithérapie en lien avec le processus de réingénierie universitaire.

La qualité du travail accompli au travers de toute la thèse de M. A. Delafontaine honore la profession de masseur-kinésithérapeute et porte vers les sommets notre métier commun.

À tous ces titres, une récompense comme « EXPERT » ne serait que justice.

Fait à Saint Maurice, le mardi 10 juin 2014, pour faire et valoir ce que de droit.

Michel PILLU
Docteur-es-Sciences

**ÉCOLE NATIONALE DE
KINÉSITHÉRAPIE ET DE
RÉÉDUCATION**
12, rue du Val d'Osne
94410 SAINT-MAURICE
Tél. 01 43 96 64 64

Professeur Manh-Cuong DO
Dir-Adj chargé de la Recherche et du Développement
Professeur des Université
UFR STAPS de Paris Sud
Bât :335
91405 Orsay Cedex

Orsay, le mercredi 11 juin 2014

N/Réf: MCD/MPR/14.036

Lettre de recommandation

Monsieur Arnaud Delafontaine est diplômé de l'Ecole Nationale de Kinésithérapeute Rééducation de St Maurice (94) Masseur Kinésithérapeute (2008) d'un Master 2 VHMA (Vieillissement et handicap : mouvement et adaptation) STAPS de l'Université Paris Sud (2009).

Il a continué en thèse, au laboratoire CIAMS de l'UFR STAPS de l'Université Paris Sud Equipe "Risque, Intervention, Mouvement, Equilibre" (RIME) sous la direction du Professeur Olivier Gagey Faculté du Kremlin Bicêtre de l'Université Paris Sud et moi-même.

En dépit de ses activités professionnelles (Kinésithérapeute) et d'enseignement (vacataire à l'UFR STAPS de l'université Paris Sud), Monsieur Arnaud Delafontaine a brillamment soutenu son travail de thèse le 12/12/2013.

Le sujet de recherche qui était proposé à Monsieur Arnaud Delafontaine concernait la contrainte biomécanique unilatérale versus contrainte biomécanique bilatérale : rééquilibre des capacités fonctionnelles et amélioration de la performance dans une tâche locomotrice, thématique nouvelle au laboratoire qui ouvre de nombreuses perspectives de recherche et pouvant avoir des implications dans le domaine de la rééducation.

Au cours des années qu'il a passées au laboratoire, Monsieur Arnaud Delafontaine s'est investi dans sa recherche avec un grand sérieux. Il a manifesté une curiosité et un souci de rigueur que chacun au Laboratoire a pu constater. Il est exigeant avec lui-même, et ne recule pas devant les difficultés, qu'elles soient d'ordre technique ou théorique. Ces dispositions font que son travail a été d'une grande qualité. Enfin, il expose bien, ce qui a été souligné lors de sa soutenance, et sait argumenter avec un grand souci d'objectivité.

En conclusion, je soutiens la candidature de Monsieur Arnaud Delafontaine au prix de Kinésithérapeute.



Siège :
Université Paris-Sud
15 rue Georges Clemenceau
91405 Orsay cedex
www.u-psud.fr

Prof Manh-Cuong DO
UFR- STAPS
Dir-Adj chargé de la Recherche et du
Développement
Université Paris Sud
33 (0)1 69 15 5227



Association Paul Guinot

POUR LES AVEUGLES ET LES MALVOYANTS

Reconnue d'utilité publique - Décret du 21 janvier 1928

C.R.P. PAUL ET LILIANE GUINOT
24/26 Bd Chastenet de Géry
94814 VILLEJUIF Cedex
crp@guinot.asso.fr

REEDUCATION PROFESSIONNELLE

I. F. M. K.
- Masseur-Kinésithérapeute
TERTIAIRE
- Développeur en Informatique
- Agent d'Accueil et d'Information
- Conseiller Service Clients à Distance

CENTRE DE RESSOURCES
24/26 Bd Chastenet de Géry
94814 VILLEJUIF Cedex
cdr@guinot.asso.fr

FORMATION CONTINUE

CENTRE D'EVALUATION DE CONSEIL ET
D'EXPERTISE D'ILE DE FRANCE

SENSIBILISATION

BILAN DE COMPETENCES

Monsieur DELAFONTAINE Arnaud
2 allée François II
94150 RUNGIS

Villejuif, le 24 juin 2014

Objet : Lettre de recommandation

Monsieur,

J'ai lu votre thèse avec attention et je pense que cette dernière mérite d'être présentée pour le prix de l'ordre dans la catégorie expert.

En effet, partant d'une problématique kinésithérapique, les deux études proposées, l'une fondamentale qui évalue les effet de l'hypomobilité articulaire de cheville, induite par strapping unilatéral et bilatéral dans le processus d'initiation à la marche et la seconde clinique comparative entre l'initiation de la marche avec strapping versus orthèse de cheville débouche sur des conclusions qui ont une incidence sur nos pratiques professionnelles. Ce travail est non seulement intéressant mais utile pour les praticiens kinésithérapeutes.

Je tiens à souligner la lisibilité de ce travail, il est facilement abordable et s'inscrit dans un haut niveau de la recherche, ce qui n'est pas incompatible mais rare.

Veuillez agréer, Monsieur, l'expression de mes salutations distinguées.

Josette PEYRANNE
Directrice de l'IFMK Guinot

ASSOCIATION PAUL GUINOT
Pour les Aveugles et les Malvoyants
Reconnue d'utilité publique
24-26 Bd Chastenet de Géry
94814 VILLEJUIF CEDEX
Tél 01 46 78 01 00

Tél. : 01.46.78.01.00 - Fax : 01.46.78.50.35

<http://www.guinot.asso.fr>
e-mail : paulguinot@guinot.asso.fr

Rapport de Soutenance de thèse de Monsieur Arnaud DELAFONTAINE

Université Paris Sud, le jeudi 12 décembre 2013.

Jury :

Manh-Cuong DO, Professeur, Université Paris Sud (UFR STAPS), Co-Directeur de thèse.
Olivier GAGEY, Professeur Praticien Hospitalier, Université Paris Sud (Faculté de Médecine), Co-Directeur de la thèse.

Alain HAMAOUI, Maître de Conférences HDR, Université J-F. Champollion, Rapporteur
Michel PILLU, Chercheur, Ecole Nationale de kinésithérapie et réadaptation (ENKRE), Examinateur.
Patrice ROUGIER, Professeur, Université de Chambéry, Rapporteur.
Marco SCHIEPPATI, Professeur, Université de Pavie (Italie), Examinateur.

Monsieur Arnaud Delafontaine a présenté ses travaux portant sur les effets neuro-biomécaniques des contraintes uni ou bilatérales à la cheville au cours de l'initiation de la marche.

La revue de la littérature est particulièrement exhaustive, aussi bien en biomécanique qu'en neurophysiologie. Les protocoles et les méthodes d'analyse sont bien présentés, précis, clairs et parfaitement compris et maîtrisés.

La présentation orale du candidat et les réponses aux questions des membres du jury démontrent les compétences didactiques et sa maîtrise des concepts et méthodologie utilisés.

Le jury a particulièrement apprécié que le doctorant fasse une ouverture très pertinente sur les implications concrètes de travaux présentés dans le champ de la rééducation.

Après délibération, le jury a unanimement décidé d'attribuer à M Arnaud DELAFONTAINE le grade de docteur en Sciences du Sport, de la Motricité et Mouvement Humain de l'Université Paris-Sud. L'Université Paris Sud ne délivre plus de mention, mais le jury a félicité à titre personnel le candidat.



ID FRA DELAFONTAINE <<<<<<<<<<<< 943019
1004943027156ARNAUD<<JEAN<<8612102M2



Diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute

Vu l'article D.4321-14 du Code de la santé publique ;

Le Diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute est délivré à

M

Arnaud, Jea, André

DELAFFONTAINE

Né(e) le 10 décembre 1986, à

CHATENAY MALABRY (HAUTS DE SEINE)

Diplôme N° 75-2008-0170

Fait à Paris le 2 juillet 2008

Île de France

P/ Le Préfet de Région / la Préfète de Région

Préfet [Préfète] d _____

Pour le directeur régional

Le responsable du service

Formations et Professions

N° 0319458

MINISTÈRE CHARGE DE LA SANITÉ



LE DIPLÔME DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ PARIS-SUD

a été remis à Orsay le 27 juin 2014 au cours de la cérémonie en l'honneur des docteurs de l'Université Paris-Sud parrainée par le Professeur André Syrota,

à

Arnaud DELAFONTAINE

pour la thèse

Contrainte biomécanique unilatérale versus contrainte biomécanique bilatérale : rééquilibrage fonctionnelles et amélioration de la performance dans une tâche locomotrice.

soutenue au sein de l'Ecole doctorale

Sciences du sport de la motricité et du mouvement humain

Sous la direction de Do Mang-Cuong et Gagey Olivier

Fait à Orsay le 27 juin 2014



Jacques Bitoun
Président de l'Université Paris-Sud

Contrainte biomécanique unilatérale versus contrainte biomécanique bilatérale : rééquilibrage des capacités fonctionnelles et amélioration de la performance dans une tâche locomotrice

Résumé. Dans la littérature, les résultats, dans le domaine de la rééducation neurologique des patients hémiplégiques, montraient que la performance motrice du membre atteint était améliorée lorsque les deux membres homolatéraux étaient mobilisés dans des mouvements symétriques. Il a alors été suggéré que le système nerveux avait plus de facilité à adapter une commande bilatérale symétrique, qu'une commande bilatérale asymétrique.

L'objet des travaux dans cette thèse est de tester la généralité de ces résultats dans le processus d'initiation de la marche (IM).

Le handicap est simulé par une hypomobilité de la cheville, unilatéralement ou bilatéralement, par un strapping ou une orthèse.

Les résultats montrent que, dès la présence d'une contrainte, la biomécanique et les activités électromyographiques des phases de préparation posturale et d'exécution du processus d'IM sont modifiées. De plus, la performance motrice était également perturbée.

Toutefois, il apparaît des différences « locales » selon où s'appliquait la contrainte. Un résultat est à souligner tout particulièrement : comme pour les patients hémi-handicapés, la performance motrice (i.e. vitesse du centre des masses à la fin du premier pas) est supérieure dans la condition « contrainte bilatérale i.e. hypomobilité des deux chevilles » versus « contrainte unilatérale i.e. hypomobilité du pied d'appui ».

L'ensemble des résultats est discuté dans le cadre des processus d'adaptation de la commande motrice aux contraintes biomécaniques unilatérales et bilatérales induites sur les appuis. La contrainte bilatérale induit un rééquilibrage des capacités fonctionnelles permettant de générer une meilleure performance motrice. Ces résultats permettent d'envisager des perspectives dans le domaine de la rééducation fonctionnelle.

Mots clefs : Contrainte unilatérale/bilatérale, rééquilibrage, hypomobilité de cheville, performance de vitesse, initiation de la marche, strapping, orthèse.

N° d'ordre : 46

DOCTORAT
(arrêté du 7 Aout 2006)

RAPPORT DE SOUTENANCE

Etabli par le Président du jury

Thése de Doctorat

Spécialité : STAPS

De Monsieur Arnaud DELAFONTAINE

Sujet :

CONTRAINTE BIOMECANIQUE UNILATERALE VERSUS CONTRAINTE
BIOMECANIQUE BILATERALE : REEQUILIBRAGE DES CAPACITES
FONCTIONNELLES ET AMELIORATION DE LA PERFORMANCE DANS UNE
TACHE LOCOMOTRICE.

Date de soutenance : Le jeudi 12 décembre 2013

Les diplômes de Doctorat délivrés par Paris-Sud ne comportent désormais plus aucune mention. (décision du Conseil d'Administration du 17/12/2012)



REMERCIEMENTS

A une bifurcation de ma vie je me suis dit « fonce ».

Et...

Durant ces années d'études, j'ai rencontré :

- Un Professeur d'exception ;
- Une critique attentive et compatissante ;
- Des amis d'une loyauté et d'un soutien à toute épreuve ;
- Des femmes et des hommes qui pensent plus loin que leur horizon.

Merci à vous :

- Professeur Do Manh-Cuong (directeur du laboratoire CIAMS) pour ces cinq années (master 2 et doctorat) riches en apprentissage qui ont forgé ma formation scientifique (savoir, savoir-faire, savoir-être). Passionnant, vous l'êtes.
- Professeur Olivier Gagey (PU-PH), chef du service d'orthopédie de l'hôpital Kremlin-Bicêtre et directeur pédagogique du Master 2 VHMA, qui m'a orienté vers mon projet de recherche et qui valorise l'accessibilité des études universitaires auprès des masseur-kinésithérapeutes.
- Professeur Patrice Rougier et Monsieur Alain Hamaoui pour avoir accepté d'expertiser ce travail doctoral.
- Monsieur Michel Pillu, masseur-kinésithérapeute, PHd, pour m'avoir transmis sa passion de la kinésithérapie et de la biomécanique fonctionnelle.
- Mesdames Marie-Pierre Richoux, Evelyne Lavenant, secrétaire de l'école doctorale et secrétaire des licences, pour leurs aides et leurs soutiens depuis mon entrée à l'université.
- Ma mère pour sa présence indéfectible et son soutien. Cécile Le Parco (mon IDE vendéenne) qui m'accompagne pour toujours. Johnny Atys mon frère, Dominin Potdevin et Lucie Levêque, kinés, mes royaux de cœur, ainsi qu'à Michel Dana pour ses bons conseils.

Mes coéquipiers Marc Chapuis et Andry Razafimandranto, partenaires d'équipe Kata karaté synchronisé (champion de France 2013) qui m'ont soutenu tout au long de mon parcours et tiré vers le haut que ce soit sur le tatami ou en dehors.

Ma pensée va vers tous les étudiants kinésithérapeutes et thérapeutes manuels qui devraient passer par la case recherche universitaire pour favoriser, d'une part, l'amélioration des pratiques professionnelles afin de mieux soigner, et d'autre part, pour optimiser la formation des futurs professionnels de santé dans les IFMK. La formation scientifique et la recherche sont pour moi essentielles. Elles confèrent une rigueur méthodologique et un esprit critique fondamental pour l'évolution des pratiques professionnelles. Elles contribuent pour beaucoup à l'avancée des savoirs sur l'appareil locomoteur, neurocognitif, psychologique, historique, sociale... tous outils du thérapeute.

Table des matières

AVANT-PROPOS	1
CADRE THEORIQUE : A LA RECHERCHE DE SYMETRIE FONCTIONNELLE POUR LA PERFORMANCE MOTRICE	4
1.1 Effets délétères d'une contrainte asymétrique	4
1.1.1 Système squelettique appendiculaire	4
1.1.2 Système proprioceptif	5
1.1.3 Effet d'une contrainte surajoutée sur le membre sain dans un contexte pathologique asymétrique	6
1.2 La symétrie : fondement du contrôle moteur et optimisateur de la performance	7
1.2.1 Symétrie et contrôle moteur	7
1.2.2 Symétrie et performance	11
1.2.3 Conclusion de l'analyse bibliographique sur l'asymétrie et la symétrie des contraintes	12
1.3 Le phénomène d'initiation de la marche : un programme moteur symétrique régulant asymétriquement les forces de propulsion et le contrôle de l'équilibre postural	13
1.3.1 Les appuis : un rôle asymétrique dans la génération des forces de propulsion	13
1.3.2 Contrôle de l'équilibre postural : un processus asymétrique de freinage assuré par le pied d'appui	17
1.3.3 Les facteurs intervenant dans la dégradation du processus de freinage	18
1.4 Processus d'initiation de la marche et contraintes unilatérales	20
1.4.1 Déficit de la commande centrale	20
1.4.2 Déficit sensoriel d'origine vestibulaire	20
1.4.3 Atteinte périphérique sensorielle cutanée	20
1.4.4 Déficit de la commande centrale associée à une hypomobilité articulaire	21
1.4.5 Atteinte musculaire	22
1.4.6 Modification articulaire	22
1.5 Conclusion sur les adaptations du processus d'IM face à une contrainte asymétrique et confrontation aux données présentes dans le cadre d'une contrainte bilatérale	25
PROBLEMATIQUE GENERALE DE THESE	27

METHODOLOGIE	31
2.1 Population étudiée et matériel.....	31
2.1.1 Sujets	31
2.1.2 Protocole de la pose du strapping	32
2.1.3 Présentation de l'orthèse de cheville.....	32
2.2 Le protocole experimental d'initiation de la marche.....	33
2.2.1 Techniques.....	34
2.2.2 Analyse par électromyographie de surface	36
2.2.3 Paramètres analysés pour l'étude	41
ETUDE 1 : EFFETS DU STRAPPING SUR LE PROCESSUS D'INITIATION DE LA MARCHE	48
3.1 Présentation des tracés biomécaniques propres à l'initiation de la marche	48
3.1.1 Résultats et analyses statistiques des paramètres biomécaniques.....	50
3.1.1.1 Paramètres biomécaniques de la phase de préparation posturale	50
3.1.1.2 Paramètres biomécaniques de la phase d'exécution du premier pas	52
3.1.1.3 Paramètres biomécaniques de performance	54
3.1.1.4 Résultats et analyses statistiques des paramètres électromyographiques	59
3.1.1.5 Synthèse des résultats de l'étude 1	63
ETUDE 2 : EFFETS COMPARATIFS DU PROCESSUS D'INITIATION DE LA MARCHE AVEC STRAPPING VERSUS ORTHESE	67
4.2 Résultats et analyses statistiques des paramètres électromyographiques	76
4.2.1 Phase de préparation posturale	76
4.2.2 Phase d'exécution du premier pas.....	78
4.3 Synthèse des résultats de l'IM avec orthèse unilatérale et bilatérale de cheville.....	80
4.4 Résultats et analyses statistiques de l'étude comparative chez les sujets initiant la marche avec strapping versus orthèse	82
4.5 Résultats et analyses statistiques des paramètres biomécaniques.....	82
4.5.1 Paramètres biomécaniques de la phase de préparation posturale	82
4.5.2 Paramètres biomécaniques de la phase d'exécution du premier pas	82

4.5.3	Paramètres biomécaniques de performance	82
4.6	Résultats et analyses statistiques des paramètres électromyographiques	83
4.6.1	Phase de préparation posturale.....	83
4.6.2	Phase d'exécution du premier pas.....	83
4.7	Synthèse des résultats comparatifs de l'IM avec strapping versus orthèse.....	85
DISCUSSION GENERALE DE THESE.....		87
5.1	La diminution unilatérale de la mobilité articulaire de cheville induit-elle une réorganisation motrice symétrique au cours de la phase de préparation posturale?	87
5.1.1	Pourquoi l'activité du Tibialis Anterior diminue-t-elle du côté homolatéral à la contrainte (i.e. strapping et orthèse) ?	87
5.1.2	Pourquoi l'activité EMG du Tibialis Anterior controlatéral à la contrainte (i.e. strapping et d'orthèse) diminue-t-elle?	88
5.2	Le rééquilibrage des capacités fonctionnelles, induit par une contrainte symétrique, permet-il de générer une meilleure performance motrice au cours de l'IM comparativement à une contrainte asymétrique ?.....	89
5.2.1	Adaptation de la phase de préparation posturale.....	89
5.2.1.1	Pourquoi la durée des APA augmente-t-elle globalement en présence d'une contrainte quelle que soit la fonctionnalité du membre qui initie la marche (i.e. pied d'appui constraint ou pied oscillant constraint) ?.....	89
5.2.1.2	Quelles sont les adaptations biomécaniques « locales » mises en place lors d'une IM départ pied d'appui constraint (i.e. pied de départ libre) au cours des APA ?	90
5.2.1.3	Quelles sont les adaptations biomécaniques « locales » mises en place lors d'une IM départ pied oscillant constraint au cours des APA ?	91
5.2.2	Adaptation de la phase d'exécution du premier pas.....	92
5.2.2.1	La performance générée par les sujets, initiant la marche avec une contrainte unilatérale de cheville, était-elle asymétrique ?	93
5.2.2.2	La stratégie motrice adoptée afin de générer les forces de propulsion au cours de la phase d'exécution de cheville est elle identique lors d'une IM départ avec contrainte bilatérale versus IM départ avec contrainte unilatérale ?	94
5.2.3	Le rééquilibrage des contraintes source de performance: contrainte biomécanique unilatérale versus bilatérale.	95
5.2.3.1	Effet du caractère asymétrique versus symétrique de la contrainte sur la phase de préparation posturale	95

5.2.3.2 Effet du caractère asymétrique versus symétrique de la contrainte sur la phase d'exécution du premier pas.....	96
5.2.3.3 Effet du caractère asymétrique versus symétrique des contraintes sur l'index de performance de l'IM.....	96
5.3 Le paramètre de freinage permet-il d'évaluer effectivement le contrôle de l'équilibre postural au cours de l'IM ?	98
5.3.1 Pourquoi le freinage de la chute du CG est-il plus faible lors d'une IM départ port d'orthèse sur le pied d'appui versus port de strapping sur le pied d'appui ?.....	98
5.3.2 Pourquoi la longueur du pas est-elle plus faible, lors d'une IM départ avec d'orthèse sur le pied d'appui versus départ port de strapping sur le pied d'appui, alors que la vitesse de progression du CG est comparable entre ces deux conditions ?.....	99
CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....	102
BIBLIOGRAPHIE.....	106
GLOSSAIRE	126
INDEX DES FIGURES	127
INDEX DES TABLEAUX	129

AVANT-PROPOS

La symétrie est un principe fondamental de la nature. En effet, nous pouvons observer que tous les êtres vivants qui nous entourent (papillon, chien, chat, étoile de mer, ...) sont symétriques. Nous respectons également, nous-mêmes êtres humains, ce principe comme en témoigne par exemple la répartition symétrique de nos poumons, de nos reins, de nos yeux ainsi que celle de nos systèmes : nerveux périphériques, vestibulaires, artériels et veineux.

La symétrie façonne donc notre environnement et notre développement structurel, cependant, en quoi est-elle intéressante ? Et à quoi nous sert-elle ?

Depuis plusieurs siècles, de nombreux philosophes (Platon, Aristote, Leroux...) se sont intéressés au rapport entre le corps humain et la symétrie. Cette dernière était alors utilisée pour définir l'esthétisme et la beauté. Le duc de La Rochefoucauld (1664) écrivait à ce sujet « *On peut dire de l'agrément séparé de la beauté que c'est une symétrie dont on ne sait point les règles et un rapport secret des traits ensemble, et des traits avec les couleurs et avec l'air de la personne.* ». Artistiquement, *L'homme de Vitruve* (Figure 1) dessiné par Léonard de Vinci (1492) illustre parfaitement cette maxime mettant en valeur le caractère symétrique de nos membres supérieurs et inférieurs.

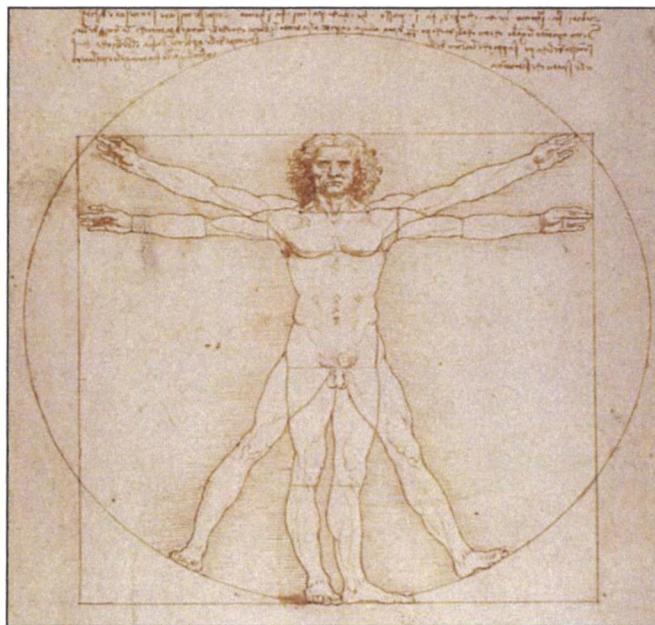
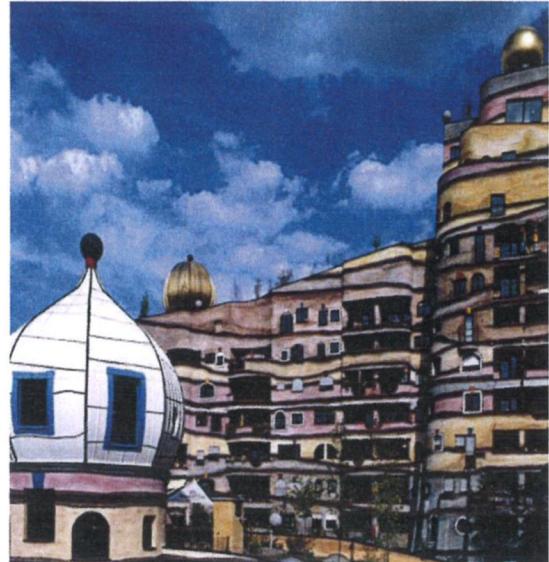


Figure 1. La symétrie du corps humain, L'homme de Vitruve (Léonard de Vinci, 1492).

Toutefois, les œuvres asymétriques, comme par exemple en peinture chez Salvador Dalí (Figure 2) ou en architecture moderne chez Friedensreich Hundertwasser (Figure 3), n'en restent pas moins attrayantes à nos yeux.



Figure 2. « Jeune fille à la fenêtre »,
Huile sur toile de Salvador Dalí (1925).



Résidence Waldspirale à Darmstadt en Allemagne de Friedensreich Hundertwasser (1998-2000).

Par ailleurs, dans la mythologie grecque, certaines créatures fantastiques telles que le cyclope ou la licorne présentent une particularité physique asymétrique (œil ou corne). En revanche, celle-ci reste toujours symétrique de part et d'autre de l'axe de symétrie du corps humain (ligne imaginaire qui divise un objet symétrique en ses deux moitiés identiques mais inversées).

Symétrie et asymétrie semblent donc étroitement liées comme en témoigne, le fait que fonctionnellement 90% de la population préfèrent utiliser la main droite au cours des activités de la vie quotidienne, tandis que paradoxalement, notre système nerveux central, régulateur de la motricité, est pourvu de deux lobes cérébraux symétriques (Hugdahl, 2005).

En conclusion, la symétrie est une notion diversifiée notamment impliquée dans certains mécanismes neurophysiologiques, comme plus spécifiquement, dans la programmation du mouvement humain. Elle est notamment utilisée en rééducation pour le membre supérieur afin d'améliorer la performance motrice (Lin, Chen, Chen, Wu, & Chang, 2010). Nous pouvons donc nous questionner d'un point de vue moteur sur le rôle biomécanique de la symétrie pour le membre inférieur : est-elle gage d'efficacité ? Nous rend-elle plus performant dans une activité dynamique telle que la marche, qui est symétrique mais en décalage ?

Pour tenter de répondre à cette interrogation, nous nous sommes focalisés sur la notion de symétrie articulaire. Nous avons cherché à évaluer les effets biomécaniques induits par une diminution de la mobilité articulaire symétrique et asymétrique de cheville sur le comportement moteur développé au cours d'un mouvement impliquant le déplacement du corps dans son ensemble : l'initiation de la marche.

CHAPITRE 1

CADRE THEORIQUE

CADRE THEORIQUE : A LA RECHERCHE DE SYMETRIE FONCTIONNELLE POUR LA PERFORMANCE MOTRICE

1.1 Effets délétères d'une contrainte asymétrique

1.1.1 Système squelettique appendiculaire

A. Membre supérieur

Chez l'amputé du membre supérieur, Werhahn et al. (2002) ont mis en évidence une diminution de l'excitabilité du cortex cérébral moteur homolatéral à l'amputation. De plus, Calford et Tweedale (1990) ont observé chez le singe, après dénervation, une modification symétrique des hémisphères cérébraux au niveau des aires somatosensorielles. Des modifications similaires ont été observées chez l'homme présentant une atteinte unilatérale du canal carpien (Tecchio, Padua, Aprile, & Rossini, 2002).

Cela laisse suggérer, d'une part, que le système nerveux central est moins performant du côté pathologique et, d'autre part, que le SNC se réorganisera de façon symétrique pour pallier à ce déficit, comme observé chez l'amputé (Flor, Elbert, & Knecht, 1995 ; Wall, Xu, & Wang, 2002 ; Flor, 2003) ou le sujet souffrant de douleur chronique au poignet (Smeulders, Kreulen, & Bos, 2001). Cette réorganisation touche, d'une part le cortex homolatéral au membre pathologique modifiant sa carte motrice corticale et d'autre part favorise un élargissement de la zone sensorielle représentative du membre sain (Elbert et al., 1997 ; Schwenkreis et al., 2003).

En effet, pour Kavanoudias et al. (2005), l'adaptation des informations sensorielles pourraient être possible à n'importe quel niveau subcortical du SNC mettant en jeu des connections synaptiques. Cela a également été constaté chez le singe, après amputation de sa main, au niveau spinal (Florence & Kaas, 1995).

Par ailleurs, il a été observé une altération bilatérale du contrôle moteur chez les patients présentant un syndrome unilatéral du canal carpien (de la Llave-Rincón et al., 2011), ainsi que chez ceux souffrant d'épicondylalgie unilatérale (Skinner & Curwin, 2007).

Des altérations de la sensibilité ont également été observées sur le membre sain chez les patients présentant un syndrome unilatéral du canal carpien (Fernández-de-las-Peñas et al., 2009 ; de la Llave-Rincón et al., 2009), chez les patients atteints d'un syndrome douloureux régional complexe (Huge et al., 2008), et chez ceux présentant une douleur neuropathique unilatérale (Konopka et al., 2012).

Ces résultats pourraient être pour partie expliqués par le fait que, physiologiquement, la conduction nerveuse des informations sensorimotrices est symétrique (Bromberg & Jaros, 1998).

Cela laisse penser qu'une atteinte fonctionnelle périphérique asymétrique pourrait avoir des répercussions symétriques sur le contrôle moteur diminuant ainsi la performance sensitivo-motrice du côté sain.

B. Membre inférieur

Dans le cadre d'atteinte asymétrique unilatérale du membre inférieur, il a été observé, chez l'amputé (Braune & Shady, 1993 ; Kavounoudias et al., 2005), le brûlé (Hermanson, Jonsson, & Lindblom, 1986 ; Malenfant et al., 1998), le patient opéré d'une arthroplastie (Fuchs, Thorwesten, & Niewerth, 1999), le gonarthrosique (Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997), une altération de la proprioception aussi bien du côté pathologique que du côté sain.

Chez l'amputé unilatéral, des adaptations sensorielles au niveau du membre sain ont été mises en évidence. Elles se caractérisent par une diminution de la perception du mouvement de la cheville et de la sensibilité superficielle plantaire (Kavanoudias et al., 2005). Il a été également constaté une augmentation de l'amplitude articulaire et de la force générée à l'instant du décollement des orteils par la cheville saine (Nolan & Lees, 2000). Cette stratégie permettrait aux sujets amputés unilatéraux de diminuer l'asymétrie des forces de réaction au sol développées entre le membre inférieur sain et le membre prothétique (Silvermann et al., 2008).

Des adaptations biomécaniques ont également été constatées chez l'amputé transtibial unilatéral (Nolan & Lees, 2000 ; Beyaert, Grumillier, Martinet, Paysant, & Andre, 2008) et le gonarthrosique unilatéral (Viton et al., 2003). Il a été observé une augmentation des contraintes exercées sur le genou et la cheville du membre sain. Cela pourrait favoriser à long terme l'apparition de nouvelles lésions arthrosiques côté sain (Lloyd, Stanhope, Davis, & Royer, 2010).

Il a aussi été observé chez l'hémiplégique que l'altération de la mobilité articulaire de cheville, liée à la présence d'un équin du côté pathologique, perturbe le pattern de poser du pied du membre sain (Goodman et al., 2004). Nous pouvons donc supposer qu'en cas d'hypomobilité articulaire asymétrique de cheville, une réorganisation motrice bilatérale est mise en jeu.

Cette hypothèse rejette les résultats observés chez des patients présentant une instabilité unilatérale de cheville. En effet, ceux-ci présentent une perturbation symétrique du sens d'équilibration en plus des conséquences asymétriques de l'instabilité (Tropp & Odenrick, 1998)

1.1.2 Système proprioceptif

A. Système auditif

Ponton et al (2001) ont observé, chez les patients atteints de surdité unilatérale profonde, la mise en place progressive d'une synchronisation et d'une symétrisation progressive du pattern auditif asymétrique. Pour ces auteurs, il existerait donc une plasticité du système auditif.

Ces données suggèrent que le système nerveux central tend, en présence d'une atteinte unilatérale auditive, à rééquilibrer les capacités fonctionnelles (i.e. symétrisation du pattern) entre le côté atteint et le côté sain.

B. Système vestibulaire

Les patients souffrant d'atteinte vestibulaire unilatérale traitent de façon asymétrique les informations visuelles perçues sans augmentation de leur contribution (Lopez, Lacour, El Ahmadi, Magnan, & Borel, 2006). En revanche, après atteinte vestibulaire bilatérale, le sujet utilise d'avantage ses informations visuelles afin de suppléer la perte des afférences vestibulaires bilatérales (Lopez et al., 2006).

Il est ainsi émis, qu'en présence d'une atteinte vestibulaire bilatérale, le SNC utiliserait des compensations issues de patterns sensori-moteurs symétriques.

C. Système sensorielle

Il a été mis en évidence, dans une tâche de rattrapage de l'équilibre (Do, Bussel & Brenière, 1990 ; Do & Roby-Brami, 1991), que la diminution expérimentale unilatérale de la surface d'appui plantaire était responsable d'un abaissement symétrique de l'activité électromyographique (EMG) du muscle Soleus (i.e. muscle extenseur de cheville).

Thoumie & Do (1996) ont également montré, de façon similaire dans le même type de tâche expérimentale, que les sujets, présentant une perte du réflexe achilléen unilatéral, modifiaient symétriquement l'activité EMG du Soleus et du Tibialis Anterior. L'activité motrice des membres inférieurs de ces patients était principalement affectée à la perte des afférences proprioceptives musculaires. Or, pour certains auteurs, les afférences proprioceptives des muscles extenseurs de cheville contribuaient à la modulation de l'activité du Soleus au cours de la phase de simple appui dans la marche (Sinkjaer, Andersen, Ladouceur, Christensen, & Nielsen, 2000 ; Grey, Mazzaro, & Nielsen, Sinkjaer, 2004), et ceci notamment par l'intermédiaire des fibres musculaires rapides de type II (Sinkjaer et al, 2000).

Cela laisse suggérer, qu'en présence d'une atteinte asymétrique sensorielle et proprioceptive au niveau du complexe cheville/pied, le SNC met en place une réorganisation symétrique du pattern moteur.

1.1.3 Effet d'une contrainte surajoutée sur le membre sain dans un contexte pathologique asymétrique

A. membre supérieur sain contraint

La technique d'immobilisation du membre sain, nommée thérapie du « membre contraint » ou « thérapie par contrainte induite » consiste à immobiliser globalement le membre sain (Taub, Uswatte, & Pidikiti, 1999). Elle est appliquée au membre supérieur dans le cadre de pathologie neurologique tels que l'hémiplégie (Taub & Morris, 2001; Taub, Uswatte, & Morris, 2003; Wolf et al., 2006 ; Wu, Chen, Tang, Lin, & Huang, 2007) afin de stimuler la plasticité cérébrale (Levy, Nichols, Schmalbrock, Keller & Chakeres, 2001). Elle améliore ainsi l'habileté fonctionnelle, la qualité d'utilisation et donc la performance motrice du segment déficitaire comparativement au traitement standard (Liepert et al., 1998 ; Kopp et al., 1999 ; Wu, Chuang, Lin, Chen, & Tsay, 2011).

B. Membre inférieur sain constraint

L'utilisation du « membre constraint » appliquée au membre inférieur permettrait d'obtenir, chez des patients ayant subi une opération de la hanche, une augmentation de la vitesse de marche et de la longueur de l'enjambée (Taub et al., 1999). En revanche, chez l'hémiplégique aucune modification spatiotemporelle n'a été observée sur le membre pathologique à la suite de ce traitement (Bonnyaud et al., 2011).

C. Système oculaire sain constraint

La thérapie par occlusion visuelle asymétrique est utilisée, chez l'enfant et l'adulte, dans le traitement de pathologie oculaire telle que l'amblyopie (Menon, Chaudhuri, Saxena, Gill, & Sachdeva, 2005 ; Stewart, Fielder, Stephens, & Moseley, 2005). En maintenant volontairement l'œil sain fermé à l'aide d'un cache, cette thérapie vise à stimuler de façon plus importante le travail de l'œil déficitaire afin d'améliorer sa performance visuelle. Cependant, ces périodes d'occlusion côté sain doivent être transitoires pour ne pas affecter le potentiel de ce dernier (Stewart et al., 2005).

Ces résultats admettent qu'en présence d'une contrainte unilatérale, la bilatéralisation des contraintes affecte les capacités fonctionnelles et la performance générée du côté sain.

1.2 La symétrie : fondement du contrôle moteur et optimisateur de la performance

1.2.1 Symétrie et contrôle moteur

A. Symétrie de coordination et commande centrale

La commande centrale ou système nerveux central (SNC) assure le contrôle moteur. Elle est composée d'une partie supraspinale (cerveau, cervelet, tronc cérébral) et d'une partie médullaire ou spinale (moelle épinière, Figure 4). Le SNC est considéré comme un système vivant auto-organisé puisque son organisation hiérarchisée lui permet de maintenir un équilibre et une coordination motrice (Kerlirzin, Dietrich, & Vieilledent, 2009).

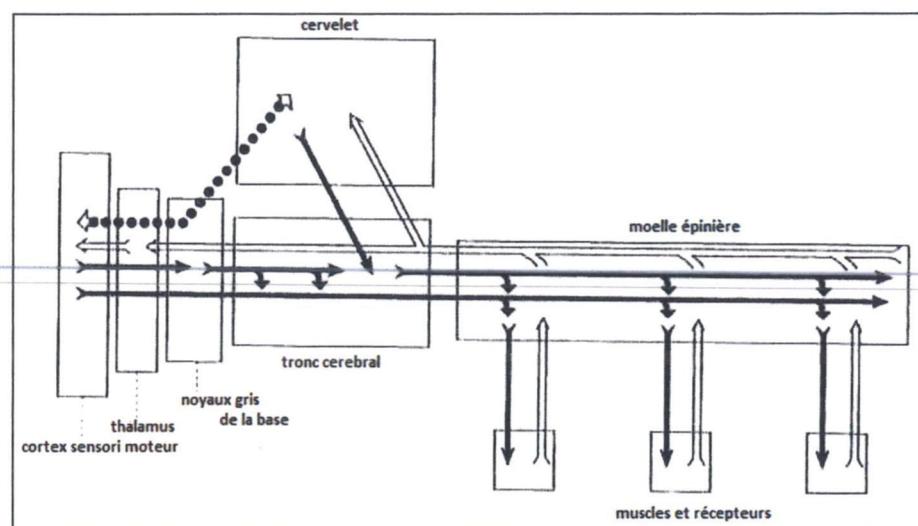


Figure 4. Hiérarchisation des échanges nerveux de la commande centrale (Bouisset, 2002).

Cette coordination est définie comme un processus multifactoriel (système ostéo-articulaire, capsulo-ligamentaire, musculo-tendineux...) regroupé en une seule et même unité fonctionnelle (Kerlirzin & coll., 2009). Elle peut être globale, intéressant alors une chaîne articulée ou bien focalisée sur une articulation ciblée (Bouisset, 2002).

Les études menées sur la coordination des membres inférieurs (Bonnard & Pahlous, 1993 ; Clark, Truly, & Phillips, 1993) ont mis en évidence que les sujets étaient capables d'intégrer des contraintes expérimentales bilatérales tout en stabilisant un nouveau mode de coordination.

En effet, Vereijken (1991) a montré, dans le cadre d'entraînement de ski sur simulateur, que les sujets étaient capables de synchroniser la fréquence des mouvements imposés par le simulateur avec celle des oscillations de leur centre de gravité. Des résultats identiques ont été rencontrés lors d'une tâche de coordination simultanée : marche/frappes de mains. Les sujets présentaient alors une coordination parfaite avec une frappe par pas (Muzii, Lamm Warburg, & Gentile, 1984 ; Kelso & Jeka, 1992 ; Whitall & Getchell, 1996).

D'après Kelso & Schöner (1988), le SNC utiliserait préférentiellement des patrons de coordination symétrique. Cet argument pourrait justifier le caractère bilatéral de la réorganisation motrice observée, en présence d'une atteinte unilatérale, lors d'une tâche de rattrapage de l'équilibre (Do et al., 1990 ; Do & Roby-Brami, 1991 ; Thoumie & Do, 1996).

Dans la marche, la coordination entre les membres inférieurs serait régulée par le biais d'informations sensorielles recueillies au niveau du générateur spinal de marche (Zehr & Duysens, 2004). Récemment, il a également été démontré qu'un réflexe spinal croisé, véhiculé par les afférences provenant des fuseaux neuromusculaires, intervenait dans cette régulation (Gervasio, Farina, Sinkjaer, & Mrachacz-Kersting, 2013).

B. Symétrie de la tâche motrice et mouvements préparatoires anticipés

L'exécution de tout mouvement volontaire est précédée par la mise en jeu de mouvements préparatoires. Ces mouvements préparatoires anticipés, régulés par le SNC en boucle ouverte sans utilisation de feedback rétro-correctif (Massion, 1992), sont nommés « ajustements posturaux anticipateurs » (APA).

Le rôle fonctionnel des APA est de réduire les futures perturbations qui s'opposeront à l'exécution du mouvement afin de permettre le maintien de l'équilibre postural au cours de celui-ci (Belenkii Gurfinkel, & Paltsev, 1967 ; Lepers & Brenière, 1995 ; Bouisset & Zattara, 1987 ; Massion, 1992 ; Bouisset & Do, 2008).

Les APA intéressent aussi bien les mouvements analytiques du membre supérieur (Bouisset & Zattara, 1983) que les mouvements globaux tels que la marche et son initiation (Carlsöö, 1966 ; Herman, Cook, Cozzens, & Freedman, 1973 ; Cook & Coozens, 1976 ; Mann, Hagy, White, & Lidell, 1979 ; Brenière, Do, & Sanchez, 1981 ; Lepers & Brenière, 1995).

Ils confèrent aux membres inférieurs un rôle de support indispensable pour réaliser des mouvements spécifiques au niveau des membres supérieurs. En effet, il a été démontré que les premiers muscles activés lors d'un mouvement d'élévation du bras en position debout étaient ceux des segments jambiers intervenant dans le contrôle postural, quelques 50 à 100 millisecondes avant l'activation des muscles principaux moteurs (Belenkii et al., 1967).

De plus, ces APA seraient sensibles au caractère symétrique ou asymétrique des contraintes posturo-cinétiques subies par le corps humain. Effectivement, il a été mis en évidence un allongement de la durée des APA lorsque le mouvement à venir induisait de l'asymétrie dynamique (Zattara & Bouisset, 1986 ; Yiou, Hamaoui, & Le Bozec, 2007).

C. Symétrie d'activation cérébrale et mouvement volontaire

Concernant les processus neurophysiologiques propre à l'exécution du mouvement volontaire, la commande supraspinale transformerait l'idée du mouvement en commande motrice. Elle superviserait la commande spinale, cette dernière modulant à son tour l'activité d'un patron central (Van de Crommert, Mulder & Duysens, 1998).

La programmation du mouvement humain volontaire serait alors générée par une activation symétrique du cortex cérébral comme montré dans la figure 5 (Cheyne & Weinberg, 1989 ; Kristeva, Cheyne, & Deecke, 1991 ; Taniguchi et al., 1998 ; Babiloni et al., 2001 ; Hoy, Fitzgerald, Bradshaw, Armatas, & Georgiou-Karistianis, 2004 ; Vuillemoz, Raineteau, & Jabaudon, 2005 ; Cheyne, Bakhtazad, & Gaetz, 2006).

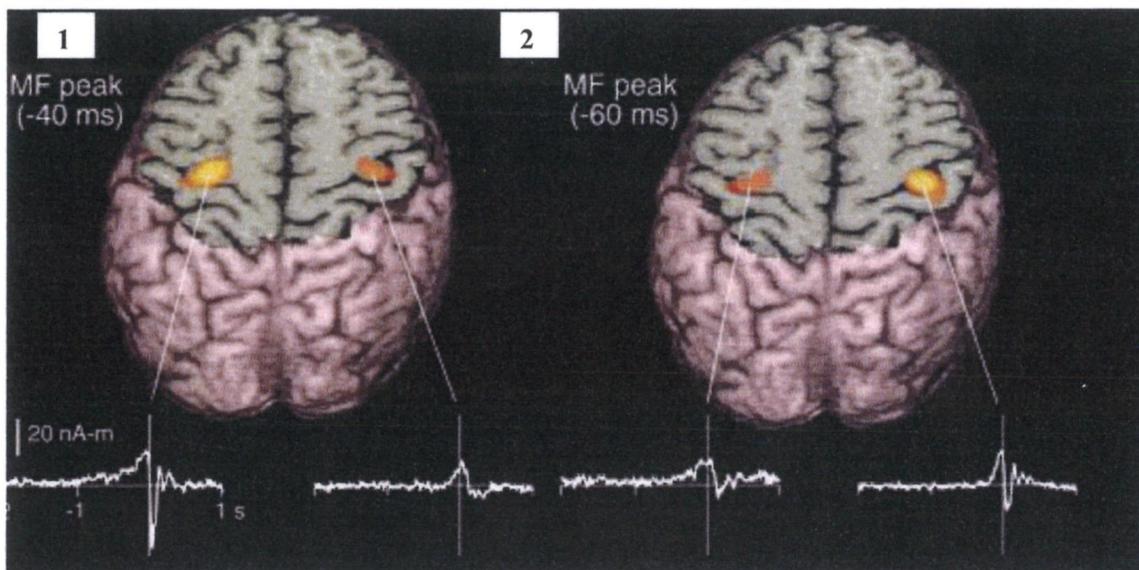


Figure 5. Activation cérébrale symétrique synchrone lors de l'exécution d'un mouvement unilatéral de l'index à droite (1) et à gauche (2), issue de Cheyne, Bakhtazad, & Gaetz, 2006.

Cette programmation s'appuyerait donc sur une base neurologique symétrique mais également croisée (Figure 6). En effet, les informations recueillies par le membre homolatéral pourraient avoir des répercussions sur le membre controlatéral par l'intermédiaire de connexions transcorticales. Des modifications électromyographiques ont été observées lors d'une tâche manuelle unilatérale du côté controlatéral au mouvement exécuté chez l'adulte sain (Ridderikhoff, Daffertshofer, Peper, & Beek, 2005).

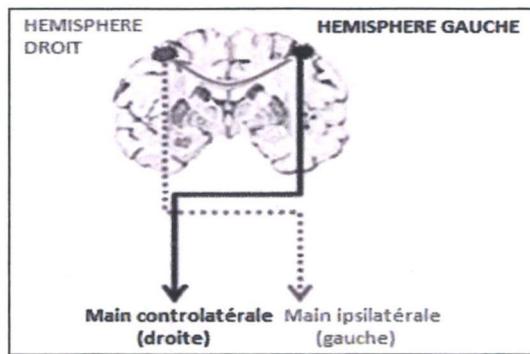


Figure 6. Schématisation de la communication cérébrale croisée lors de l'exécution d'un mouvement volontaire unilatéral (Barral et al., 2009).

De plus, lorsque le niveau de contrainte (complexité, force ou fatigue) de la tâche motrice exécutée volontairement augmente, des mouvements physiologiques involontaires en miroir, également nommée syncinésie d'imitation (Durwen & Herzog, 1992 ; Mayston, Harrison, & Stephen, 1999), sont alors observés chez l'adulte sain (Armatas, Summers, & Bradshaw, 1994 ; Vardy Daffertshofer, Ridderikhoff, & Beek, 2007 ; Barral, Albaret & Hauert, 2009).

D. Symétrie d'exécution et mouvement volontaire

Réaliser un acte moteur de façon symétrique ne signifie pas que le mouvement soit toujours exécuté dans la même direction entre le côté droit et gauche du corps. En effet, il existe deux types de mouvements symétriques (Kelso, Schöner, Scholz, & Haken, 1987 ; Mechsner, Kerzel, Knoblich & Prinz, 2001) :

- des mouvements symétriques asynchrones dits « en antiphase » ou alternés (Figure 7), observés par exemple au niveau des membres inférieurs lors de la marche ;
- des mouvements symétriques synchrones dits « en phase » (Cf. Figure 7), retrouvés par exemple aux membres supérieurs lors d'une tâche d'élévation bilatérale.

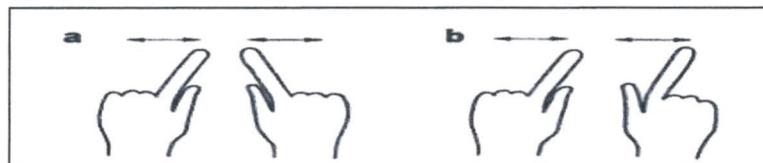


Figure 7. Mouvements symétriques des doigts en « antiphase » (a) et « en phase » (b), issue de Mechsner et al (2001).

Ces théories sous entendent que la commande motrice est « câblée » symétriquement dans le but d'activer synergiquement des groupes musculaires homologues (Cheyne et al., 2006 ; Barral et al., 2009). De ce fait, les mouvements volontaires symétriques, seraient plus performants que les mouvements asymétriques (Barral et al., 2009).

1.2.2 Symétrie et performance

A. Entraînement symétrique et amélioration de la performance motrice

L'entraînement par mouvement bilatéral symétrique (MBS) améliore la performance motrice et le contrôle moteur du membre supérieur, notamment en cas d'atteinte neurologique asymétrique, comme observé chez l'hémiplégique (Muddie & Matyas, 1996, 2000, 2001; Whitall, McCombe, Silver, & Macko, 2000 ; Luft et al., 2004 ; Hesse et al., 2005 ; McCombe & Whitall, 2008 ; Cauraugh, Lodha, Naik, & Summers, 2010 ; Lin et al., 2010).

Aux membres supérieurs, la symétrie d'exécution permettrait de réduire le déficit neuromoteur affectant le côté atteint par le biais de la plasticité cérébrale (Levy et al., 2001 ; Cauraugh, Kim, & Duley, 2005 ; Cauraugh & Summers, 2005 ; McCombe & Whitall, 2008). En effet, le temps d'exécution, le pic de vitesse, et le déplacement de celui-ci sont améliorés (Lin et al., 2010). L'activation de réseaux neuronaux communs à chaque hémisphère lors du recrutement de groupes musculaires homologues favoriserait la plasticité neuronale (Lin et al., 2010).

Comparativement à un entraînement asymétrique, le MBS améliorerait d'avantage l'habileté fonctionnelle du membre pathologique (Summers et al., 2007). De plus, contrairement au traitement standard et à celui utilisant la technique du « membre contraint » (MC), le MBS permettrait d'accroître la génération de force lors de l'initiation du mouvement, que celui-ci soit réalisé unilatéralement ou bilatéralement (Wu et al., 2011). Pour Wu et al (2011), ce dernier serait moins performant que le MC pour améliorer l'habileté fonctionnelle et la qualité d'utilisation du membre déficitaire (Wu et al., 2011).

Par ailleurs, il a été constaté chez l'hémiplégique (Dejong & Lang, 2012) et le Parkinsonien (Gorniak, Machado & Alberts, 2005) lors de tâche manuelle de serrage que la force produite était améliorée sur le membre déficitaire lorsque le mouvement était réalisé bilatéralement versus unilatéralement.

L'ensemble de ces résultats laisse supposer que le SNC pourrait être plus performant lorsque la tâche motrice est exécutée de façon symétrique et synchrone comparativement à une action unilatérale.

Aux membres inférieurs, Kautz & Patten (2005) ont également observé, lors d'une tâche de pédalage réalisée chez l'hémiplégique, que la génération du pattern moteur propre au membre déficient pouvait être influencée par l'intervention du membre sain. En effet, la performance motrice produite par le membre hémiplégique était meilleure lorsque celle-ci couplait l'action des deux membres.

Ces données suggèrent, qu'en présence d'une contrainte unilatérale, la performance motrice est influencée par le caractère symétrique ou asymétrique de la tâche alternée réalisée (i.e pédalage).

B. Symétrie des informations musculaires et amélioration de la performance locomotrice

L'induction de vibrations musculaires symétriques, réalisée de façon alternée au niveau des membres inférieurs, sur les muscles Soleus et Tibialis Anterior, améliore la vitesse de marche aussi bien chez le sujet sain, que chez le sujet Parkinsonien (De Nunzio, Grasso, Nardone, Godi, & Schieppati, 2010).

Par ailleurs, Courtine et al. (2001) ont montré que les vibrations réalisées symétriquement en continue sur les tendons d'Achille n'étaient pas néfastes pour la locomotion puisqu'elles n'altaient pas la vitesse de marche, ni l'activité EMG des muscles Soleus et Tibialis Anterior.

La performance développée dans une activité locomotrice alternée pourrait donc potentiellement être améliorée en présence d'informations afférentes symétriques.

C. Symétrie de la qualité des appuis et amélioration de la performance locomotrice

La performance motrice développée au cours de la course semble être sensible à la qualité des appuis et au caractère symétrique ou asymétrique des informations sensori-motrices transmises par ceux-ci. En effet, chez les athlètes amputés bilatéraux, le caractère symétrique du port d'appareillage leur permettraient d'être plus rapides, de mieux restituer l'énergie (Noroozi et al., 2012), de diminuer la phase durée de la phase oscillante et d'augmenter la longueur du pas comparativement aux amputés unilatéraux (Weyand & Bundle, 2010).

D'un point de vue fonctionnel, les prothèses du membre inférieur proposées aux amputés tendent de plus en plus à reproduire une qualité d'appui identique à celle du membre sain (Su, Gard, Lipshutz, & Kuiken, 2007 ; Hansen, Miff, Childress, Gard , & Meier, 2010). Cette recherche de symétrisation des appuis pourrait permettre d'améliorer la qualité et la performance de marche chez ces patients.

Ainsi une qualité d'appui symétrique permettrait de générer une vitesse plus grande lors de l'exécution d'une tâche locomotrice.

1.2.3 Conclusion de l'analyse bibliographique sur l'asymétrie et la symétrie des contraintes.

En cas de contrainte unilatérale :

- L'atteinte asymétrique entraîne une modification symétrique de la commande centrale ;
- La performance produite par le côté contraint diminue.
- L'atteinte asymétrique induit une augmentation des contraintes biomécaniques exercées sur le côté sain perturbant ainsi le pattern moteur de ce membre et diminuant alors symétriquement le niveau de performance aussi bien du côté pathologique, que du côté sain.

En cas de contrainte bilatérale :

- Le SNC bénéficie d'une base sensomotrice symétrique lui permettant de maintenir, voir améliorer la performance motrice (i.e. force et vitesse) exécutée lors d'une tâche symétrique synchrone ou alternée.
- La bilatéralisation des contraintes utilisées en rééducation (i.e. application d'une contrainte surajoutée sur le membre sain dans un contexte pathologique unilatéral) permet d'améliorer la performance motrice du côté pathologique.
- L'exécution de mouvements bilatéraux symétriques permet d'améliorer la performance du membre pathologique par le biais de la plasticité cérébrale.

1.3 Le phénomène d'initiation de la marche : un programme moteur symétrique régulant asymétriquement les forces de propulsion et le contrôle de l'équilibre postural

1.3.1 Les appuis : un rôle asymétrique dans la génération des forces de propulsion

A. Appuis, séquence musculaire et initiation du premier pas

D'après Perry (1992), les fonctions locomotrices de la marche sont : la progression du corps, le contrôle de l'équilibre postural, l'absorption des chocs et la conservation d'énergie. Or, toutes ces fonctions sont majoritairement assurées par l'articulation de cheville (Winter, 1983 ; Hansen, Childress, Miff, Gard, & Mesplay, 2004 ; Hansen et al., 2010). La cheville peut supporter jusqu'à sept fois le poids du corps au cours de la marche (Hintermann, 2005) et son secteur utile lors de celle-ci est d'environ 10° pour la flexion dorsale (Dufour & Pillu, 2005) et 15° de flexion plantaire (Leardini, 2001).

Le déroulement des appuis sur le sol a été décomposé par Perry (1992) en trois pivots successifs. Ces pivots s'effectuent autour du talon, de la cheville et de l'avant pied (Figure 8).

Avant de quitter le sol, l'avant pied effectue un roulement autour des métatarses et des orteils (Viel & Esnault, 2000 ; Dufour & Pillu, 2005). La mobilité en flexion dorsale de l'articulation métatarso-phalangienne de l'hallux (MTP I) joue donc un rôle important dans le déroulement du pas sur le sol. En effet, celui-ci nécessite l'utilisation de 3/5^{ème} des capacités articulaires de la MTP I (Refshauge et al., 1998 ; Hamel, Donahue, & Sharkey, 2001) nécessaire à la réalisation du 3^{eme} pivot avant le décollement des orteils (Perry, 1992).

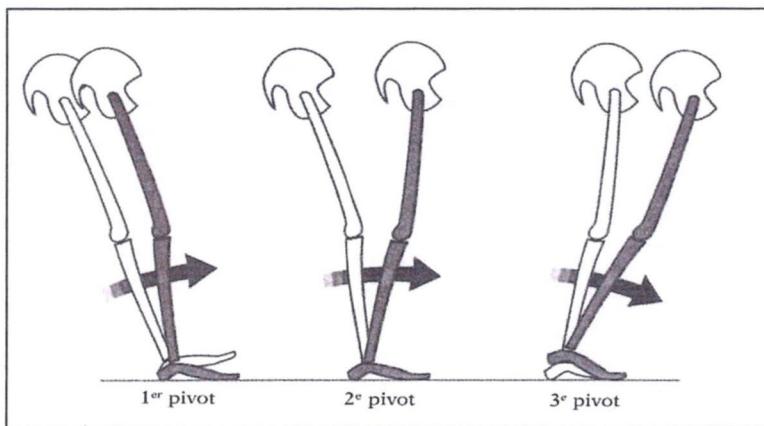


Figure 8. Système des trois pivots de la cheville au cours de la marche (Perry, 1992).

Musculairement, la transition d'une posture debout immobile à un état de marche stationnaire, définissant ainsi l'IM, est produite par une séquence inhibition/activation des muscles agonistes et antagonistes de la cheville. Cette séquence programmée symétriquement permet la création de moments de force au niveau des articulations de la hanche et de la cheville qui font pivoter le corps autour du futur pied d'appui.

Ainsi, la flexion dorsale de cheville tend à augmenter juste avant le décollement du talon (Park, Choi, Ryu, Kim, & Kim, 2009) pour permettre au corps de progresser vers l'avant. Celui-ci est alors comparé à un pendule inverse lors de l'initiation du pas (Brenière & Do, 1986, 1987 ; Brunt et al., 1991 ; Elble, Moody, Leffler, & Sinha, 1994).

Au cours de la phase de préparation posturale, on observe chez le sujet sain la séquence « inhibition du Soleus/activation du Tibialis Anterior (TA) » sur chacun des deux membres inférieurs de façon simultanée et stéréotypée (Figure 9). Cette séquence constituait selon Crenna & Frigo (1991) un programme moteur unique.

Cependant, la bouffée initiale EMG du TA présente lors de la phase de préparation posturale covarie avec la seconde bouffée EMG du Soleus intervenant au cours de la phase d'exécution du mouvement (Cook & Cozzens, 1976 ; Brunt et al., 1991). En effet, sous l'augmentation de la vitesse d'IM, la durée d'activation du TA augmente tandis que celle de la seconde bouffée du Soleus diminue. Cela laisse supposer que la séquence « inhibition du Soleus/activation du TA » ne s'inscrit pas dans un programme moteur unique mais est une composante d'un programme plus large régulant le membre inférieur d'appui tout au long du processus d'IM (Brunt et al., 1999). En effet, Brunt et al. (1999) ont mis en évidence que le processus d'IM est composé de deux programmes moteurs distincts et coordonnés séparés par le décollement talonnié.

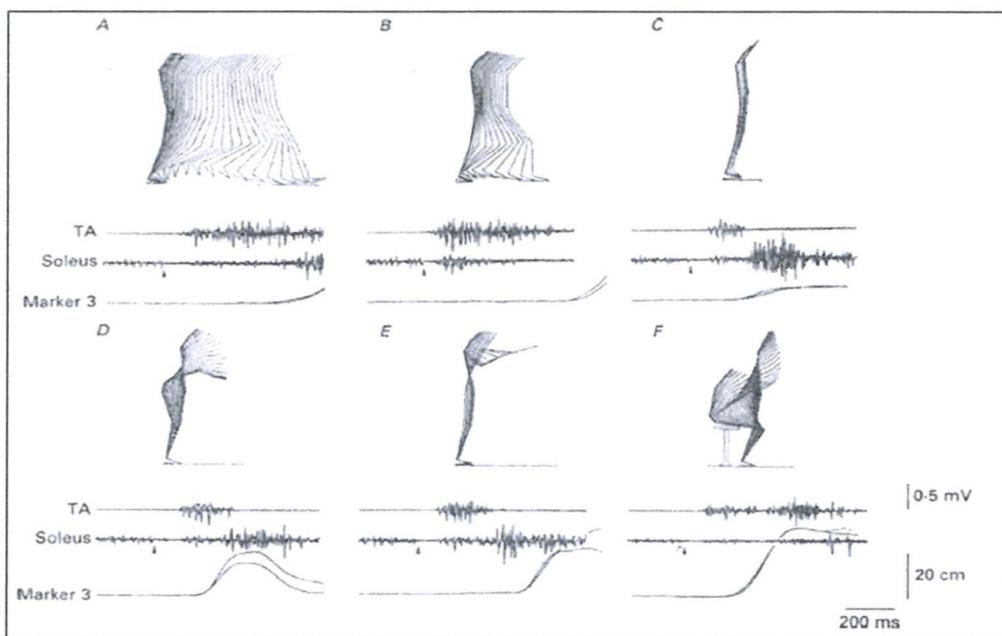


Figure 9. Séquence motrice « inhibition des Soleus/activation des Tibialis Anterior » permettant l'initiation d'un acte moteur orienté antérieurement.

A : membre d'appui initiant la marche ; B : membre oscillant initiant la marche ; C : montée sur la pointe des pieds ; D : flexion antérieure du tronc ; E : lancé vers l'avant à deux mains ; F : se relever (Crenna & Frigo, 1991).

La séquence musculaire synergique « inhibition du Soleus /activation du TA » favorise un recul du centre des pressions (Brenière et al., 1987 ; Brunt et al., 1991 ; Crenna & Frigo, 1991 ; Jian, Winter, Ishac, & Gilchrist, 1993) qui se dirige également vers le membre inférieur oscillant du fait de l'activation des muscles abducteurs de hanche côté pendulaire (Rogers & Pai, 1990).

A l'inverse, sous l'action des muscles de hanche et de cheville, le centre de gravité est propulsé en avant et proche du pied d'appui. Il se produit donc au cours de la préparation posturale une dissociation du couple CP/CG, appelée également « couple des déséquilibres ».

B. Génération des forces de propulsion lors de la phase de préparation posturale

Pendant la phase d'anticipation posturale, l'activité EMG du Tibialis Anterior (TA) covarie de façon linéaire avec le recul du centre de pression (Crenna & Frigo, 1991 ; Lepers & Brenière, 1995). De plus, Cook & Cozzens (1976) ont montré chez le sujet sain que l'augmentation de l'activité EMG du TA était liée à l'accroissement de la vitesse de marche.

Au cours de cette phase, l'activité EMG du muscle Soleus reste tonique et ce, particulièrement sur le pied d'appui. Cette activité servirait à augmenter la raideur de cheville pour conférer une base posturale stable au départ du mouvement d'IM.

Concernant le Soleus du membre inférieur oscillant, Brenière & Do (1987) ont montré que l'activation de ce muscle permettait le décollement du talon. Cette activation, bien que modifiant les pressions sous le pied pendulaire, n'aurait aucun effet propulsif sur le CG et ne modifierait donc pas la vitesse de progression du centre de gravité (Lepers & Brenière, 1995 ; Brenière & Do, 1987 ; Michel & Do, 2002).

Au cours de la phase d'anticipation, les forces de propulsion sont majoritairement produites sous le futur pied oscillant (Michel & Chong, 2004). En effet, pendant la période de préparation posturale les forces verticales produites sous le futur pied pendulaire augmentent de façon importante (Patchay, Gahéry, & Serratrice, 2002) en corrélation avec l'amplitude du mouvement (Béraud & Gahéry, 1995) tandis que celles localisées sous le pied d'appui diminuent suite à une activité musculaire quasi-isométrique. Cette variation de forces verticales entre le pied d'appui et le futur pied oscillant n'est pas observée lorsque la jambe quitte passivement le sol suite à une poussée du sujet au niveau de l'épaule (Gahéry, Viton, & Béraud, 1994).

C. Génération des forces de propulsion lors de la phase d'exécution du mouvement

Sous l'action de la gravité et suite au décollement du pied pendulaire, le CG accélère antérieurement par rapport au sujet puis subit une décélération jusqu'à l'obtention d'une valeur nulle d'accélération. Au cours de la phase d'exécution du pas la vitesse antéropostérieure du CG est en constante augmentation et l'obtention d'un pic de vitesse maximale signe l'instant où se termine cette phase.

Cette vitesse obtenue à la fin de l'IM covarie avec la vitesse du CG obtenue au moment du décollement du talon (Lepers & Brenière, 1995). Pendant ce temps, le CP, qui se dirige également vers l'avant du pied, stabilise son déplacement latéral.

Concernant les forces musculaires, l'analyse de l'activité électromyographique des muscles de cheville met en évidence une activation du Soleus d'appui lors du décollement du pied oscillant et ce jusqu'au poser du pied pendulaire (Brenière, et al., 1981 ; Brenière et al., 1987 ; Winter, 1983 ; Brunt, Short, Trimble, & Liu, 2000).

En parallèle de cette analyse, de nombreuses études ont attribué aux muscles fléchisseurs plantaires de cheville, et notamment au Soleus du pied d'appui, un rôle fonctionnel de « poussée » sur le sol lors de l'exécution du pas (Winter, 1980, 1983 ; Winter & Sienko, 1988 ; Kepple, Siegel, & Stanhope, 1997 ; Neptune, Kautz, & Zajac, 2001 ; McGowan, Kram, & Neptune, 2009 ; Bogey, Gitter, & Barnes, 2010 ; Clark, Ting, Zajac, Neptune, & Kautz, 2010 ; Hansen et al., 2010).

Cependant, les résultats obtenus chez l'amputé viennent contredire cette hypothèse. En effet, chez l'amputé (Michel & Do, 2002) la vitesse de progression du CG reste identique, que la marche soit initiée avec un pied d'appui sain ou un pied d'appui prothétique. Le Soleus n'aurait donc pas un rôle propulseur mais interviendrait principalement dans le contrôle de l'équilibre postural en participant activement au freinage de la chute verticale du CG (Welter et al., 2008) ainsi qu'à celui de son moment antérieur lors de l'IM (Simon, Mann, Hagy, & Larsen, 1978 ; Sutherland, Cooper, & Daniel, 1980 ; Honeine, Schieppati, Gagey, & Do, 2013). Il contrôlerait également indirectement la longueur du pas (Simon et al., 1978 ; Sutherland et al., 1980 ; Honeine, et al., 2013).

De plus, l'activité du Soleus du pied d'appui sain chez le sujet amputé fémoral et tibial s'accompagne d'une accélération vers le bas et l'avant du CG dans 50% des enregistrements d'IM (Michel, 2003). Cela est en inadéquation avec l'hypothèse propulsive attribuée au Soleus.

D'autre part, les résultats obtenus lors d'un protocole avec tâche de rattrapage de l'équilibre (Do, Brenière, & Bouisset, 1988) ou menés sur tapis roulant (Arsenault, Winter, & Marteniuk, 1986a ; Murray, Spurr, Gardner, & Mollinger, 1985), confortent cette inadéquation. Ils soulignent une augmentation de l'activité du Soléaire, restant supérieure à celle observée généralement lors de progression dynamique, alors que paradoxalement les forces de propulsion sont générées passivement.

Lewek (2011) a mis en évidence dans un protocole de marche sur tapis roulant que l'allégement du poids de corps, notamment sur la jambe d'appui, n'entraîne aucune modification de l'activité EMG des muscles Solaires et Gastrocnémiens comparativement au même protocole sans allégement.

Pour Sutherland et al. (1980), ainsi que Perry (1992), les muscles fléchisseurs plantaires apporteraient une stabilité à l'articulation du genou et de la cheville. Ils limiteraient la rotation antérieure du tibia sur le talus pendant la phase de simple appui et conserveraient une partie de l'énergie cinétique développée au cours de la marche afin de minimiser les oscillations verticales du CG. Ces muscles n'auraient donc aucun rôle propulseur. En effet, il a été montré, après paralysie expérimentale du triceps sural par blocage nerveux, que l'augmentation de la vitesse horizontale et verticale au cours du cycle de marche était liée à une chute exagérée du CG et non à un surplus d'activation du triceps (Sutherland et al., 1980).

Une troisième hypothèse, dans la littérature, attribue aux fléchisseurs plantaires de cheville un rôle d'accélération du membre inférieur au cours de la phase pendulaire (Hof, Nauta, Vanderknaap, Schallig, & Struwe, 1993 ; Meinders, Gitter, & Czerniecki, 1998).

Au final, la génération des forces de propulsion au cours de l'IM ne résulterait pas de l'action du Soleus mais serait la conséquence d'un mouvement balistique décrivant une chute vers l'avant (Lepers & Brenière, 1995). Les forces de propulsion pourraient être également produites par un mouvement de « balancé » du membre inférieur pendulaire (Dillingham, Lehmann, & Price, 1992 ; Whittlesey, van Emmerik, & Hamill, 2000) ou du tronc (Thorstensson, Nilsson, Carlson, & Zomlefer, 1984 ; McGibbon & Krebs, 2001) et par l'activité des muscles fléchisseurs de hanche (Arsenault et al., 1986b ; Riley, Della Croce, & Kerrigan, 2001).

1.3.2 Contrôle de l'équilibre postural : un processus asymétrique de freinage assuré par le pied d'appui.

Lors de l'IM chez le sujet sain, le centre de gravité sort de la base de sustentation lors du décollement du pied pendulaire (Brenière & Do, 1986). Le corps n'est donc plus à cet instant en situation d'équilibre et compte tenu de son avancé le CG chute verticalement sous la contrainte des forces gravifiques (Winter, 1995). En effet, chez le sujet sain la vitesse verticale maximale atteinte par le centre de gravité lors de sa chute est corrélée à la longueur du pas : plus la longueur du pas est grande plus cette vitesse est élevée (Welter et al., 2007 ; Chong et al., 2009).

La vitesse verticale de chute du CG montre des valeurs négatives durant la phase de simple appui comprise entre le décollement des orteils (TO) et le poser du pied pendulaire (FC). Elle décrit ainsi une courbe en « V », caractéristique de cette chute (Figure 10).

Or, avant le poser du pied, on observe une décélération de la vitesse verticale de chute du CG perdurant jusqu'au FC (Chong & Do, 2003 ; Welter et al., 2007). Cette décélération traduit la mise en place d'un processus de freinage de la chute du CG permettant ainsi au corps de poursuivre la phase d'exécution du mouvement (Welter et al., 2007 ; Chastan et al., 2009 ; Chong et al., 2009). Le freinage (ΔV_z , i.e. $\Delta V_z = V_{zFC} - V_{zm}$) résulte de la différence entre la vitesse verticale du centre de gravité à l'instant du poser du pied pendulaire (V_{zFC}) et la vitesse maximale verticale du centre de gravité atteinte juste avant le poser du pied pendulaire (V_{zm}).

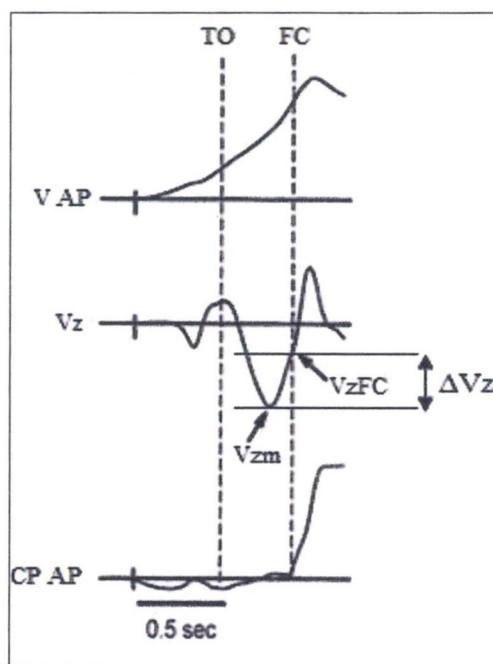


Figure 10. Tracés biomécaniques type caractérisant le freinage de la chute verticale du CG chez un sujet sain lors de l'IM (Chong et al., 2009).

V AP : vitesse antéropostérieure de progression du CG ; Vz : vitesse verticale du CG ; CP AP : déplacement antéropostérieur du centre des pressions ; TO : décollement des orteils ; FC : instant du poser du pied pendulaire ; Vzm : pic de vitesse verticale de la chute du CG ; VzFC : vitesse verticale du CG à l'instant du FC ; ΔV_z : freinage de la chute verticale du CG.

Deux modes de freinage peuvent être effectués afin de contrôler la vitesse de chute verticale du CG au cours de l'exécution du premier pas :

- 1- Le sujet peut freiner passivement la chute du CG en posant directement le pied oscillant sans décélération préalable de la vitesse de chute du CG. Par conséquent, le freinage « passif » serait un mode de freinage pathologique et/ou anormal qui soulignerait l'existence d'une perturbation du contrôle de l'équilibre postural (Welter et al., 2007 ; Chastan et al., 2009, 2009 ; Chong et al., 2009).
- 2- Le freinage de la chute du CG peut également être réalisé activement par le biais des muscles antigravitaire de façon anticipée juste avant le poser du pied pendulaire (Brenière & Bril, 1988) afin de limiter le choc pied/sol (Welter et al., 2007 ; Chong et al., 2009) tout en conservant au préalable une décélération de la vitesse de chute du CG (Brenière & Bril, 1988 ; Welter et al., 2007 ; Chastan et al., 2009 ; Chong et al., 2009).

Ce mode « actif » est défini comme faisant partie intégrante du pattern de la marche saine et reflète ainsi le bon fonctionnement des mécanismes physiologiques sous-jacents au contrôle de l'équilibre postural (Welter et al., 2007 ; Chong et al., 2009 ; Defebvre & Lacour, 2011).

Ce freinage actif ne serait pas mis en jeu avant l'âge de 4 ans, puisque avant cette période, l'enfant n'est capable de développer qu'un freinage passif (Brenière & Bril, 1988). L'enfant n'aurait soit pas intégré le rôle de contrôle postural propre au membre inférieur d'appui, soit n'aurait pas acquis le contrôle postural nécessaire au maintien de l'équilibre unipodal lors de la phase de simple appui (Brenière & Bril, 1988 ; Brenière, Bril, & Fontaine, 1989). L'application du freinage actif mise enjeu par le SNC requiert donc par conséquent un processus de maturation et d'apprentissage (Bril & Brenière, 1992 ; Ledebt, Bril, & Brenière, 1998).

1.3.3 Les facteurs intervenant dans la dégradation du processus de freinage

A. Le vieillissement physiologique

Il a été observé une dégradation du processus actif de freinage chez le sujet âgé sain (Chong et al., 2009). Il semblerait que le sujet âgé ne puisse pas maintenir de façon constante la vitesse verticale du CG à l'instant du poser du pied et ceci d'autant plus que la longueur du pas devient importante (Chong et al., 2009).

Le vieillissement physiologique, notamment du système nerveux central, semble être en partie responsable de l'altération du processus de freinage actif de la chute du CG au cours de l'IM (Chong et al., 2009 ; Chastan et al., 2009a, 2009b).

B. L'altération du système nerveux central

L'altération du processus actif de freinage a été observée dans le cadre de pathologies développées avec l'avancée en âge et propre au système nerveux central telles que : la maladie de Parkinson (Chastan et al., 2009b) ou la paralysie supranucléaire progressive (Welter et al., 2007). Cette dégradation du freinage pourrait être liée à l'atrophie du mésencéphale retrouvée chez le Parkinsonien (Chastan et al., 2008 ; Peppe et al., 2010).

L'altération des structures dopaminergiques cérébrales communes à ces pathologies neurologiques (Welter et al., 2007 ; Chastan et al., 2009a, 2009b) laisse supposer que ces éléments anatomiques, et plus spécifiquement les noyaux gris centraux, interviendraient dans la régulation du freinage.

En effet, l'utilisation de traitements médicamenteux à base de dopamine améliore la capacité active de freinage comme observé chez le Parkinsonien (Chastan et al., 2009a, 2009b).

Par ailleurs, il semblerait que les neurones non dopaminergiques participent également à cette régulation puisque, même sous traitement dopaminergique, certains patients parkinsoniens conserveraient une dégradation du freinage de la chute du CG (Chastan et al., 2009b).

Le freinage actif de la chute du CG serait donc réglé par des structures cérébrales impliquées dans la locomotion et le contrôle postural (Chastan et al., 2009a, 2009b, 2010). La structure locomotrice mésencéphalique, le noyau cunéiforme et le noyau pédonculopontin, déjà identifiés chez l'animal, pourraient être de bons candidats pour assurer le contrôle du freinage de la chute du pied oscillant dans la marche humaine (Takakusaki et al., 2005).

C. La perturbation du système somato-sensorielle

Chez le sujet sain, la perte des afférences visuelles (IM yeux fermés) ne modifie ni la longueur du pas, ni la vitesse antéropostérieure du CG, ni le freinage de la chute verticale du CG (ΔV_z) au cours de la phase de simple appui (Chastan et al., 2010). En revanche, la modification des afférences somatosensorielles (IM sur de la mousse) entraîne une diminution du ΔV_z et de l'activité électromyographique du Soleus d'appui. Cette diminution est accrue lorsque la modification des afférences somatosensorielles est couplée à la fermeture des yeux (Chastan et al., 2010).

De plus, le ΔV_z était également diminué lorsque le sujet exécutait un seul pas sans décollement du talon arrière appartenant au pied d'appui. Cela laisse supposer que le freinage actif de la chute du CG dépend d'une intégration multi-sensorielle mais également des besoins liés au programme moteur (MacLellan & Patla, 2006 ; Chastan et al., 2010). Il pourrait participer au décollement du pied d'appui indispensable pour poursuivre la marche (Defebvre & Lacour, 2011).

D. La diminution de l'activité électromyographique du Soleus d'appui

Le freinage actif de la chute du CG (Welter et al., 2007 ; Chong et al., 2009 ; Chastan et al., 2009a, 2009b, 2010) ainsi que la longueur du pas (Honeine et al., 2013) seraient contrôlés par l'activité des muscles fléchisseurs plantaires et plus spécifiquement par le Soleus du pied d'appui, que la marche soit initiée à vitesse spontanée ou rapide.

En effet, lors de L'IM le corps tombe plus ou moins vite vers l'avant créant ainsi mécaniquement des forces de propulsion. Le Soleus va servir principalement à contrôler la vitesse verticale de chute du centre de gravité puisque la transformation d'énergie de chute est à l'origine de l'énergie cinétique de propulsion dans la marche et son initiation (Cavagna & Franzetti, 1986 ; Honeine et al., 2013).

1.4 Processus d'initiation de la marche et contraintes unilatérales

Le mouvement volontaire est le résultat d'une commande motrice, d'origine centrale. Cette commande, impliquant les systèmes sensorielles périphériques (exemple : le vestibule), va amener une contraction musculaire, elle-même induisant une mobilité des articulations. Des déficits peuvent intervenir sur ces quatre éléments (i.e. commande centrale, vestibule, muscle et mobilité articulaire).

Dans le cas de l'IM, ces déficits impliquent des répercussions sur la phase de préparation posturale et d'exécution du premier pas, donc sous entendu sur la performance.

1.4.1 Déficit de la commande centrale

Les études menées sur l'IM des patients présentant une pathologie neurologique centrale telle que : le syndrome cérébelleux (Timmann & Horak, 2001) et la maladie de Huntington (Delval et al., 2007), montrent que la durée des APA ainsi que celle de la phase d'exécution restent inchangées comparativement aux sujets sains. En revanche, la vitesse de progression antéropostérieure du CG obtenue à la fin du premier pas est plus faible chez ces patients.

Ces résultats suggèrent ainsi qu'en présence d'un défaut de commande centrale les APA ne sont pas prédictives de la vitesse de progression du CG. Malgré, cette diminution de la performance ces sujets conservent un pattern de marche symétrique.

1.4.2 Déficit sensoriel d'origine vestibulaire

Les informations vestibulaires sont indispensables pour l'estimation des déplacements et la navigation spatiale lors de la marche (Berthoz, Israël, Georges-François, Grasso, & Tsuzuku, 1995). En effet, il a été observé, chez le sujet sain au cours de la marche stationnaire, qu'une stimulation galvanique unilatérale favorisait une déviation asymétrique de la trajectoire de la locomotion du côté stimulé et ceci de façon proportionnelle à l'intensité de la stimulation (Bent, McFadyen, Merkley, Kennedy & Inglis, 2000).

L'ensemble de ces données montrent quand présence d'une perte ou, au contraire, d'un surplus d'informations vestibulaires unilatérales, la marche reste asymétrique.

1.4.3 Atteinte périphérique sensorielle cutanée

La paralysie périphérique expérimentale du nerf Tibial induit une perte de sensibilité cutanée plantaire. Cependant, elle n'affecterait pas les forces de réaction au sol, ni les paramètres temporels de l'IM, quel que soit le membre qui initie l'IM (Fiolkowski, Brunt, Bishop, & Woo, 2002).

Or, Fiolkowski et al (2002) évoquent dans leur article une augmentation de la phase de propulsion. Cela semble paradoxal avec les résultats exposés. Dans cette étude, les activités EMG des muscles Solaires et Tibialis Anterior restent inchangées (Fiolkowski et al., 2002).

Pour Fiolkowski et al. (2002), l'instabilité posturale engendrée par l'atteinte périphérique n'aurait aucun impact sur le phénomène de l'IM puisque celui-ci serait sous la programmation et la régulation du système nerveux central. Cette argumentation peut être critiquable. A savoir, l'activité EMG du Tibialis Anterior restant inchangée, le sujet est capable de faire reculer le CP (Crenna et Frigo, 1991) et ainsi générer une vitesse de progression antéropostérieure identique quel que soit le pied initiant la marche (i.e. pied paralysé ou pied sain ; Lepers & Brenière, 1995).

Ils émettent l'hypothèse que des informations sensorielles symétriques seraient préprogrammées par le SNC et pourraient donc, de ce fait, être automatiquement intégrée dans la préprogrammation du mouvement comme également supposé par Burleigh & Horak (1996).

Ces résultats laissent penser que la séquence motrice de l'IM « inhibition du Soleus /activation du TA » pourra toujours être retrouvée indépendamment du caractère symétrique ou asymétrique de la contrainte imposée.

1.4.4 Déficit de la commande centrale associée à une hypomobilité articulaire

Chez l'hémiplégique, la durée de la phase des APA varie en fonction de la fonctionnalité du membre (i.e. sain ou hémiplégique) qui initie le pas (Brunt, Vander Linden, Behrman, 1995 ; Bensoussan et al., 2004).

D'après Brunt, Vander Linden, & Behrman (1995) et Bensoussan et al (2004), lors d'un départ pied sain, cette asymétrie serait due à une répartition asymétrique du poids de corps limitant le transfert de celui-ci du membre sain vers le membre déficient.

D'après Kirker et al. (2000), cela pourrait être également lié à une augmentation de la durée d'activation EMG des muscles abducteurs et adducteurs de hanche côté parétique. Cette interprétation va dans le même sens que Brunt et al. (1995). Lors d'un départ pied pathologique, cette asymétrie persiste puisque le sujet appuie plus sur le membre sain. Cependant, il n'est pas écarté que cette répartition asymétrique du poids du corps puisse également être provoquée par un trouble de la sensibilité : superficielle plantaire ou profonde au niveau de la cheville, induit par la pathologie (Carey, 1995 ; Kim & Choi-Kwon, 1996).

L'exécution de la marche chez l'hémiplégique, est asymétrique (De Quervain, Simon, Leurgans, Pease, & Mc Allister, 1996 ; Bensoussan, Mesure, Viton, Curvale, & Delarque, 2004 ; Hess et al., 1997).

Dans le cas d'une IM départ pied sain, il a été observé une diminution de la longueur du pas, de la vitesse du CG atteinte à la fin du premier pas, de la durée de la phase oscillante ainsi que celle du simple appui. Pour Hesse et al. (1997), ces modifications seraient liées au doute ressenti par ces patients à appuyer sur le membre handicapé compte tenu de sa faiblesse.

Dans le même ordre d'idée, Tokuno & Eng (2006) ont montré que les forces de propulsion antéropostérieures du pied d'appui (i.e. hémiplégique) perturbent l'exécution du pas en termes de performance.

Ces résultats suggèrent l'existence d'une « régulation croisée » soulignant l'existence d'un réflexe spinal croisé au cours de la marche comme démontré par Gervasio et al (2013).

Dans la maladie de parkinson, les patients parkinsoniens présentent une spasticité extrapyramidale. Cette spasticité peut occasionner des raideurs articulaires impliquant une sous utilisation de la flexion dorsale de cheville reportant ainsi leur appui sur les orteils du fait de la spasticité extrapyramidale (Elble, Cousins, Leffler & Hughes, 1996).

Dans le cas de l'IM, le patient parkinsonien présente une diminution de l'amplitude et une augmentation de la durée des APA (Crenna, Frigo, Giovannini, & Piccolo, 1990 ; Ueno, Yanagisawa, & Takami, 1993 ; Gantchev, Viallet, Aurenty, & Massion, 1996 ; Elble et al., 1996 ; Burleigh-Jacobs, Horak, Nutt, & Obeso, 1997 ; Rosin, Topka, & Dichgans, 1997 ; Halliday et al., 1998).

La vitesse de progression antéropostérieure du CG atteinte à la fin du premier pas, et la longueur du pas sont également diminuées comparativement au sujet sain (Gantchev et al., 1996 ; Burleigh-Jacobs et al., 1997 ; Halliday et al., 1998 ; Welter et al., 2007 ; Chastan et al., 2009a ; Roemmich et al., 2012).

La durée de la phase d'exécution du mouvement reste quant à elle inchangée (Gantchev et al., 1996 ; Rosin et al., 1997 ; Halliday et al., 1998).

Les résultats électromyographiques montrent une modification de la séquence « inhibition du Soleus /activation du Tibialis Anterior » chez le Parkinsonien (Crenna et al., 1990 ; Halliday et al., 1998). L'activité EMG du TA était moins importante et souvent unilatérale (Gantchev et al., 1996) avec un recul du CP diminué (Halliday et al., 1998) comparativement au sujet sain.

L'utilisation d'un stimulus auditif permettrait de diminuer la durée de la phase de double appui et d'améliorer le recul postérieur du CP ainsi que la vitesse de progression (Dibble et al., 2004) chez le sujet Parkinsonien.

Il serait donc possible que l'utilisation d'informations sensorielles symétriques pourrait améliorer la phase de préparation posturale et la performance obtenue à la fin du premier pas.

1.4.5 Atteinte musculaire

L'étude menée par Madeleine et al. (1999) montre qu'en présence d'une myalgie expérimentale unilatérale provoquée sur le Tibialis Anterior du pied de départ, le SNC opère une réorganisation motrice bilatérale caractérisée par une augmentation de l'activité du TA controlatéral. Cette organisation viserait à conserver l'amplitude de recul du CP, étant donné qu'il y a une relation entre l'intensité de la contraction du TA et le recul du CP (Lepers & Brenière, 1995).

1.4.6 Modification articulaire

A. Hypomobilité articulaire

L'hypomobilité est un signe clinique retrouvé dans de nombreuses pathologies orthopédiques et rhumatologiques. Les données de la littérature montrent que les sujets avec une amputation d'un membre inférieur (Michel, 2003 ; Michel & Do, 2002 ; Michel & Chong, 2004) ou les sujets avec une gonarthrose unilatérale (Viton et al., 2000) modifient les APA selon l'état fonctionnel du membre inférieur (i.e. sain ou pathologique).

Lorsque le pas était exécuté avec le membre inférieur sain (i.e. le sujet est en appui prothétique ou arthrosique) la durée et l'amplitude des APA étaient augmentées relativement aux valeurs des sujets témoins. Selon Rossi et al. (1995), cela retarderait la mise en charge du segment jambier pathologique et diminuerait le temps d'exposition du membre prothétique aux risques de douleur. En revanche, lors d'un départ côté prothétique, la durée des APA était plus courte (Michel & Chong, 2004). Pour Isakov et al. (2000), cela pourrait être due à l'hypomobilité articulaire, inhérente au membre prothétique, obligeant le pied pathologique à décoller plus tôt du sol.

Cependant, plusieurs autres explications sont possibles concernant ces modifications. Il a été montré par Michel & Chong (2004), en utilisant deux plateaux de forces, que les forces de réaction du sol, à l'origine des forces de propulsion, provenaient principalement du pied départ pendant les 2/3 de la phase des APA et que celles du pied d'appui étaient largement plus faibles et ne croissaient que dans le dernier tiers de la phase.

En d'autres termes, la stratégie adoptée, lors d'une marche initiée côté lésé, était un départ précoce pour disposer d'une durée de simple appui allongée, étant donné que la jambe de départ ne produisait pas ou peu de forces de propulsion.

Cette stratégie « fonctionnelle » peut s'accompagner d'une modification du schéma corporel consécutive à une perte sensitivo-sensorielle laquelle modifierait le réglage des APA (Saradjian, Tremblay, Perrier, Blouin & Mouchnino, 2013).

En revanche, lors d'un départ avec le membre sain, l'augmentation de la durée des APA permettrait de disposer un temps plus long pour générer le plus de forces de propulsion possible et anticiperait sur la phase de simple appui sur le membre prothétique qui va succéder. Compte tenu des différentes adaptations « locales » en fonction du membre qui initie l'IM (i.e. sain ou pathologique), on peut émettre l'hypothèse que le SNC génère un programme moteur spécifique pour chaque membre.

L'exécution de la marche, chez l'amputé et le gonarthrosique, est asymétrique. Ces patients cherchent à passer le moins de temps possible en appui sur le membre déficient en raccourcissant la longueur du pas et la durée de la phase de simple appui lorsqu'ils sont en appui sur ce membre (Nissan, 1991 ; Rossi et al., 1995 ; Viton et al., 2000 ; Michel & Do, 2002).

Les amputés (Michel & Do, 2002 ; Michel, 2003 ; Michel et Chong, 2004) et les gonarthrosiques (Viton et al., 2000) présentent une vitesse de progression du CG et une longueur de pas plus faible comparativement aux sujets sains quel que soit le membre qui initie le pas. Des résultats identiques ont été retrouvés chez les patients présentant un pied bot varus équin unilatéral (Wicart, Richardson & Maton, 2006).

En ce qui concerne la durée totale de l'IM (i.e. APA et phase d'exécution cumulées), celle-ci reste invariante chez l'amputé, quel que soit le membre qui initie la marche (i.e. sain ou prothétique), et ceci indépendamment de la vitesse d'IM (Michel, 2003 ; Miff et al., 2005). En revanche, chez le gonarthrosique, la durée de l'IM est allongée.

Il est admis par de nombreux auteurs (Nissan, 1991 ; Rossi, Doyle, & Skinner, 1995 ; Nolan & Kerrigan, 2003 ; Miff et al., 2005) que cette asymétrie est liée à un déport du poids du corps plus important sur le membre inférieur sain afin de protéger le membre controlatéral pathologique et d'éviter la douleur potentiellement ressentie lors de l'appui sur ce dernier. En effet, chez l'amputé, la longueur du pas est plus faible lors d'un départ pied prothétique.

Lors de la phase d'exécution après un départ pied prothétique, le Soleus d'appui présente un retard d'activation comparativement aux sujets sains (Michel, 2003). Ce retard laisse suggérer que l'amputé cherche à atteindre une vitesse de progression plus importante à la fin du premier pas, étant donné que les forces de propulsion générées par le membre inférieur oscillant prothétique sont plus faibles. Cependant, ce mécanisme reste insuffisant pour obtenir à la fin du premier pas une vitesse de progression comparable aux sujets sains. Ce retard d'activation étant toujours couplé à l'activation prolongée du TA (Michel, 2003), on peut supposer que l'hypomobilité articulaire n'affecterait pas la séquence motrice de l'IM puisque la séquence « inhibition du Soleus /activation du Tibialis Anterior» reste préservée (Michel, 2003).

Toutes ces données nous laisse penser qu'une contrainte asymétrique pourrait favoriser un déséquilibrage des capacités fonctionnelles concourant, à plus ou moins long terme, à l'augmentation des contraintes biomécaniques côté sain comme montré chez l'amputé transtibial (Nolan & Less, 2000) et le Gonarthrosique (Viton et al., 2003).

En dehors d'un contexte pathologique particulier, l'hypomobilité articulaire est utilisée comme un outil thérapeutique par l'intermédiaire d'appareillages de type « contention ». Ainsi, le strapping et l'orthèse sont utilisés dans le cadre de pathologies traumatiques comme l'entorse (Thoumie, Sautreuil, & Faucher, 2004 ; Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé, 2000) ou neurologiques telle que l'hémiplégie (Leung & Moseley, 2003). Leur fonction est de réduire les phénomènes algiques et/ou de pallier à un déficit moteur des muscles releveurs du pied. Quelque que soit la technique adoptée cela induit une l'hypomobilité de l'articulation.

Dans la littérature, un rôle « stabilisateur » (Thoumie et al., 2004) a été attribué à ces deux types de contention au cours de la réalisation d'une tâche de contrôle de l'équilibre postural statique en position debout immobile. L'orthèse diminue les mouvements médiolatéraux du CP (Rougier, Brugiére, Gallois-Montbrun, Genthon, & Bouvat, 2008 ; Vaillant, Barthalais, & Vuillerne, 2008). Le strapping limite les oscillations posturales et diminue l'activité EMG du Soleus homolatéral à cette contention (Puckhree, Augustine, Ramdani, Padayachee, 2003).

A ce jour, aucune étude n'a évalué les effets biomécaniques et électromyographiques du port de strapping sur le processus d'IM. On peut dire qu'il en est de même du port d'orthèse puisque nous n'avons relevé qu'une seule étude évaluant les effets du port d'orthèse sur le processus d'IM (Najafi, Miller, Jarrett & Wrobel, 2010). De plus dans cette étude, les APA n'ont pas été évalués.

Ainsi, il aurait été intéressant d'examiner si, comme chez l'amputé, les APA varient en fonction de la fonctionnalité du membre qui initie le premier pas (i.e. constraint ou libre), mais aussi en fonction du type de contention (i.e. strapping ou orthèse). On peut émettre l'hypothèse que l'asymétrie des informations sensorielles provoquée par le port d'orthèse ou de strapping unilatéral, comme chez l'amputé (Michel, 2003) et le gonarthrosique (Viton et al., 2000), pourrait modifiée les APA.

Lors de la phase oscillante, l'orthèse permet d'amortir le poser du pied (Nester, van der Linden, & Bowker, 2003) et d'améliorer le « push off » (Desloovere et al., 2006 ; Bregman et al., 2011) lors de la marche. Pendant la phase de simple appui, le port d'orthèse diminue l'activité EMG du Soleus chez les patients ayant été opérés du tendon d'Achille (Akizuki, Gartman, Nisonson, Ben-Avi & McHugh, 2001; Fröberg, Komi, Ishikawa, Movin, & Arndt, 2009). Il en est de même pour l'activité EMG du Tibialis Anterior (TA) qui diminue chez le sujet hémiplégique (Yamamoto et al., 1993 ; Hesse, Werner, Matthias, Stephen, & Berteau, 1999). Cette activité serait également modulée en fonction du caractère plus ou moins rigide de l'orthèse (Yamamoto et al., 1993; Miyazaki, Yamamoto & Kubota, 1997; Leung & Moseley, 2003).

Dans le cas de l'IM, Najafi et al (2010) ont observé une amélioration de vitesse de progression antéropostérieure du CG avec port d'orthèse mais n'ont apporté aucune donnée concernant les activités EMG du Tibialis Anterior et du Soleus. Il aurait été donc intéressant de disposer de ces données EMG afin de mieux comprendre la réorganisation motrice effectuée lors du port d'orthèse au cours des phases de préparation posturale (i.e. activité du TA) et d'exécution du premier pas (i.e. activité du Soleus). Cela aurait permis également de définir le caractère de cette réorganisation (i.e. symétrique ou asymétrique) et ainsi d'évaluer les effets du port d'orthèse sur le membre controlatéral.

1.5 Conclusion sur les adaptations du processus d'IM face à une contrainte asymétrique et confrontation aux données présentes dans le cadre d'une contrainte bilatérale

En présence d'une contrainte unilatérale :

- Le système nerveux central génère une stratégie motrice différente pour chaque membre ;
- La performance motrice du membre homolatéral diminue ;
- La performance motrice du membre controlatéral est altérée probablement par le biais du réflexe spinal croisé (Gervasio et al., 2013) ou d'une communication transcorticale (Cf, Figure 6 pp10 ; Barral et al., 2009 ; Bastian et al., 2003b) ;
- Les charges supportées par le membre controlatéral « sain » augmentent. Cela entraîne une dégradation symétrique des capacités fonctionnelles posturo-cinétiques, pouvant favoriser à long terme la survenue de lésions (Nolan & Less, 2010 ; Viton et al., 2003).

Cependant, les données de la littérature recueillies, en présence d'une contrainte bilatérale, laisse suggérer qu'un rééquilibrage symétrique des capacités fonctionnelles permettrait de conserver un pattern moteur symétrique et de maintenir, voir d'améliorer la performance motrice.

Chez le gonarthrosique opéré bilatéralement, malgré la présence de douleurs sur les deux genoux, Creaby, Bennell & Hunt (2012) constatent que le caractère symétrique des paramètres biomécaniques est préservé au cours de la marche stationnaire. En revanche, les patients souffrant d'algie unilatérale présentent une asymétrie spatio-temporelle lors de la locomotion (Creaby, Bennell & Hunt, 2012).

Ces résultats suggèrent que le système nerveux central (SNC) aurait besoin d'informations même en présence de nociception pour autant qu'elles soient bilatérales.

Cette hypothèse est argumentée dans le cas de l'IM avec modification posturale symétrique. Coullandre et al. (2000, 2002, 2003) ont comparé une IM départ pied à plat versus départ sur la pointe des pieds. La posture sur l'avant des pieds est équivalente à chercher un chargement symétrique du poids du corps, mais selon l'axe antéro-postérieur.

Lors de la phase des APA les sujets initiant la marche sur la pointe des pieds présentaient une diminution du recul du CP et une augmentation de la durée des APA comparativement aux sujets initiant la marche pieds à plats. Cette accroissement temporel leurs permettaient de disposer d'un interval de temps plus long afin de générer une vitesse de progression antéropostérieure du CG identique à celle développée par le groupe contrôle au moment du décollement des orteils ainsi qu'à la fin du premier pas (Coullandre et al., 2000).

On peut émettre l'hypothèse qu'en présence d'une modification symétrique de la base posturale, la modulation de la durée des APA permet d'obtenir une performance motrice comparable à celle des sujets initiant la marche dans des conditions standards. De plus, il a été démontré que la symétrie permettait, non seulement de maintenir, mais également d'améliorer la performance générée lors de l'IM. Ce résultat est discuté dans le cas de l'IM avec stimulation cérébrale.

La stimulation cérébrale unilatérale est utilisée comme traitement neurochirurgical dans la maladie de Parkinson (Kumar, Lozano, Sime, Halket, Lang, & 1999). Cette stimulation améliore la vitesse de marche (Peppe et al., 2010) et la longueur de l'enjambée sans modifier significativement la cadence (Kumar et al., 1998, 1999 ; Limousin et al., 1998 ; Yokoyama et al., 1999 ; Bejjani et al., 2000 ; Bastian, Kelly, Perlmuter & Mink, 2003a ; Thevathasan et al., 2012).

Dans l'étude menée par Bastian et al (2003a), cette stimulation unilatérale n'instaurerait pas de pattern asymétrique mais pourrait affecter les structures cérébrales qui régissent les mouvements bilatéraux des membres inférieurs au cours de la locomotion (Bastian et al., 2003a) par le biais d'un contrôle efférent exercé de façon bilatérale sur les membres (Figure 11).

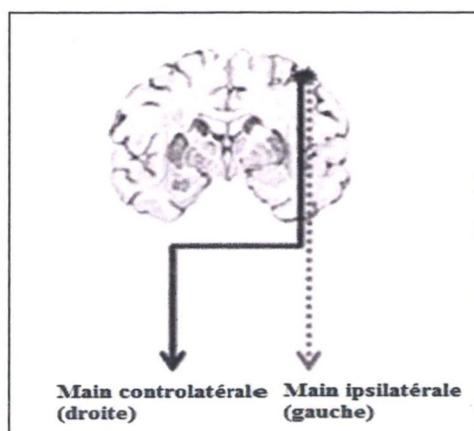


Figure 11. Schématisation du contrôle cérébral efférent bilatéral (Barral et al., 2009).

Un second traitement existe également par le biais de la stimulation cérébrale bilatérale. Lors de l'IM, celle-ci permettrait une amélioration des mouvements antéropostérieurs et médiolatéraux du CP (Crenna et al., 2006 ; Liu et al., 2006) mais également des forces de réaction antéro-postérieures (Muniz, Nadal, Lyons, Pahwa & Liu, 2012). Après stimulation bilatérale, la durée des APA tend à se normaliser par rapport à celle des sujets sains (Crenna et al., 2006). Leur amplitude est majorée ainsi que les forces de réactions développées sous chaque pied (Liu et al., 2006). Le caractère symétrique de la stimulation apportée au système nerveux central permet donc d'améliorer la stabilité posturale et la performance générée au cours des APA. Au cours de la phase d'exécution, la longueur du pas et la vitesse de progression du CG obtenu à la fin du premier pas sont augmentées (Crenna et al., 2006).

Cependant, Bastian et al. (2003a) ont montré que la performance motrice développée lors d'une stimulation bilatérale était meilleure que celle produite à la suite d'une stimulation unilatérale. Ces résultats corroborent l'hypothèse de l'existence d'une communication cérébrale croisée lors de l'exécution d'un mouvement volontaire unilatéral (Cf. Figure11). En effet, les ganglions de la base de chaque hémisphère cérébral pourraient influencer bilatéralement la motricité au cours de la marche par l'intermédiaire d'une communication trans corticale via l'aire pédiculopontine (Bastian et al., 2003b).

Au vue de ces données, il paraîtrait donc intéressant de comparer l'impact d'une contrainte « périphérique » unilatérale versus bilatérale sur l'IM, cela n'ayant par ailleurs jamais été effectué. Nous nous proposons donc d'évaluer, dans notre première étude, les effets biomécaniques et électromyographiques d'une hypomobilité articulaire unilatérale de cheville versus bilatérale. La contrainte sera induite expérimentalement par un strapping.

PROBLEMATIQUE GENERALE DE THESE

Aux membres supérieurs, il a été montré dans la littérature qu'en présence de déficits dans la commande motrice unilatérale, mettre en jeu un couplage inter-membre dans la rééducation améliorait la performance motrice. Il a été alors suggéré que le système nerveux avait plus de facilité de générer une commande bilatérale qu'une commande unilatérale. Des arguments basés sur l'existence de connexions neuronales croisées d'une part et l'imagerie cérébrale d'autre part, concourent à cette interprétation. La littérature exprime également le fait, qu'en fonction du type de rééducation effectuée, les améliorations observées concernent des domaines fonctionnels différents (Wu et al., 2011).

Notre première étude a un intérêt « fondamental ». Elle cherche à vérifier si les résultats observés aux membres supérieurs sont généralisables aux membres inférieurs dans une tâche locomotrice.

Contrairement aux études réalisées au membre supérieur, nous ne faisons pas d'entraînement, ni de rééducation spécifique pour améliorer telle ou telle activité fonctionnelle dans le travail expérimental mené. Toutefois, il est à noter qu'à chaque modification des conditions expérimentales, une nouvelle stratégie motrice peut être mise en jeu par le SNC (Roby-Brami et al., 1997 ; Michaelsen et al., 2001). La mise en place de ce nouveau programme moteur n'est pas immédiate, cependant quelques essais suffisent pour que cette stratégie opère (Nashner, 1976 ; Woollacott, Hofsten, & Rosblad, 1988).

Nous avons choisi l'IM, en tant que protocole expérimental, puisqu'il nous permet d'étudier la réorganisation mis en place par le SNC par l'intermédiaire des APA (Do, Breniere, & Brenguier, 1982 ; Brunt, Liu, Trimble, Bauer, & Short, 1999). De plus, le premier pas étudié dans l'IM fixe de façon invariante les paramètres biomécaniques des pas suivants (Brunt et al., 1999). Ce modèle est maintenant bien défini et largement étudié. Il permet un contrôle simple de la posture initiale du sujet (Mann et al., 1979 ; Brenière et al., 1981; Mouchnino & Blouin, 2013).

Dans notre protocole, nous avons imposé aux sujets une hypomobilité articulaire unilatérale et bilatérale par l'intermédiaire d'un strapping de cheville. Nous ne nous sommes pas intéressés aux autres articulations puisque, au cours de l'IM, le corps chute en avant comme un pendule inverse autour de l'axe de la cheville (Lepers & Brenière, 1995 ; Brenière et al., 1981 ; Brenière & Do, 1987, 1991).

Les données observées, chez les sujets présentant une diminution de la mobilité pelvienne (Lino & Bouisset, 1994 ; Le Bozec, Goutal & Bouisset, 1997) ou une amputation du membre inférieur (Isakov et al., 2000 ; Michel, 2003), nous laisse supposer que le strapping pourrait induire une modification de la durée des APA. Or, celle-ci étant prédictive de la vitesse de progression du CG (Brenière, Do, & Bouisset, 1987), on pourrait s'attendre à ce que cette vitesse diminue. De plus, l'hypomobilité articulaire est responsable d'une détérioration de la capacité posturocinétique (CPC). La CPC est définie comme l'habileté à développer une contre perturbation face à la future perturbation posturale induite par le mouvement et de limiter les effets néfastes de ce dernier sur la stabilité corporelle (Bouisset & Zattara, 1983).

Elle est étroitement liée à la performance (Figure. 12 ; Bouisset, 2002). Cette corrélation nous laisse supposer que la vitesse antéropostérieure du CG obtenue à la fin du premier pas (VGx), elle même considérée comme un index de performance de l'IM (Coullandre et al., 2000), sera diminuée lorsque les sujets initieront la marche avec strapping.

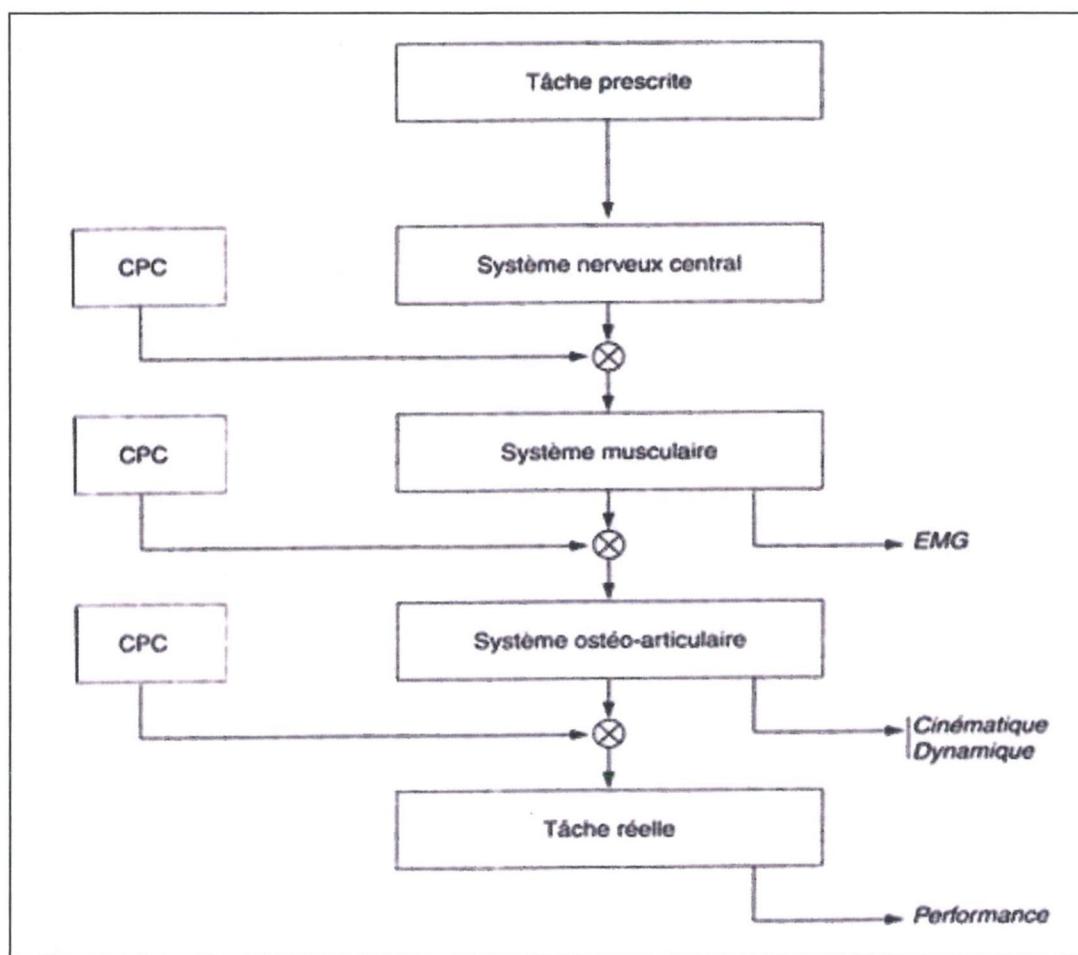


Figure 12. La CPC : interaction entre système nerveux central, système ostéo-articulaire et performance (Bouisset, 2002).

On peut émettre l'hypothèse que cette diminution de VGx pourrait être plus importante lors d'un départ avec contrainte unilatérale versus départ avec contrainte bilatérale. En effet, le caractère symétrique de la contrainte pourrait « faciliter » la commande centrale, comme observé aux membres supérieurs chez l'hémiplégique (Muddie & Matyas, 1996, 2000, 2001; Whitall et al., 2000 ; Luft et al., 2004 ; Hesse et al., 2005 ; McCombe & Whitall, 2008 ; Cauraugh et al., 2010 ; Lin et al., 2010), améliorant ainsi la CPC et donc la performance (Cf. Figure 12).

Notre seconde étude aura un intérêt « clinique ». Le strapping fait partie des appareillages de contentions utilisées en rééducation au même titre que les orthèses. En France, ces appareillages de cheville soulèvent un réel problème de santé publique puisqu'ils sont indiqués dans près de 6000 cas par an (Thoumie et al., 2004) et considérés par la Haute Autorité de Santé « *comme une composante importante et indissociable de toute procédure de rééducation* » (Haute Autorité de Santé, 2012). Cependant, les effets biomécaniques et électromyographiques du port de strapping et d'orthèse sur les mécanismes sous tendant l'IM (i.e. génération des forces de propulsion et contrôle de l'équilibre postural) restent méconnus alors que ces deux outils sont prescrits afin d'améliorer la qualité de marche des patients.

Nous allons donc comparer les effets du strapping versus orthèse sur l'IM. On peut émettre l'hypothèse que l'orthèse dégradera davantage le contrôle de l'équilibre postural comparativement au strapping. En effet, l'orthèse présente d'une part, une plus grande rigidité et d'autre part, elle perturbe de manière plus importante le déroulement du pas en limitant la mobilité de l'avant-pied.

En conclusion, pour répondre à nos hypothèses, le **deuxième chapitre** « Méthodologie » présente les méthodes et techniques utilisées dans cette thèse.

Le **troisième**, le **quatrième chapitre** montrent les résultats biomécaniques et électromyographiques obtenus respectivement dans la première étude fondamentale et dans la seconde étude clinique comparative.

Le **cinquième chapitre** traite de la discussion générale :

- **La diminution unilatérale de la mobilité articulaire de cheville induit-elle une réorganisation motrice symétrique au cours de la phase de préparation posturale?**
- **Le rééquilibrage des capacités fonctionnelles, induit par une contrainte symétrique, permet-il de générer une meilleure performance motrice au cours de l'IM comparativement à une contrainte asymétrique ?**
- **Le paramètre de freinage permet-il d'évaluer effectivement le contrôle de l'équilibre postural au cours de l'IM?**

Pourachever ce travail, nous présentons une conclusion et envisageons les perspectives sous-jacentes à ce travail de thèse.

CHAPITRE 2

METHODOLOGIE

METHODOLOGIE

Ce travail expérimental a été réalisé chez l'adulte sain. Les sujets ayant participés à chacune des sessions expérimentales ont donné leur consentement éclairé après avoir été informé du but et déroulement de l'expérience. Ce chapitre vise à détailler l'approche expérimentale commune à ces deux études.

L'étude 1 concerne l'initiation de la marche avec strapping unilatéral et bilatéral de cheville. Les résultats de cette étude sont présentés dans le chapitre 3.

L'étude 2 présente les résultats comparatifs entre l'initiation de la marche avec strapping versus orthèse de cheville, après avoir rappelé ceux induits par le port d'orthèse unilatérale et bilatérale de cheville sur l'IM. Les résultats de cette étude sont présentés dans le chapitre 4.

2.1 Population étudiée et matériel

2.1.1 Sujets

Dix sujets ont participé au protocole d'IM mené dans l'étude n°1 et l'étude n°2. La cohorte était composée de quatre hommes et six femmes (poids moyen : 618.60 ± 74.30 N ; taille moyenne : 1.68 ± 0.08 m).

Tableau 1. Caractéristiques des sujets inclus dans l'étude 1 et 2.

Sujets	Sexe	Age (année)	Taille (m)	Poids (Newton)
Sujet 1 (MF)	F	24	1.60	589
Sujet 2 (MB)	F	27	1.73	584
Sujet 3 (EL)	F	24	1.71	635
Sujet 4 (LB)	F	23	1.57	637
Sujet 5 (CG)	F	22	1.63	551
Sujet 6 (YF)	F	37	1.66	490
Sujet 7 (JH)	M	28	1.71	588
Sujet 8 (AR)	M	26	1.65	677
Sujet 9 (YR)	M	24	1.74	686
Sujet 10 (MC)	M	21	1.80	749

Les sujets participant à cette étude ne présentent aucune pathologie orthopédique ou traumatique récente, aucune atteinte neurologique périphérique ou centrale, aucune allergie connue aux contentions adhésives, aucune pathologie ou douleur localisée aux membres inférieurs, ni aucun traitement médicamenteux en cours pouvant altérer l'équilibre et la marche.

2.1.2 Protocole de la pose du strapping

La technique de pose est standardisée et respecte les recommandations de bonnes pratiques professionnelles fixées par l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé, 2000).

La pose du strapping est réalisée de façon identique, par le même kinésithérapeute pour tous les sujets, après avoir rasé le segment jambier à l'aide d'un rasoir jetable puis dégraissé la peau afin d'éviter tout phénomène nociceptif lors de la mise en tension des bandes.

Procédure de Strapping : Le strapping est mis en place par l'intermédiaire de bandes adhésives élastiques de contention type Elastoplast® d'origine française (BSN Médical®, le Mans). L'application de ces bandes respecte toujours l'ordre suivant : application d'une embase sur la partie proximale du Tibia, suivi par trois bandes en « U » reliant le Calcanéum à cette embase. Le verrouillage du Calcanéum est ensuite assuré par l'intermédiaire d'une bande « en cravate » ou en « 8 ». De nouveau, une embase tibiale puis médio-tarsienne est apposée par le biais d'une bande en « alpha » reliant ainsi le tarse postérieur au tarse antérieur. Pour finir, une bande spiralée vient recouvrir le montage afin d'équilibrer les pressions.

2.1.3 Présentation de l'orthèse de cheville

L'orthèse de cheville utilisée est une orthèse rigide de type dJOrtho® (Figure 13). Elle maintient la cheville à angle droit.



Figure 13. Photographie de l'orthèse rigide de cheville type dJOrtho®.

2.2 Le protocole experimental d'initiation de la marche

Position de départ : le sujet se place initialement en posture érigée de la façon la plus naturelle possible. Il adopte un écartement des pieds qui lui est propre et à également pour instruction de répartir son poids de façon égale sur ses pieds. Les membres supérieurs sont relâchés le long du corps et le regard est maintenu à l'horizontal vers l'avant (Figure 14).

Exécution du mouvement : suite au signal sonore déclenché par l'examinateur, le sujet peut alors initier la marche sur la plateforme de forces lorsqu'il le souhaite. La distance parcourue est d'environ 5 mètres (Figure 12).

Arrêt du mouvement : le sujet effectue 4 à 5 pas au sortir de la plateforme de forces avant de s'arrêter.

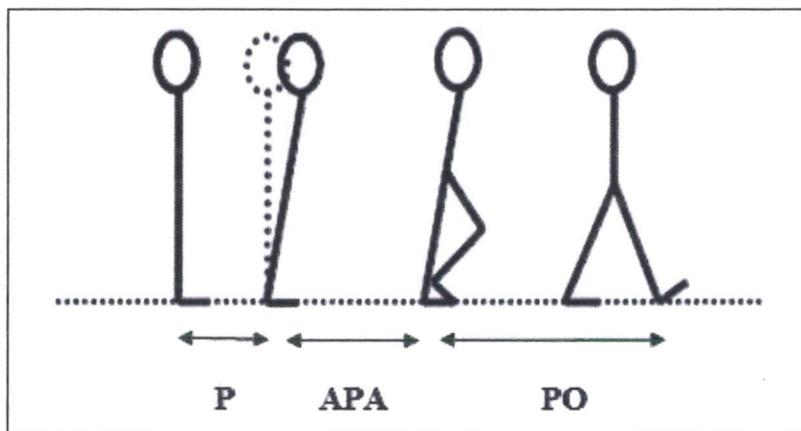


Figure 14. Protocole expérimental d'IM. P : posture debout ; APA : phase des ajustements posturaux anticipateurs ; PO : phase oscillante correspondante à l'exécution du premier pas.

Conditions expérimentales : Pour les deux études menées, les sujets portant un strapping ou une orthèse ont effectué le protocole d'IM en exécutant les conditions expérimentales ci-dessous, présentées de façon aléatoire :

- IM en situation contrôle départ pied droit (CTLd, i.e. contrôle droit) ;
- IM en situation contrôle départ pied gauche (CTLg, i.e. contrôle gauche) ;
- IM avec strapping sur le pied de départ côté droit (S-Dd, i.e. strapping-départ-droit) ou avec orthèse sur le pied de départ côté droit, (O-Dd, i.e. orthèse-départ) ;
- IM avec strapping sur le pied d'appui droit, départ gauche (S-Ag, i.e. strapping-appui-gauche) ou avec orthèse sur le pied d'appui droit, départ gauche (O-Ag, i.e. orthèse-appui) ;
- IM avec strapping bilatéral départ pied droit (SBLd, i.e. strapping-bilatéral-droit) ou avec orthèse bilatérale départ pied droit (OBLd, i.e. orthèse-bilatérale-droit) ;
- IM avec strapping bilatéral départ pied gauche (SBLg, i.e. strapping-bilatéral-gauche) ou avec orthèse bilatérale départ pied gauche (OBLg, i.e. orthèse-bilatérale-gauche).

Pour chacune des conditions expérimentales, 10 essais étaient enregistrés à vitesse de marche spontanée (S) puis rapide (R). Pour les conditions avec port de strapping unilatéral (i.e.S-Dd, S-Ag) et port d'orthèse unilatérale (i.e. O-Dd, O-Ag), la contrainte sera toujours appliquée sur le membre inférieur droit.

2.2.1 Techniques

Lors des manipulations effectuées au laboratoire de recherches de l'Hôpital Kremlin Bicêtre, nous avons utilisé les techniques biomécaniques et électrophysiologiques. L'approche biomécanique est caractérisée par l'utilisation des données d'un plateau de forces et l'approche électrophysiologique par l'électromyographie.

A. Analyse par plateau de forces

La plateforme de forces type AMTI® (BP900x1800, Figure 12), encastrée dans le sol, mesure 1800 cm en longueur pour 902 cm de largeur. Les forces et moments sont détectés par des jauge de contraintes disposées aux quatre coins de la plateforme. Elles offrent une bonne stabilité permettant ainsi une meilleure étude des phénomènes lents constitués d'un appui prolongé. Les capteurs utilisés pour chaque enregistrement présentent une excitation de 10 volts. Leur alimentation est gérée par un conditionneur qui envoie les données recueillies vers une carte d'acquisition afin de numériser les signaux analogiques. Ceux-ci sont stockés sur un micro-ordinateur pour un dépouillement en différé.

Le plateau de forces enregistre les forces de réaction du sol (F) issues du mouvement du sujet. Celles-ci correspondent à une résultante et à son moment (M) par rapport aux axes du plateau qui sont tridimensionnels. On notera que x symbolise la direction antéropostérieure, y la direction médiolatérale, et z la direction verticale. Six variables mécaniques sont donc enregistrées : F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z . Elles définissent les trois forces de réaction du sol et les trois moments calculés en fonction des axes de la plateforme.

L'accélération du centre de gravité (CG) est calculée à partir de la relation :

$$m \cdot \vec{a} = \sum_i \vec{F}_i \quad (1)$$

Dans l'équation (1) : m représente la masse, a correspond à l'accélération linéaire du centre de gravité, $\sum_i \vec{F}_i$ est la résultante des forces extérieures.

Avec la projection de l'équation de la résultante dynamique (1) suivant les trois axes de la plateforme de forces, on possède :

$$F_x = m \cdot X''_G (1')$$

$$F_y = m \cdot Y''_G (1'')$$

$$F_z - mg = m \cdot Z_G (1''')$$

L'accélération selon l'axe antéropostérieur ($X''G$), latéral ($Y''G$), et vertical ($Z''G$) du CG sont obtenues respectivement à partir des équations (1'), (1''), (1''') soit :

$$X''G = F_x/m$$

$$Y''G = F_y/m$$

$$Z''G = (F_z - mg)/m$$

Le plateau de forces se comporte donc comme un accéléromètre virtuel situé au centre de gravité du corps. La vitesse antéropostérieure (x), médiolatérale (y) et verticale (z) du CG est obtenue en intégrant l'accélération de $X''G$, $Y''G$ et $Z''G$ respectivement. Les déplacements selon les axes x , y , z du centre des pressions sont le résultat de l'intégration de la vitesse antéropostérieure du CG, ou par double intégration de l'accélération $X''G$. les conditions initiales sont $X'G = X''G = 0$.

La position du centre des pressions (CP) se définit comme le barycentre des forces de réaction verticale (i.e. au point d'application de la résultante des forces verticales F_z où le moment résultant est nul). Le CP présente deux composantes localisées sur le plan du sol, X_p selon l'axe antéropostérieur (AP) et Y_p selon l'axe médiolatéral (ML).

Les forces verticales de réaction au sol (F_z) ainsi que les moments AP et ML peuvent être utilisés pour calculer les coordonnées du point d'application de la résultante des forces de réaction au sol par rapport aux repères de la plateforme de forces. Ils permettent également de déduire les coordonnées AP et ML du CP (Brenière, 1996) par les équations (2) et (3) présentées ci-dessous :

$$CP_{ML} = \frac{-\text{Moment AP}}{F_z} \quad (2)$$

$$CP_{AP} = \frac{\text{Moment ML}}{F_z} \quad (3)$$

Pour transformer les forces et les moments en newton et newton mètres respectivement il faut utiliser une matrice de corrections (Tableau 2). On prend en considération la sensibilité des récepteurs de la plateforme de forces, le gain et les constantes de corrections nécessaires.

Tableau 2. Valeurs de la matrice de corrections de la plateforme de forces.

Numéros de la voie	Nature de la voie mécanique	Calcul du gain
Voie 1 (V1)	$F_x = \text{Force antéropostérieure}$	$V1 = V1 \times 1000\ 000 / (10 \times 4000 \times 0.6557)$
Voie 2 (V2)	$F_y = \text{Force médiolatérale}$	$V2 = V2 \times 1000\ 000 / (10 \times 2000 \times 0.658)$
Voie 3 (V3)	$F_z = \text{Force verticale}$	$V3 = V3 \times 1000\ 000 / (10 \times 2000 \times 0.1699)$
Voie 4 (V4)	$M_x = \text{Moment antéropostérieur}$	$V4 = V4 \times 1000\ 000 / (10 \times 2000 \times 0.4736)$
Voie 5 (V5)	$M_y = \text{Moment médiolatéral}$	$V5 = V5 \times 1000\ 000 / (10 \times 2000 \times 0.6889)$
Voie 6 (V6)	$M_z = \text{Moment vertical}$	$V6 = V6 \times 1000\ 000 / (10 \times 4000 \times 1.0672)$

2.2.2 Analyse par électromyographie de surface

L'électromyographie (EMG) de surface a permis, lors des expérimentations menées, d'enregistrer l'activité électrique de l'ensemble du muscle au cours de la contraction (Bouisset & Maton, 1995).

A. Recueil et amplification des signaux

Le recueil des données EMG a été collecté par l'intermédiaire d'électrode sans fil (Zero-wire®, Aurion®, Milan, Italie) par WIFI (Figure 15). Le signal EMG est amplifié (x1000) et filtré par un filtre passe-bande (10-500 Hz).

Les données EMG sont numérisées à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz sur la même carte convertisseur A/D que les données de la plateforme de forces puis sauvegardées sur PC.

L'activité électrique de chaque muscle était détectée par deux électrodes bipolaires de surfaces jetables à usage unique, auto-adhésives et munies d'une pastille de gel conducteur (ASEPT IN MED® REF 250551, taille : 44x32mm) avec une distance inter-électrode de 20 mm. Les électrodes ont un diamètre de 6 mm et sont placées sur le corps charnu du muscle dans le sens longitudinal des fibres. Avant la pose des électrodes, un dégraissage local cutané ainsi qu'un rasage sont effectués afin d'obtenir une impédance myoélectrique optimale. Un signal biologique initial (action du muscle ciblé) est demandé au patient pour apprécier la qualité de l'enregistrement.

Plateau de Forces

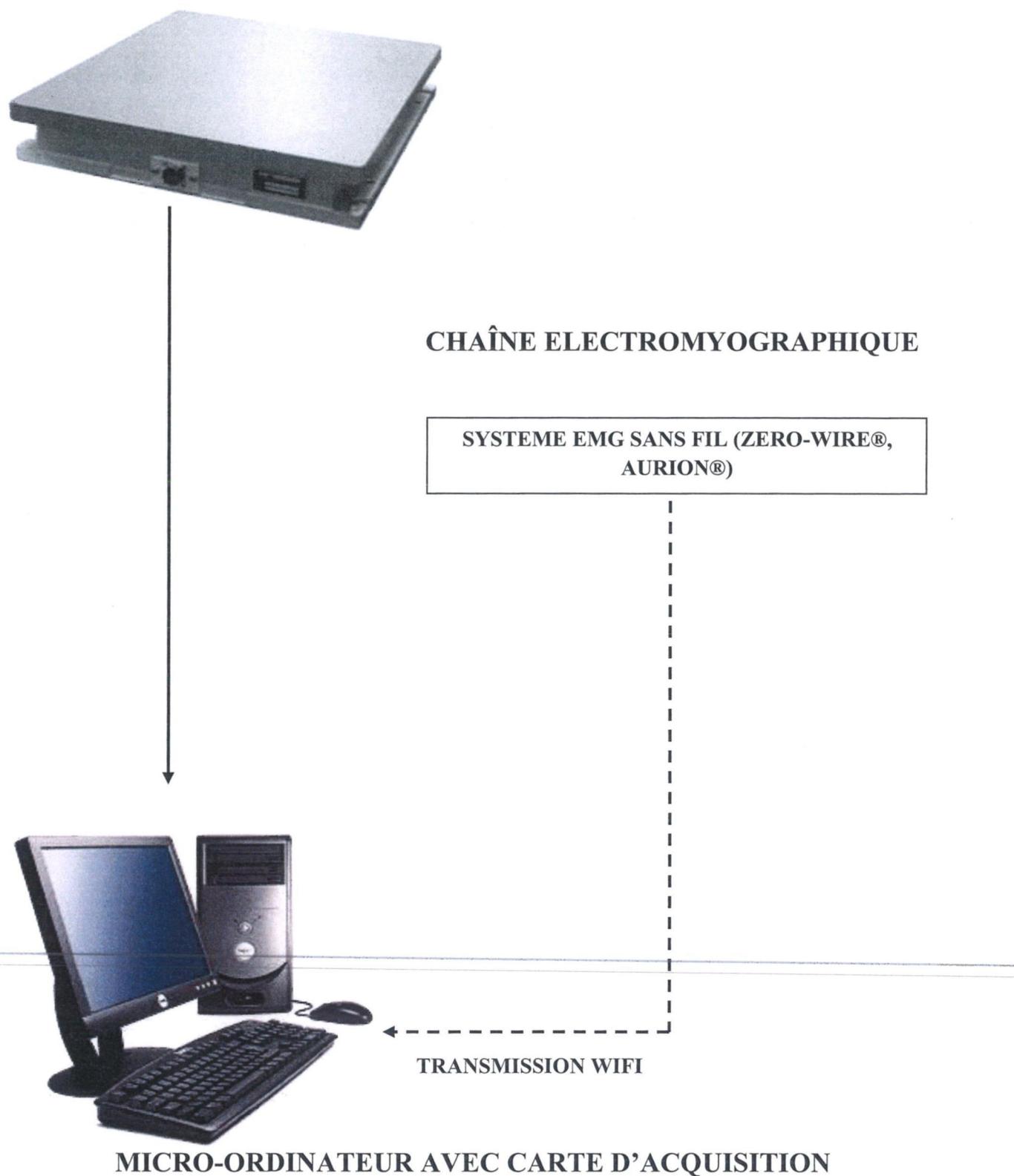


Figure 15. Dispositif expérimental utilisé pour le protocole d'initiation de la marche.

B. Muscles sélectionnés et repères positionnels des électrodes

Nous avons recueilli simultanément l'activité EMG des muscles : Tibialis Anterior (i.e. ou Tibial Antérieur, Figure 16) et Soleus (i.e. ou Soléaire, Figure 17).

Anatomiquement, le Tibialis Anterior (TA) est localisé dans la loge antérieure de jambe, plan superficiel, (Cf. Figure 16) et le Soleus (SOL) est situé dans la loge postérieure, plan profond (Cf. Figure 17). Leur physiologie est exécutée principalement dans un plan sagittal par : flexion dorsale de cheville, adduction, supination du pied pour le TA (Figure 14) et flexion plantaire de cheville pour le SOL (Figure 15).

Nous avons choisi ces muscles car dans l'IM, le pattern moteur de marche est décrit et caractérisé par la séquence « inhibition du Soleus/activation du Tibialis Anterior » (Crenna & Frigo, 1991 ; Brenière et al., 1981, 1987 ; Brenière & Do, 1986, 1987).

Pour la pose des électrodes nous nous référons aux recommandations du SENIAM (SENIAM 5, 1997) :

- Pour le TA, les électrodes sont positionnées au tiers du segment joignant la tête de la Fibula et la pointe de la malléole médiale du Tibia. L'orientation des électrodes est effectuée en respectant la direction du segment.
- Pour le Soleus, les électrodes sont placées aux deux tiers du segment joignant le condyle médial du fémur à la malléole médiale Tibiale et leur orientation suit également la direction du segment.

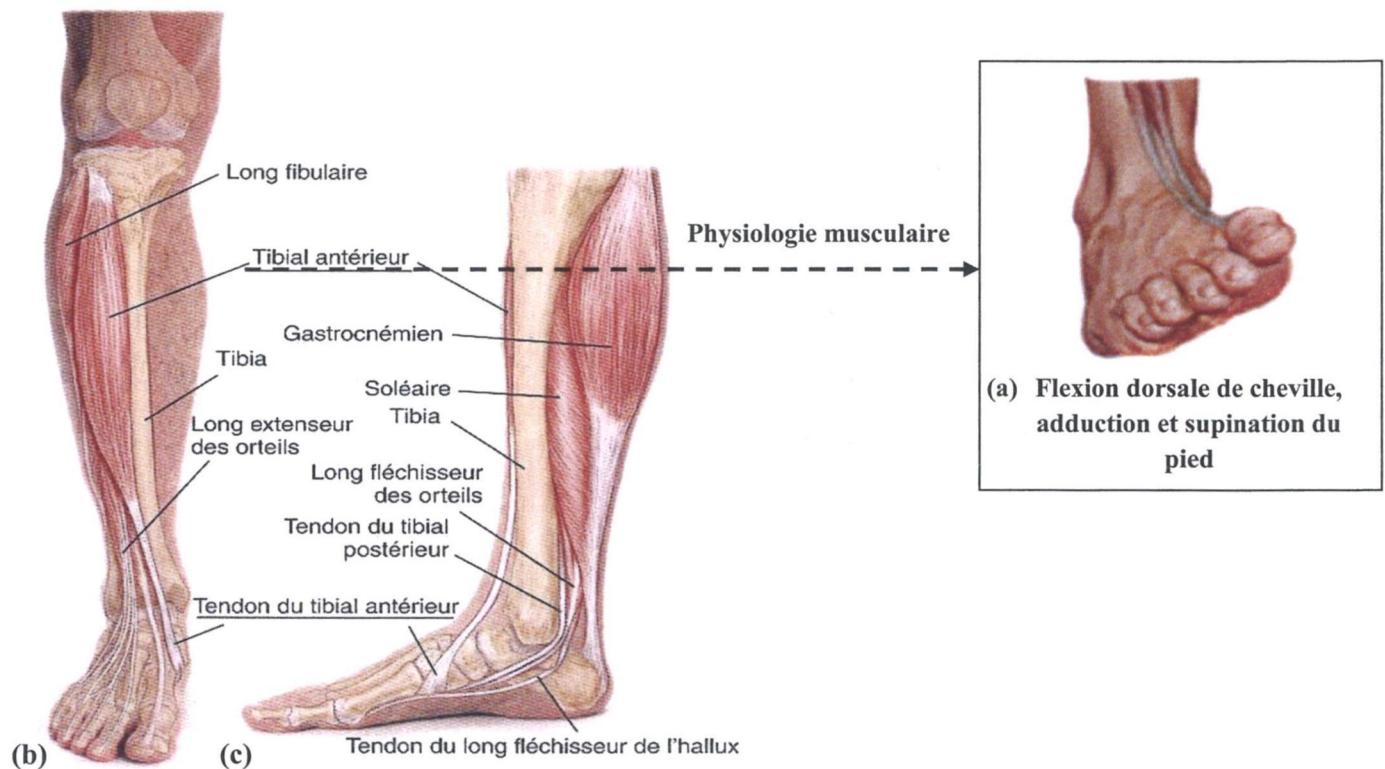


Figure 16. Anatomie et physiologie (a) du muscle Tibial Antérieur dans la loge antérieure de jambe : plan frontal (b) et sagittal (c) (Clay & Pounds, 2008).

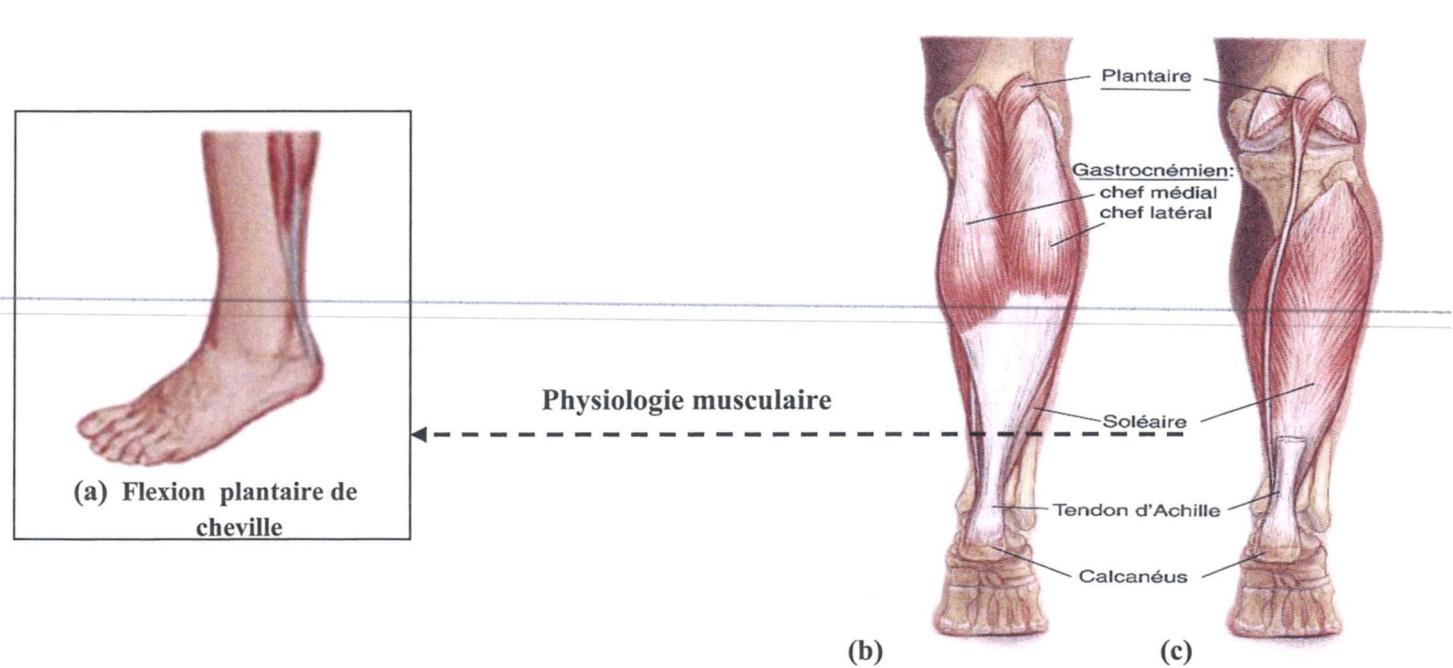


Figure 17. Anatomie et physiologie (a) du muscle Soléaire dans la loge postérieure de jambe : plan superficiel (b) et profond (c) (Clay & Pounds, 2008).

C. Acquisition des signaux

L'enregistrement des signaux issus de la plateforme de forces et de la chaîne EMG est effectué à l'aide d'une carte d'acquisition de conversion analogique/digitale, pilotée par un micro-ordinateur grâce au logiciel d'acquisition MATLAB (Version v2008r).

La fréquence d'échantillonnage des données est de 1000 Hz. Le déclenchement de l'acquisition est effectué manuellement par l'expérimentateur. La durée d'acquisition est de 5 secondes : 2 secondes précédent le signal de départ afin d'assurer l'immobilité du sujet avant la réalisation du mouvement, et 3 secondes après le signal d'exécution. Tous les enregistrements effectués sont sauvegardés sur le disque dur du micro-ordinateur pour permettre par la suite l'analyse et le traitement des signaux.

D. Traitement des signaux

Le logiciel de traitement des signaux employé est le logiciel TL (version 3.12, Gilles Dietrich). TL présente de multiples fonctions dont notamment :

- La visualisation à l'écran de l'ensemble des voies mécaniques et EMG enregistrés pour chaque essai.
- La dilatation des échelles en temps et/ou amplitude permettant ainsi une datation très précise des évènements.
- Le « pointage » des évènements sur chaque courbe à l'aide d'un curseur permettant le recueil des valeurs de temps et d'amplitude pour chaque pointage. Les données des évènements pointés seront éditées ensuite sous un tableur Excel®.
- L'intégration, la dérivation, le redressement et le lissage des tracés.
- La détermination précise du poids (Newton) du sujet.
- Le filtrage des courbes.

2.2.3 Paramètres analysés pour l'étude

A. Paramètres biomécaniques analysés pour l'étude

Les paramètres biomécaniques sont pointés précisément et/ou calculés à partir des tracés de la vitesse antéropostérieure du CG ($X'G$), de l'accélération antéropostérieure du CG ($X''G$), du déplacement antéropostérieur (X_p) et latéral (Y_p) du CP.

B. Paramètres biomécaniques spatio-temporels

Les paramètres biomécaniques spatio-temporels retenus pour l'étude sont les suivants :

- **dAPA** : durée de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (i.e. APA antéropostérieurs). Elle est calculée en soustrayant l'instant du lever du pied du membre inférieur oscillant (FO) à l'instant des premiers phénomènes dynamiques perçus (t_0), i.e. $dAPA = FO - t_0$.
- **dPO** : durée de la phase oscillante du membre inférieur pendulaire. Elle est mesurée en soustrayant l'instant du poser du pied pendulaire (FC) à celui du décollement du pied oscillant FO, i.e. $dPO = FC - FO$.
- **Arec CP** : amplitude de recul maximal du centre des pressions correspondant à la valeur minimale atteinte au cours de la phase des ajustements posturaux anticipateurs.
- **Lpas** : longueur du premier pas pointé sur la courbe antéropostérieure du centre des pressions et qui correspond à la distance parcourue par le CP entre le lever du pied du membre inférieur oscillant et le lever du pied d'appui controlatéral consécutif à l'exécution du pas.
- **tVGx** : durée de la phase d'initiation de la marche repérée sur la courbe d'accélération antéropostérieur à l'instant du changement de signe et/ou sur la courbe de vitesse antéropostérieure du centre de gravité au pic de vitesse.

Les tracés biomécaniques des paramètres biomécaniques spatio-temporels et les pointages effectués lors du dépouillement sont présentés dans la figure 18.

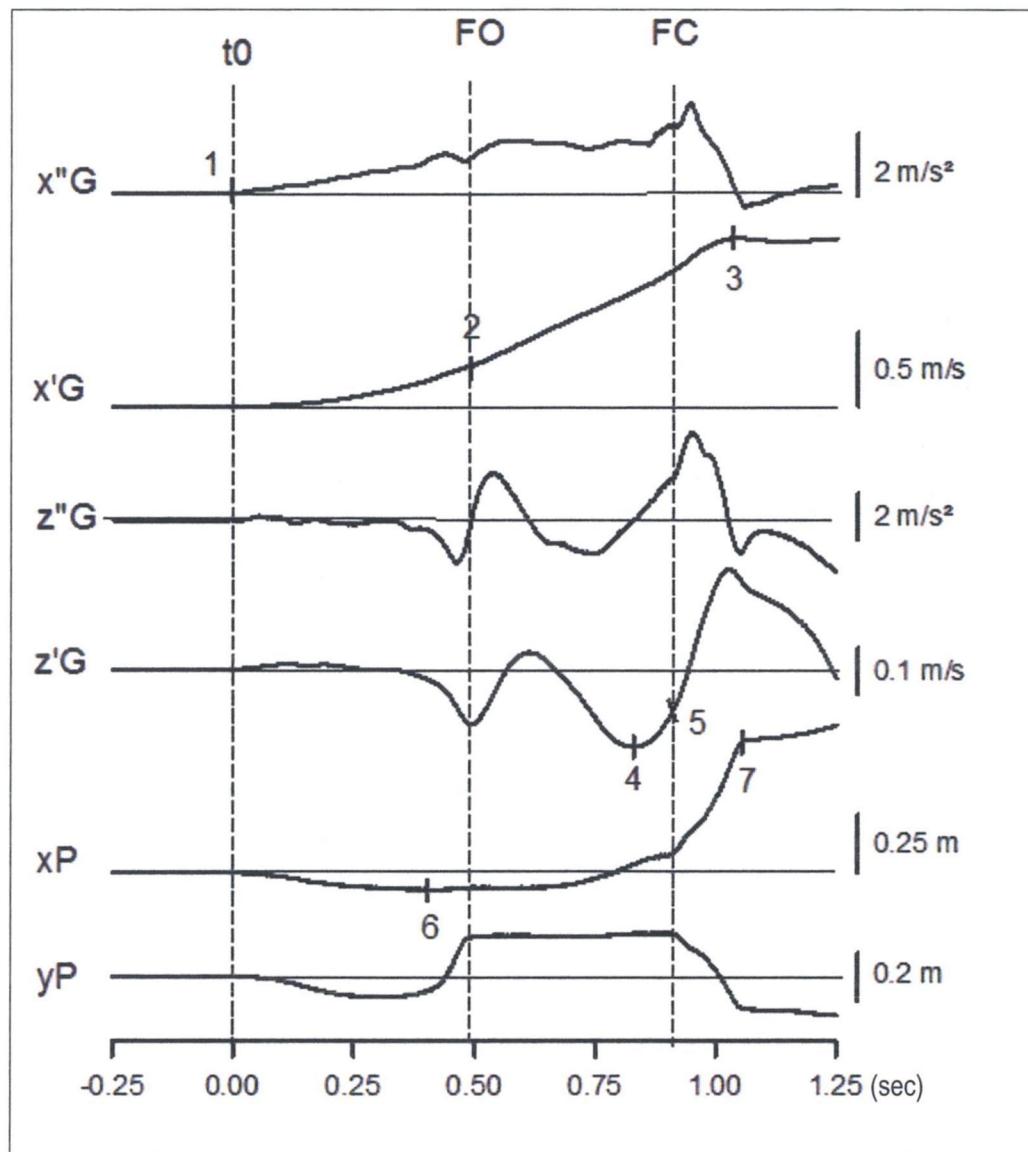


Figure 18. Tracés biomécaniques globaux types obtenus avec la plateforme de forces AMTI ® chez un sujet sain initiant la marche à vitesse rapide.

$X''G$: accélération anteropostérieure du CG ; $X'G$: vitesse anteropostérieure du CG ; $Z''G$: accélération verticale du CG ; $Z'G$: vitesse verticale du CG ; xP : déplacement anteropostérieur du CP ; yP : déplacement latéral du CP ; t_0 : début des premiers phénomènes dynamiques ; FO : instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire ; FC : instant du poser du pied du membre. Les paramètres biomécaniques pointés ont été numérotés de 1 à 7. Pour chaque pointage le temps et l'amplitude étaient délivrés.

1 : t_0 ; 2 : temps et amplitude à FO ; 3 : temps et amplitude à l'instant de la vitesse maximale de progression anteropostérieure du centre de gravité atteinte à l'issue du premier pas ; 4 : temps et amplitude à l'instant de la vitesse verticale du centre de gravité atteinte juste avant le poser du pied pendulaire ; 5 : temps et amplitude de la vitesse verticale du centre de gravité à l'instant du poser du pied pendulaire ; 6 : temps et amplitude à l'instant du recul maximal du CP ; 7 : temps et amplitude de la longueur du pas.

C. Paramètres biomécaniques inhérents à la vitesse

Les paramètres biomécaniques de vitesses mesurées sont les suivants :

- **VGxFO** : vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire, repérée sur la courbe de vitesse du centre de gravité antéropostérieur (Figure 19).
- **VGx** : vitesse maximale de la progression antéropostérieure du centre de gravité atteinte à l'issue du premier pas. Elle est détectée par le pic du tracé de vitesse antéropostérieure du centre de gravité (Cf. Figure 19).
- **ΔVz** : magnitude de freinage de la chute du centre de gravité selon l'axe vertical de vitesse du CG. Elle est calculée en soustrayant la vitesse verticale du centre de gravité à l'instant du poser du pied pendulaire (VzFC) à la vitesse maximale verticale du centre de gravité atteinte juste avant le poser du pied pendulaire (Vzm), i.e. $\Delta Vz = VzFC - Vzm$ (Cf. Figure 18).
- **ΔV** : Forces de propulsion générées au cours de la phase de simple appui lors de l'exécution du premier pas. Elles correspondent au gain de vitesse obtenu au cours de cette période et sont calculées en soustrayant la vitesse maximale antéropostérieure du centre de gravité atteinte à l'issue du premier pas (VGx) à la vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire (VGxFO), i.e. $\Delta V = VGx - VGxFO$ (Cf. Figure 19).

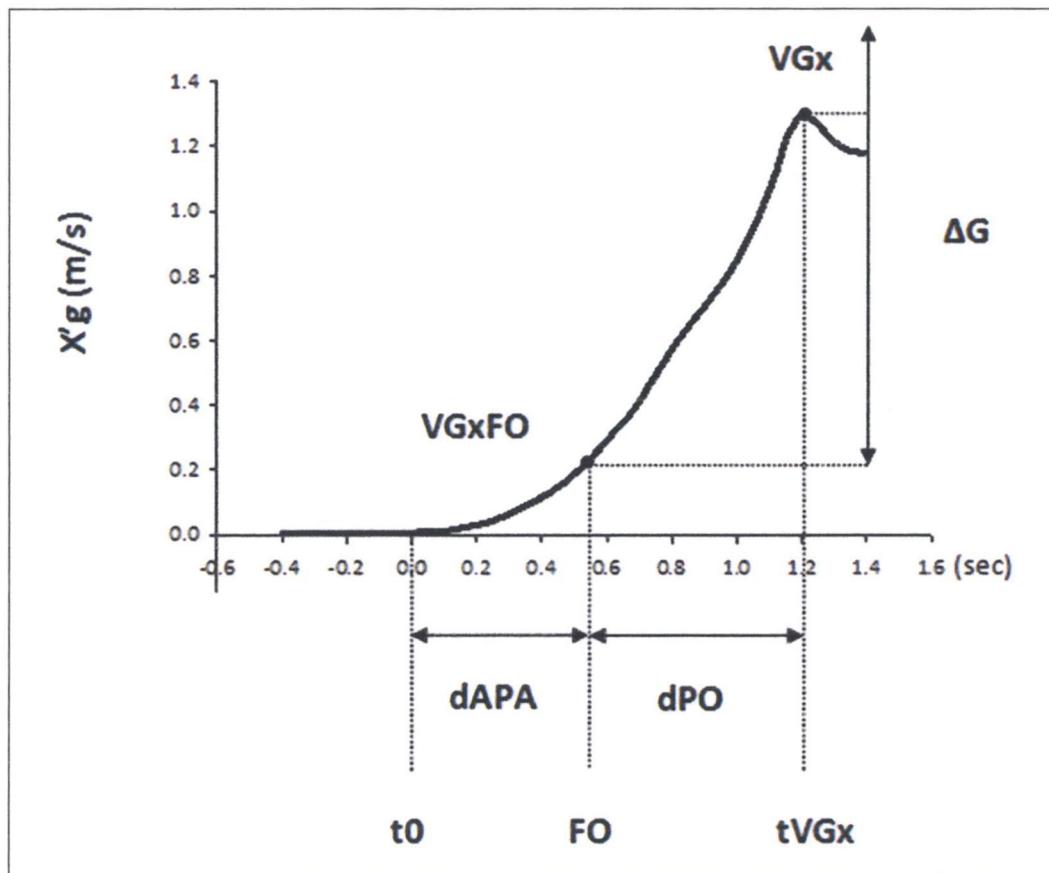


Figure 19. Tracé de la vitesse antéropostérieure du centre de gravité ($X'g$) obtenu chez un sujet témoin à vitesse normale et paramètres biomécaniques sélectionnés pour l'étude de l'IM.

$X'g$: vitesse antéropostérieure du centre de gravité ; $t0$: début des premiers phénomènes dynamiques ; FO : instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire ; $VGxFO$: vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire ; $tVGx$: durée de la phase d'IM ; VGx : vitesse maximale antéropostérieure du centre de gravité atteinte à l'issue du premier pas ; $dAPA$: durée de la phase des ajustements posturaux anticipateurs ; dPO : durée de la phase oscillante du membre inférieur pendulaire ; ΔV : gain de vitesse obtenu pendant la phase d'exécution du pas.

D. Paramètres électromyographiques sélectionnés pour l'étude

La procédure de dépouillement des paramètres EMG est présentée dans la figure 20. Ces paramètres correspondent à :

- **TA** : l'intensité de l'activité du Tibialis Anterior mesurée, redressée (rTA), et intégrée (iTA) au cours de la phase de préparation posturale (i.e. phase comprise entre le t0 et le FO) puis normalisée en temps et en amplitude. Cette mesure a été effectuée pour le Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) et du pied de départ (TA-D).
- **SOL** : l'intensité de l'activité du Soleus d'appui (SOL-A) mesurée, redressée (rSOL-A), et intégrée (iSOL-A) pendant la phase d'exécution du pas (i.e. phase comprise entre le FO et le FC) puis normalisée en temps et amplitude.

La normalisation en temps consiste à diviser pour chaque sujet et chaque essai la valeur de l'activité EMG intégrée par la durée d'activité EMG correspondante.

La normalisation en amplitude consiste à calculer pour chaque sujet la valeur moyenne de l'intensité musculaire, au préalable normalisée en temps, puis à diviser chaque essai par cette valeur moyenne.

Etant donné que l'on ne peut pas comparer l'activité électromyographique de deux muscles homologues, que ce soit en intra ou inter-sujet, ainsi nous avons considéré la valeur moyenne de l'activité EMG par rapport à une valeur de référence équivalente à 100%. Celle-ci représente l'activité EMG des conditions « contrôle ».

Le traitement statistique a permis de calculer les moyennes et écarts-types pour toutes les conditions et situations expérimentales menées. L'analyse comparative entre les diverses conditions et situations expérimentales a été effectuée par le biais d'une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées suivi d'un test post-hoc de Tukey avec le logiciel « SPSS 19 ».

Le test statistique est admis comme significatif pour une valeur de $p < 0.05$. Nous présenterons les résultats des paramètres biomécaniques par l'intermédiaire de matrices de contrastes, à l'intérieur desquelles la significativité statistique sera notée S .

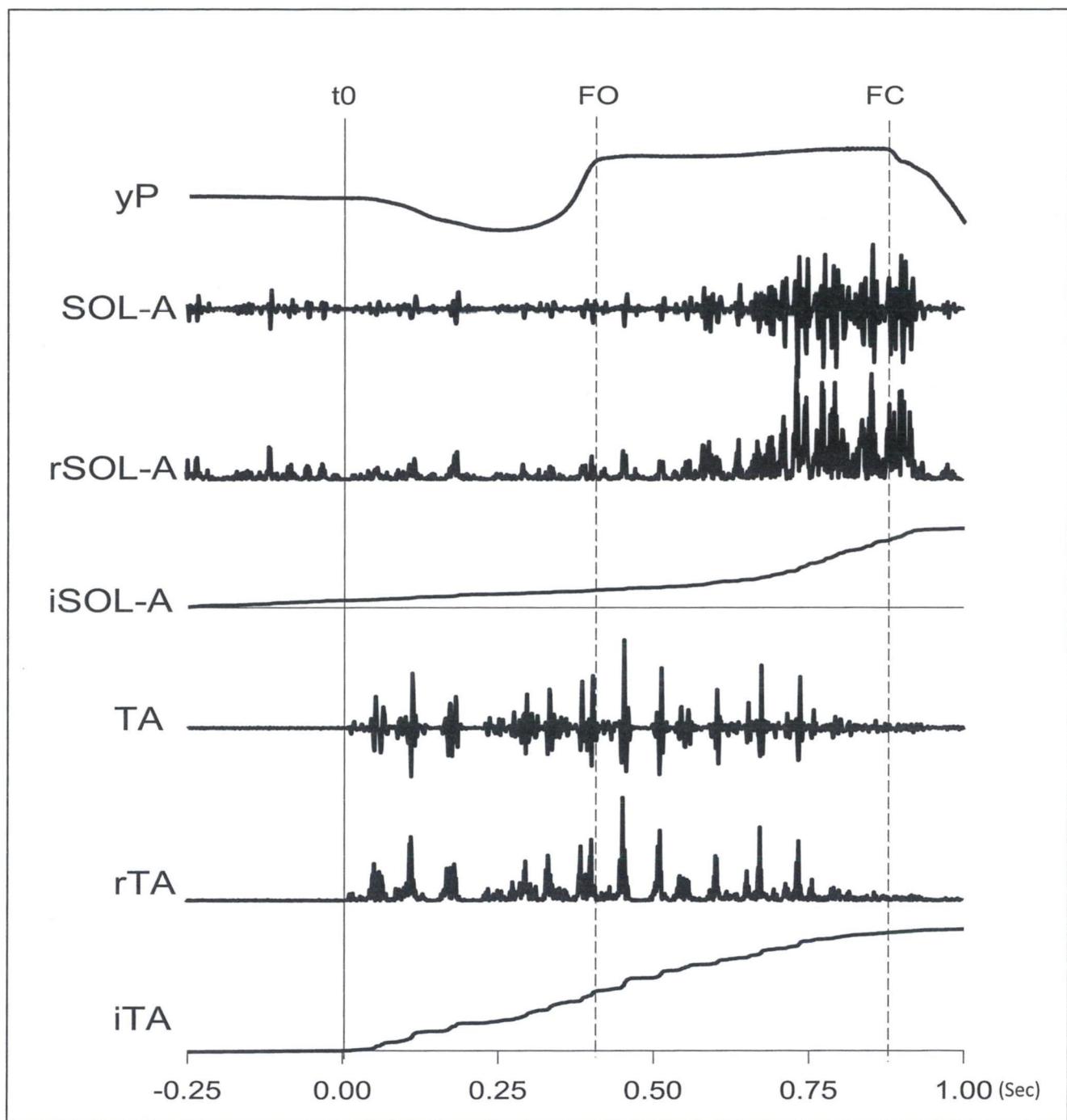


Figure 20. Tracés biomécaniques et enregistrements électromyographiques utilisés lors de la procédure de dépouillement des données.

yP : déplacement latéral du CP ; SOL-A : activité électromyographique du Soleus d'appui ; rSOL-A : redressement de l'activité électromyographique du Soleus d'appui ; iSOL-A : intégration de l'activité électromyographique du Soleus d'appui ; TA: activité électromyographique du Tibialis Anterior ; rTA : redressement de l'activité électromyographique du Tibialis Antérieur ; iTA : intégration de l'activité électromyographique du Tibialis Antérieur; t0 : début des premiers phénomènes dynamiques ; FO : instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire ; FC : poser du pied pendulaire.

CHAPITRE 3

ETUDE 1 : EFFETS DU STRAPPING SUR LE PROCESSUS D'INITIATION DE LA MARCHE

ETUDE 1 : EFFETS DU STRAPPING SUR LE PROCESSUS D'INITIATION DE LA MARCHE

L'étude 1 est une étude « fondamentale » qui évalue les effets de l'hypomobilité articulaire de cheville, induite par strapping unilatéral et bilatéral, sur l'IM.

3.1 Présentation des tracés biomécaniques propres à l'initiation de la marche

Les tracés biomécaniques enregistrés avec la plateforme de forces AMTI® (Figure 21) illustrent et comparent le mouvement d'IM chez un sujet initiant le pas, à vitesse spontanée, en condition « contrôle » départ pied droit (CTLd) versus IM avec strapping sur le pied de départ droit (S-Dd).

Le phénomène d'IM s'étend du début de l'apparition des premiers phénomènes mécaniques dynamiques (t_0) jusqu'à l'instant où la vitesse antéropostérieure du centre de gravité est maximale (VGx).

L'IM peut ensuite être subdivisée en deux parties correspondantes à :

- La phase **préparation posturale**, au cours de laquelle interviennent les **ajustements posturaux anticipateurs** (APA), délimitée entre t_0 (i.e. instant d'apparition des premiers phénomènes mécaniques dynamiques) et le lever du membre inférieur pendulaire (FO).
- La phase dite **d'exécution du pas**, correspondante à la phase oscillante (PO), qui commence au lever du pied du membre inférieur pendulaire (FO) et se termine à l'instant du tVGx (i.e. à l'instant où la vitesse antéropostérieure du CG est maximale).

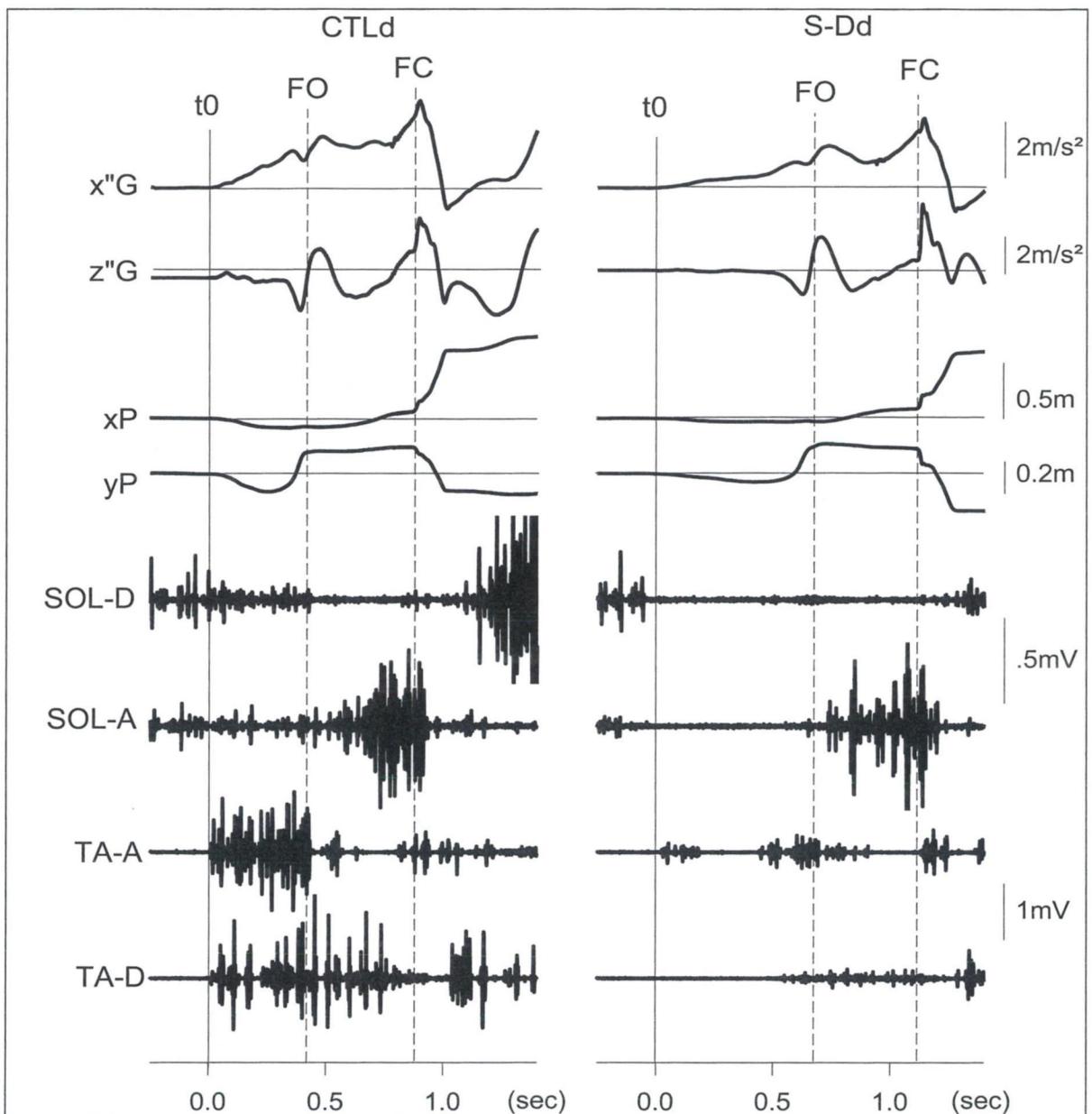


Figure 21. Tracés biomécaniques et électromyographiques globaux obtenus avec la plateforme de forces AMTI ® chez un sujet sain initiant la marche à vitesse spontanée en condition contrôle départ droit (CTLd) versus IM avec strapping sur le pied de départ droit (S-Dd).

X''G : accélération antéropostérieure du CG ; X'G : vitesse antéropostérieure du CG ; Z''G : accélération verticale du CG ; Z'G : vitesse verticale du CG ; xP : déplacement antéropostérieur du CP ; yP : déplacement latéral du CP ; t0 : début des premiers phénomènes dynamiques ; FO : instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire ; FC : instant du poser du pied du membre inférieur oscillant ; SOL-D : activité électromyographique du Soleus de départ ; SOL-A : activité électromyographique du Soleus d'appui ; TA-A : activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui ; TA-D : activité électromyographique du Tibialis Anterior de départ.

3.1.1 Résultats et analyses statistiques des paramètres biomécaniques

Les valeurs moyennes ainsi que les écart-types des paramètres biomécaniques sont présentés pour chaque condition expérimentale dans les tableaux ci-dessous. Ils regroupent l'ensemble des sujets et des essais enregistrés pour chaque condition. Les conditions étaient les suivantes : IM départ contrôle droit (CTLd), IM départ contrôle gauche (CTLg), IM avec strapping sur le pied de départ droit (S-Dd), IM avec strapping sur le pied d'appui départ gauche (S-Ag), IM avec strapping bilatéral départ gauche (SBLg) et IM avec strapping bilatéral départ droit (SBLd). Les résultats statistiques sont présentés en parallèle dans des matrices de contrastes propres à chaque paramètre.

3.1.1.1 Paramètres biomécaniques de la phase de préparation posturale

Les valeurs de la durée de la phase de préparation posturale des APA (dAPA) et de l'amplitude de recul du centre des pressions (Arec CP), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 3 ci-dessous.

Tableau 3. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase de préparation posturale (dAPA) et de l'amplitude de recul du centre des pressions (Arec CP), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	dAPA (sec)	Arec CP (m)
CTLd (1)	0.480 (0.04)	-0.06 (0.02)
CTLg (2)	0.482 (0.03)	-0.06 (0.01)
S-Dd (3)	0.555 (0.07)	-0.04 (0.01)
S-Ag (4)	0.604 (0.08)	-0.04 (0.01)
SBLg (5)	0.577 (0.04)	-0.02 (0.02)
SBLd (6)	0.565 (0.06)	-0.02 (0.02)

dAPA	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S		S		
4	S	S	S		S	S
5	S	S		S		
6	S	S		S		

Arec CP	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S				
4	S	S				
5	S	S				
6	S	S				

R	dAPA (sec)	Arec CP (m)
CTLd (1)	0.489 (0.04)	-0.08 (0.01)
CTLg (2)	0.494 (0.03)	-0.08 (0.01)
S-Dd (3)	0.519 (0.05)	-0.06 (0.01)
S-Ag (4)	0.575 (0.04)	-0.06 (0.01)
SBLg (5)	0.556 (0.04)	-0.06 (0.01)
SBLd (6)	0.554 (0.03)	-0.06 (0.02)

Arec CP	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S				
4	S	S				
5	S	S				
6	S	S				

A vitesse spontanée (Cf. Tableau 3) :

- la valeur moyenne de la durée des ajustements posturaux anticipateurs (dAPA), toutes conditions confondues, est de 0.544 ± 0.05 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (0.480 ± 0.04 sec) et S-Ag (0.604 ± 0.08 sec). La dAPA est significativement plus grande ($F(1,9) = 62.564 ; p < 0.0001$) pour toutes les conditions « strapping » versus (vs.) « contrôle ».

La dAPA de S-Ag est significativement supérieure ($F(1,9) = 62.564$) à celle de S-Dd ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.0001$) et SBLg ($p < 0.05$). Aucune différence significative n'a été observée entre S-Dd, SBLd et SBLg.

- La valeur moyenne de l'amplitude de recul du centre de pressions (Arec CP), toutes conditions confondues, est de 0.05 ± 0.01 m. L'Arec CP est significativement plus faible ($F(1,9) = 41.968 ; p < 0.0001$) pour toutes les conditions « strapping » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre les différentes conditions « strapping ».

A vitesse rapide (Cf. Tableau 3) :

- la valeur moyenne de la dAPA, toutes conditions confondues, est de 0.53 ± 0.04 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (0.489 ± 0.04 sec) et S-Ag (0.575 ± 0.04 sec). La dAPA est significativement plus grande ($F(1,9) = 64.968 ; p < 0.0001$, i.e. sauf p CTLg vs S-Dd < 0.05) ; $p < 0.0001$) pour toutes les conditions « strapping » versus (vs.) « contrôle ».

La dAPA de S-Ag est significativement supérieure à celle de S-Dd ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). La dAPA de S-Dd est significativement supérieure ($p < 0.0001$) à celles de SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre SBLd et SBLg.

- La valeur moyenne de l'Arec CP, toutes conditions confondues, est de -0.07 ± 0.01 m. L'Arec CP est significativement plus faible ($F(1,9) = 47.230 ; p < 0.0001$) pour toutes les conditions « strapping » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre toutes les conditions « strapping ».

3.1.1.2 Paramètres biomécaniques de la phase d'exécution du premier pas

Les valeurs de la durée de la phase oscillante (dPO) et de la durée totale de l'IM (tVGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 4 ci-dessous.

Tableau 4. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase oscillante (dPO) et de la durée totale de l'IM (tVGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	dPO (sec)	tVGx (sec)
CTLd (1)	0.506 (0.08)	1.124 (0.09)
CTLg (2)	0.519 (0.07)	1.131 (0.09)
S-Dd (3)	0.475 (0.10)	1.171 (0.08)
S-Ag (4)	0.408 (0.11)	1.136 (0.04)
SBLg (5)	0.423 (0.08)	1.138 (0.09)
SBLd (6)	0.444 (0.09)	1.134 (0.09)

dPO	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S			
5	S	S	S			
6	S	S	S			

tVGx	1	2	3	4	5	6
1						
2						
3						
4						
5						
6						

R	dPO (sec)	tVGx (sec)
CTLd (1)	0.520 (0.07)	1.084 (0.06)
CTLg (2)	0.504 (0.09)	1.078 (0.09)
S-Dd (3)	0.483 (0.08)	1.085 (0.06)
S-Ag (4)	0.411 (0.08)	1.071 (0.07)
SBLg (5)	0.435 (0.08)	1.064 (0.08)
SBLd (6)	0.442 (0.07)	1.064 (0.07)

dPO	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S			
5	S	S	S			
6	S	S	S			

tVGx	1	2	3	4	5	6
1						
2						
3						
4						
5						
6						

A vitesse normale (Cf. Tableau 4) :

- La valeur moyenne de la durée de la phase oscillante (dPO), toutes conditions confondues, est 0.460 ± 0.09 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLg (0.519 ± 0.07 sec) et S-Ag (0.408 ± 0.11 sec). La dPO est significativement plus courte ($F(1,9) = 63.417$; $p < 0.0001$, i.e. sauf entre CTLd vs S-Ag où $p < 0.01$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ».

Aucune différence significative n'a été observée entre S-Dd, CTLd et CTLg. La dPO de S-Dd est significativement supérieure ($F(1,9) = 63.417$) à celle de S-Ag ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). Aucune différence significative n'a été observée entre S-Ag, SBLd et SBLg.

- La valeur moyenne de la durée de la phase d'initiation de la marche (tVGx), toutes conditions confondues, est de 1.139 ± 0.08 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions SBLd (1.134 ± 0.09 sec) et S-Ag (1.171 ± 0.08 sec). Aucune différence significative n'a été observée entre les conditions « strapping » vs. « contrôle » et entre toutes les conditions « strapping ».

A Vitesse rapide (Cf. Tableau 4) :

- La valeur moyenne de la dPO, toutes conditions confondues, est 0.466 ± 0.08 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (0.520 ± 0.07 sec) et S-Ag (0.411 ± 0.08 sec). La dPO est significativement plus courte ($F(1,9) = 67.781$; $p < 0.0001$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre S-Dd, CTLd et CTLg.

La dPO de S-Dd est significativement supérieure à celles de S-Ag ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). Aucune différence n'a été observée entre S-Ag, SBLd et SBLg.

- La valeur moyenne de la durée tVGx, toutes conditions confondues, est de 1.074 ± 0.07 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (1.084 ± 0.06 sec) et SBLd (1.064 ± 0.07 sec). Aucune différence significative n'a été observée entre les conditions « strapping » vs. « contrôle » et entre toutes les conditions « strapping ».

3.1.1.3 Paramètres biomécaniques de performance

Les valeurs de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité à l'instant du décollement du pied (VGxFO) et à la fin du premier pas (VGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 5 ci-dessous.

Tableau 5. Valeurs moyennes et écarts-types de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité à l'instant du décollement du pied (VGxFO) et à la fin du premier pas (VGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	VGxFO (m/s)	VGx (m/s)
CTLd (1)	0.39 (0.10)	1.19 (0.11)
CTLg (2)	0.39 (0.10)	1.18 (0.10)
S-Dd (3)	0.34 (0.09)	1.16 (0.12)
S-Ag (4)	0.33 (0.06)	0.90 (0.08)
SBLg (5)	0.32 (0.05)	0.99 (0.11)
SBLd (6)	0.33 (0.05)	1.00 (0.09)

VGxFO	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S				
4	S	S				
5	S	S				
6	S	S				

R	VGxFO (m/s)	VGx (m/s)
CTLd (1)	0.58 (0.08)	1.77 (0.18)
CTLg (2)	0.58 (0.07)	1.76 (0.19)
S-Dd (3)	0.52 (0.02)	1.75 (0.14)
S-Ag (4)	0.50 (0.07)	1.54 (0.16)
SBLg (5)	0.51 (0.09)	1.62 (0.09)
SBLd (6)	0.51 (0.08)	1.62 (0.13)

VGxFO	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S				
4	S	S				
5	S	S				
6	S	S				

VGx	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	
2			S	S	S	
3			S	S	S	
4	S	S	S	S	S	
5	S	S	S	S	S	
6	S	S	S	S	S	

VGx	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	
2			S	S	S	
3			S	S	S	
4	S	S	S	S	S	
5	S	S	S	S	S	
6	S	S	S	S	S	

A vitesse normale (Cf. Tableau 5) :

- La valeur moyenne de la vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire (VGxFO), toutes conditions confondues, est de 0.35 ± 0.07 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (0.39 ± 0.08 m/s) et SBLg (0.32 ± 0.05 m/s).

La VGxFO est significativement plus faible ($F(1,9) = 6.660$; $p < 0.05$) pour toutes les conditions « strapping » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre toutes les conditions « strapping ».

- La valeur moyenne de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité atteinte à la fin du premier pas (VGx), toutes conditions confondues, est de 1.07 ± 0.15 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (1.19 ± 0.11 m/s) et S-Ag (0.90 ± 0.13 m/s).

La VGx est significativement diminuée ($F(1,9) = 38.654$; $p < 0.0001$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre S-Ag, CTLd et CTLg. La VGx de S-Dd est significativement supérieure ($F(1,9) = 38.654$) à celle des conditions S-Ag ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). La VGx de S-Ag est significativement inférieure ($p < 0.05$) à celles de SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre SBLd et SBLg.

A vitesse rapide (Cf. Tableau 5) :

- La VGxFO, toutes conditions confondues, est de 0.53 ± 0.06 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLg (0.58 ± 0.02 m/s) et S-Ag (0.50 ± 0.07 m/s). La VGxFO est significativement plus faible ($F(1,9) = 7.106$; $p < 0.0001$) pour toutes les conditions « strapping » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre toutes les conditions « strapping ».
- La VGx, toutes conditions confondues, est de 1.68 ± 0.15 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (1.77 ± 0.18 m/s) et S-Ag (1.54 ± 0.16 m/s).

La VGx est significativement diminuée ($F(1,9) = 20.776$; $p < 0.0001$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre S-D, CTLd et CTLg. La VGx de S-Dd est significativement supérieure à celle des conditions S-Ag ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). La VGx de S-Ag est significativement inférieure ($p < 0.05$) à celles de SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre SBLd et SBLg.

Les valeurs du gain de vitesse généré au cours de la phase de simple appui lors de l'exécution du premier pas (ΔV) et de la magnitude de freinage de la chute du centre de gravité (ΔV_z), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 6 ci-dessous.

Tableau 6. Valeurs moyennes et écarts-types du gain de vitesse généré au cours de la phase de simple appui lors de l'exécution du premier pas (ΔV) et de la magnitude de freinage de la chute du centre de gravité (ΔV_z), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	ΔV (m/s)	ΔV_z (m/s)
CTLd (1)	0.80 (0.04)	0.12 (0.05)
CTLg (2)	0.79 (0.01)	0.11 (0.06)
S-Dd (3)	0.83 (0.02)	0.07 (0.01)
S-Ag (4)	0.59 (0.03)	0.03 (0.01)
SBLg (5)	0.68 (0.04)	0.03 (0.01)
SBLd (6)	0.67 (0.04)	0.03 (0.01)

ΔV	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S	S		
6	S	S	S	S		

ΔV_z	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S		S	S	S
4	S	S	S			
5	S	S	S			
6	S	S	S			

R	ΔV (m/s)	ΔV_z (m/s)
CTLd (1)	1.19 (0.03)	0.33 (0.04)
CTLg (2)	1.18 (0.02)	0.34 (0.04)
S-Dd (3)	1.23 (0.04)	0.34 (0.05)
S-Ag (4)	1.04 (0.03)	0.17 (0.02)
SBLg (5)	1.11 (0.03)	0.21 (0.03)
SBLd (6)	1.11 (0.02)	0.17 (0.02)

ΔV	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3			S	S	S	S
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S	S		
6	S	S	S	S		

ΔV_z	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S		S	S	S
4	S	S	S			
5	S	S	S			
6	S	S	S			

A vitesse normale (Cf. Tableau 6) :

- la valeur moyenne du gain de vitesse (ΔV), toutes conditions confondues, est de 0.73 ± 0.04 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 0.80 ± 0.04 m/s) et S-Ag (0.59 ± 0.03 m/s).

Le ΔV est significativement plus faible ($F(1,9) = 75.657 ; p < 0.0001$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre S-Dd, CTLd et CTLg. La ΔV de S-Dd est significativement supérieure ($F(1,9) = 75.657$) à celle des conditions S-Ag ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). Le ΔV de S-Ag est significativement inférieure ($p < 0.05$) à celles de SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre SBLd et SBLg.

- La valeur moyenne de la magnitude de freinage de la chute du centre de gravité selon l'axe vertical de vitesse du CG (ΔV_z), toutes conditions confondues, est de 0.07 ± 0.02 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 0.12 ± 0.05 m/s) et S-Ag (0.03 ± 0.01 m/s).

La ΔV_z est significativement ($F(1,9) = 45.517 ; p < 0.0001$) réduite pour toutes les conditions « strapping » vs. « contrôle ». La ΔV_z de S-Dd est significativement supérieure ($p < 0.0001$) à celui de S-Ag, SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre S-Ag, SBLd et SBLg.

A vitesse rapide (Cf. Tableau 6) :

- La valeur moyenne de ΔV , toutes conditions confondues, est de 1.14 ± 0.03 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 1.19 ± 0.03 m/s) et S-Ag (1.04 ± 0.03 m/s). Le ΔV est significativement plus faible ($F(1,9) = 83.624 ; p < 0.0001$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre S-Dd, CTLd et CTLg.

Le ΔV de S-Dd est significativement supérieure à ceux des conditions S-Ag ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). Le ΔV de S-Ag est significativement inférieure ($p < 0.05$) à celles de SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre SBLd et SBLg.

- La valeur moyenne de ΔV_z , toutes conditions confondues, est de 0.27 ± 0.04 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLg = 0.34 ± 0.04 m/s) et S-Ag (0.17 ± 0.02 m/s). La ΔV_z est significativement ($F(1,9) = 40.791 ; p < 0.0001$) réduite pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLg et SBLd) vs. « contrôle ».

Aucune différence significative n'a été observée entre CTLd, CTLg et S-Ag. La ΔV_z de S-Dd est significativement supérieure à celui de S-Ag ($p < 0.0001$), SBLd ($p < 0.05$) et SBLg ($p < 0.05$). Aucune différence significative n'a été observée entre S-Ag, SBLd et SBLg.

Les valeurs de la longueur du pas (Lpas), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 7 ci-dessous.

Tableau 7. Valeurs moyennes et écarts-types de la longueur du pas (Lpas), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	Lpas (m)
CTLd (1)	0.62 (0.10)
CTLg (2)	0.62 (0.09)
S-Dd (3)	0.60 (0.07)
S-Ag (4)	0.55 (0.12)
SBLg (5)	0.55 (0.10)
SBLd (6)	0.55 (0.11)

Lpas	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S			
5	S	S	S			
6	S	S	S			

R	Lpas (m)
CTLd (1)	0.98 (0.13)
CTLg (2)	0.98 (0.09)
S-Dd (3)	0.99 (0.08)
S-Ag (4)	0.84 (0.12)
SBLg (5)	0.84 (0.10)
SBLd (6)	0.84 (0.10)

Lpas	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3					S	S
4	S	S	S			
5	S	S	S			
6	S	S	S			

A vitesse spontanée (Cf. Tableau 7), la valeur moyenne de la longueur du pas (Lpas), toutes conditions confondues, est de 0.58 ± 0.02 m. La Lpas est diminuée significativement ($F(1,9) = 9.831 ; p < 0.0001$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre S-Dd, CTLd et CTLg. La Lpas de S-Dd est significativement supérieure ($p < 0.05$) à celles de S-Ag, SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre S-Ag, SBLd et SBLg.

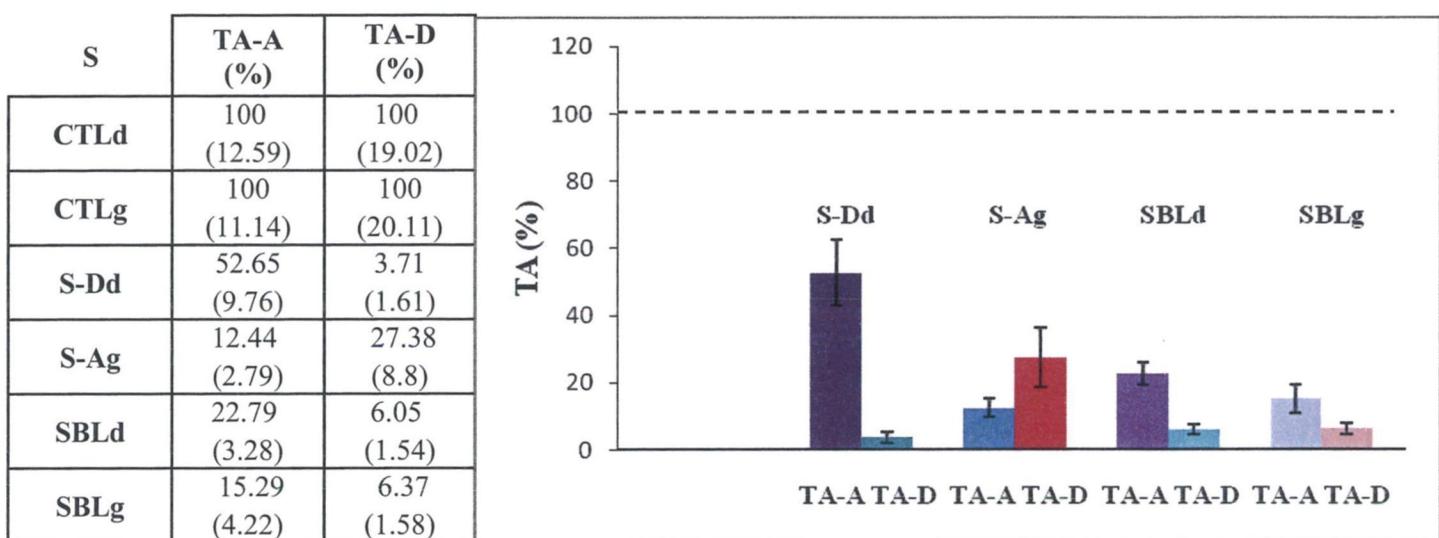
A vitesse rapide (Cf. Tableau 7), la valeur moyenne de la longueur du pas (Lpas), toutes conditions confondues, est de 0.91 ± 0.11 m. La Lpas est diminuée significativement ($F(1,9) = 10.674 ; p < 0.0001$) pour les conditions « strapping » (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre S-Dd, CTLd et CTLg. La Lpas de S-Dd est significativement supérieure ($p < 0.0001$) à celles de S-Ag, SBLd et SBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre S-Ag, SBLd et SBLg.

3.1.1.4 Résultats et analyses statistiques des paramètres électromyographiques

A. Phase de préparation posturale

L'intensité de l'activité électromyographique moyenne du muscle Tibialis Anterior appartenant au pied d'appui (TA-A) et au pied de départ (TA-D) a été mesurée à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les valeurs EMG ont été normalisées par rapport à une valeur référence de 100% correspondante aux conditions « contrôle » (i.e. CTLd et CTLg notifiés sur l'histogramme par la ligne en pointillés). Les résultats sont présentés dans les tableaux 8 et 9, et associés à une représentation par histogramme.

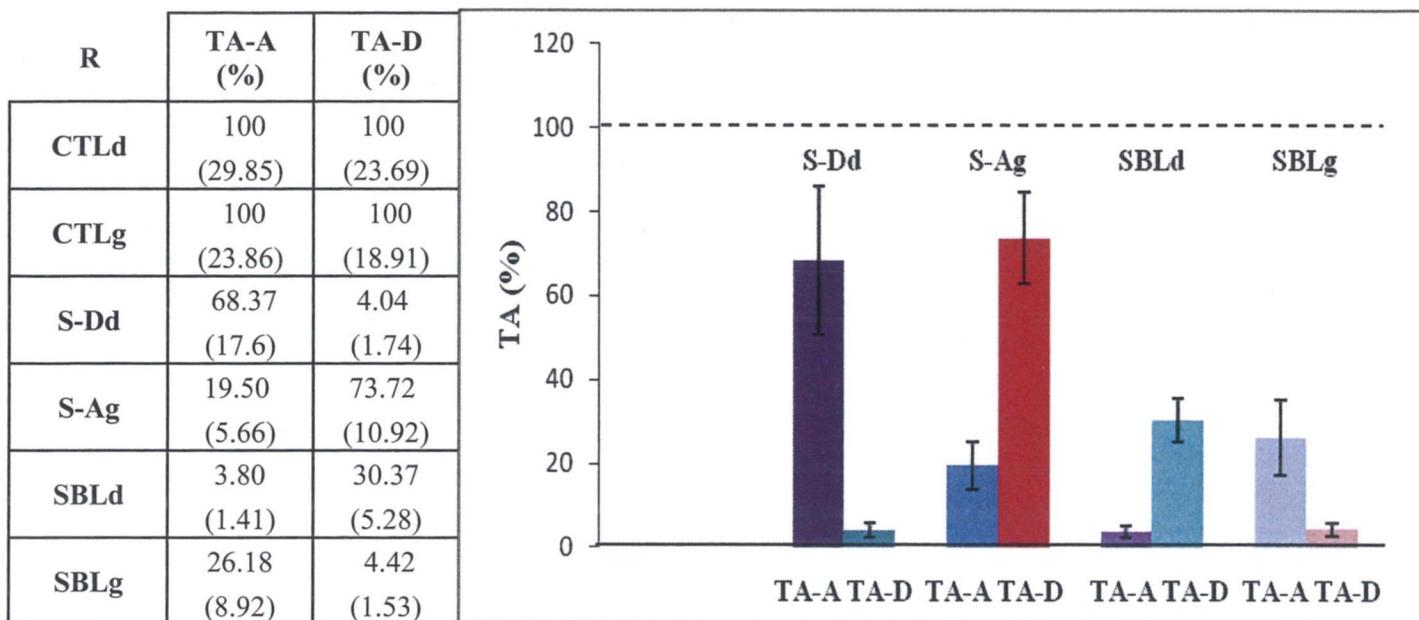
Tableau 8 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse spontanée (Cf. Tableau 8) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (S-Dd), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-D) diminue de 96 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-A) décroît de 47 %.
- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied d'appui (S-Ag), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-A) diminue de 88 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-D) diminue de 73 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté droit (SBLd), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 77 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ décroît de 94 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté gauche (SBLg), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 85 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ (TA-D) décroît de 94 %.

Tableau 9 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



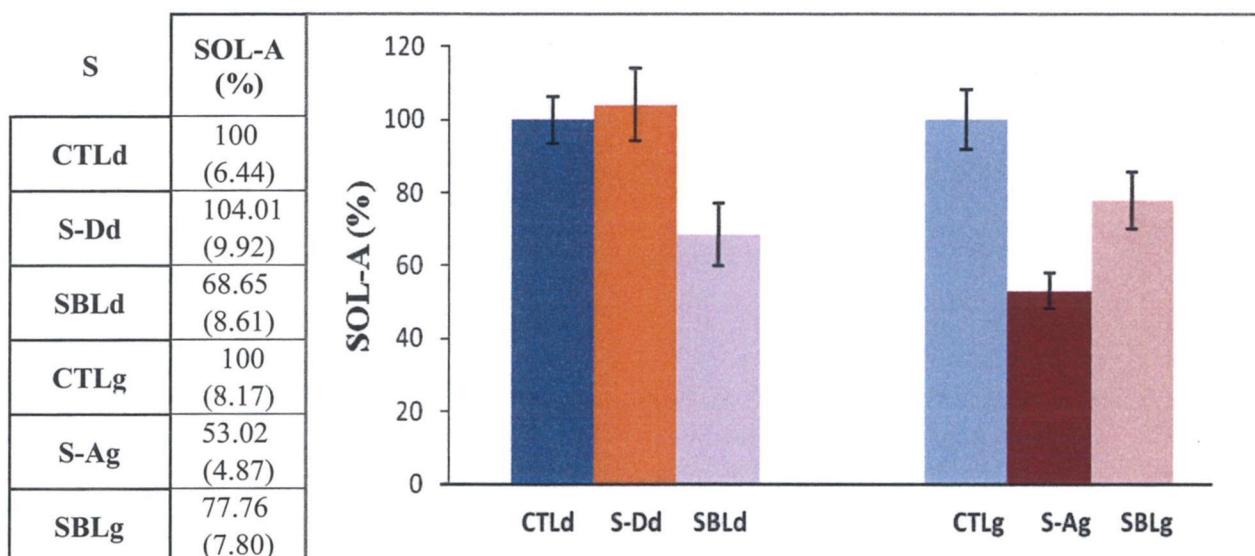
A vitesse rapide (Cf. Tableau 9) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (S-Dd), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-D) diminue de 96 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-A) décroît de 32 %.
- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied d'appui (S-Ag), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-A) diminue de 80 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-D) diminue de 26 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté droit (SBLd), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 96 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ (TA-D) décroît de 70 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté gauche (SBLg), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 73 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ (TA-D) décroît de 96 %.

B. Phase d'exécution du premier pas

L'intensité de l'activité électromyographique moyenne du muscle Soleus appartenant au pied d'appui (SOL-A) a été mesurée à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les valeurs EMG ont été normalisées et par rapport à une valeur référente de 100% correspondante aux conditions « contrôle ». Les résultats sont présentés dans les tableaux 10 et 11, et associés à une représentation par histogramme.

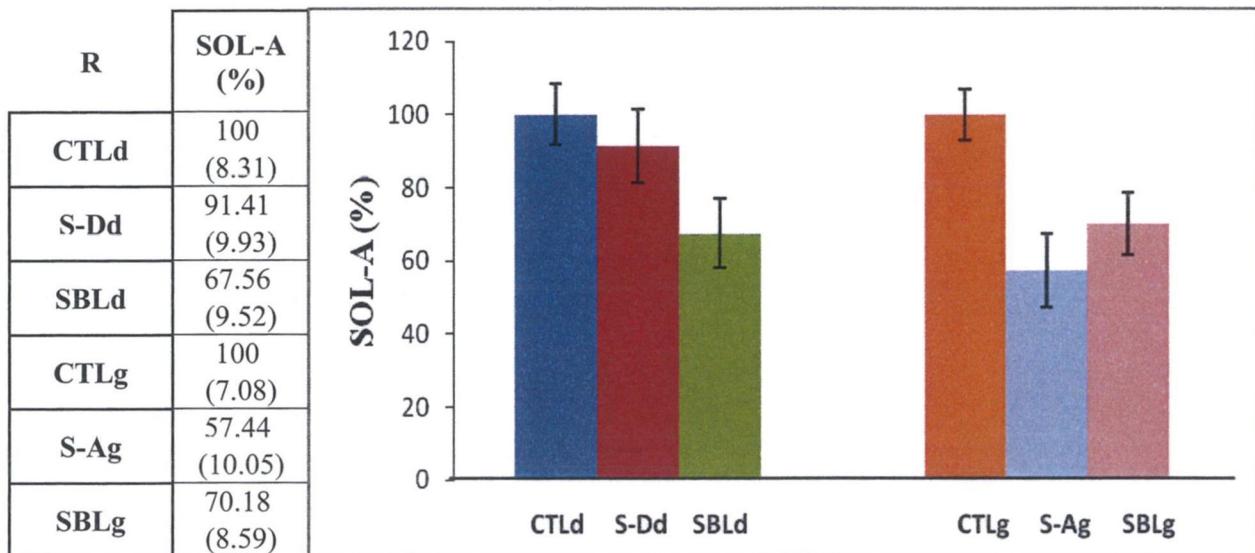
Tableau 10 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse spontanée (Cf. Tableau 10) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (S-Dd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) augmente de 4 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de d'appui (S-Ag), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 47 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ droit (SBLd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 31 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ gauche (SBLg), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 22 %.

Tableau 11 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse rapide (Cf. Tableau 11) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (S-Dd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 9 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de d'appui (S-Ag), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 43 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ droit (SBLd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 32 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ gauche (SBLg), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 30 %.

3.1.1.5 Synthèse des résultats de l'étude 1

EN RESUME

1- Effets de l'hypomobilité articulaire de cheville induite par strapping

Que la marche soit initiée à vitesse spontanée ou rapide :

- Les paramètres biomécaniques mesurés au cours des APA montrent qu'en présence d'un strapping unilatéral (i.e. pied d'appui et pied de départ) et bilatéral, la durée de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (dAPA) augmente tandis que le recul du CP (Arec CP) et la vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire (VGxFO) diminuent comparativement aux conditions « contrôle ».
- Les paramètres biomécaniques mesurés au cours de la phase d'exécution du pas montrent que la durée de la phase d'exécution du pas (dPO) et le gain de vitesse (ΔV) sont diminués lorsque le pied d'appui est strappé (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) comparativement aux conditions où le pied d'appui est libre (i.e. CTLd, CTLg, S-Dd). La durée de la phase d'IM (tVGx) reste inchangée.
- Les paramètres biomécaniques de performance : vitesse antéropostérieure de progression du CG (VGx), longueur du pas (Lpas) et magnitude de freinage de la chute du centre de gravité selon l'axe vertical de vitesse du CG (ΔV_z) sont diminués lorsque le pied d'appui est strappé (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) comparativement aux autres conditions expérimentales où le pied d'appui est libre (i.e. CTLd, CTL et S-Dd).
- Au niveau électromyographique, l'activité du Tibialis Anterior (TA) homolatéral et celle du TA controlatéral au port de strapping unilatéral (i.e. S-Ag et S-Dd) sont diminuées quelque soit le côté qui initie l'IM (i.e. libre ou strappé). Lors du port bilatéral de strapping (i.e. SBLd et SBLg), l'activité du TA diminue bilatéralement comparativement aux conditions « contrôle ».

L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est plus faible dans toutes les conditions expérimentales où le pied d'appui est strappé (i.e. S-Ag, SBLd, SBLg) comparativement aux conditions « contrôle » où le pied d'appui est libre (i.e. CTLd, CTLg).

2- Effets de l'hypomobilité articulaire de cheville induite par strapping unilatéral versus strapping bilatéral

Que la marche soit initiée à vitesse spontanée ou rapide :

- Les **paramètres biomécaniques mesurés au cours des APA** montrent que la durée de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (dAPA) est plus grande lors d'une IM départ pied d'appui strappé (S-Ag) comparativement à une IM départ avec strapping bilatéral (SBLd, SBLg).
- Les **paramètres biomécaniques mesurés au cours de la phase d'exécution du pas** : durée de la phase d'exécution du pas (dPO) et gain de vitesse (ΔV) sont plus importants lorsque le sujet initie la marche avec le pied oscillant strappé (S-Dd, i.e. pied d'appui libre) comparativement aux conditions avec strapping bilatéral (i.e. SBLd, SBLg). La durée totale de l'IM (tVGx) reste identique entre les conditions IM départ avec « strapping unilatéral » (i.e. S-Ag, S-Dd) versus IM départ avec « strapping bilatéral » (i.e SBLd et SBLg).
- Les **paramètres biomécaniques de performance** : vitesse antéropostérieure de progression du CG (VGx), longueur du pas (Lpas) et magnitude de freinage de la chute du centre de gravité selon l'axe vertical de vitesse du CG (ΔV_z) sont plus importantes dans la condition IM départ pied oscillant strappé (i.e. S-Dd, pied d'appui libre) comparativement aux conditions IM départ strapping bilatéral (i.e. SBLd et SBLg).

La vitesse antéropostérieure de progression du CG (VGx, Figure 20) est plus élevée lors d'une IM départ strapping bilatéral (i.e. SBLd, SBLg) comparativement à une IM départ strapping unilatéral sur le pied d'appui (S-Ag).

- **Au niveau électromyographique**, lors d'un départ avec orthèse bilatérale (i.e. OBLd et OBLg), l'activité EMG du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et du pied de départ (TA-D) sont diminuée bilatéralement, et ceci de façon plus importante, comparativement à une IM initiée : pied d'appui strappé (S-Ag) ou pied de départ strappé (S-Dd).

L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est supérieure pour la condition IM départ avec strapping bilatéral (i.e. SBLg) versus IM départ pied d'appui strappé (S-Ag). SOL-A est plus importante pour la condition IM départ pied oscillant strappé (i.e. S-Dd, pied d'appui libre) comparativement à la condition IM départ avec strapping bilatéral (SBLd).

La figure 22, présentée ci-dessous, résume les résultats majeurs obtenus dans l'étude 1. Elle montre les adaptations motrices globales et locales induites par le strapping unilatéral et bilatéral de cheville.

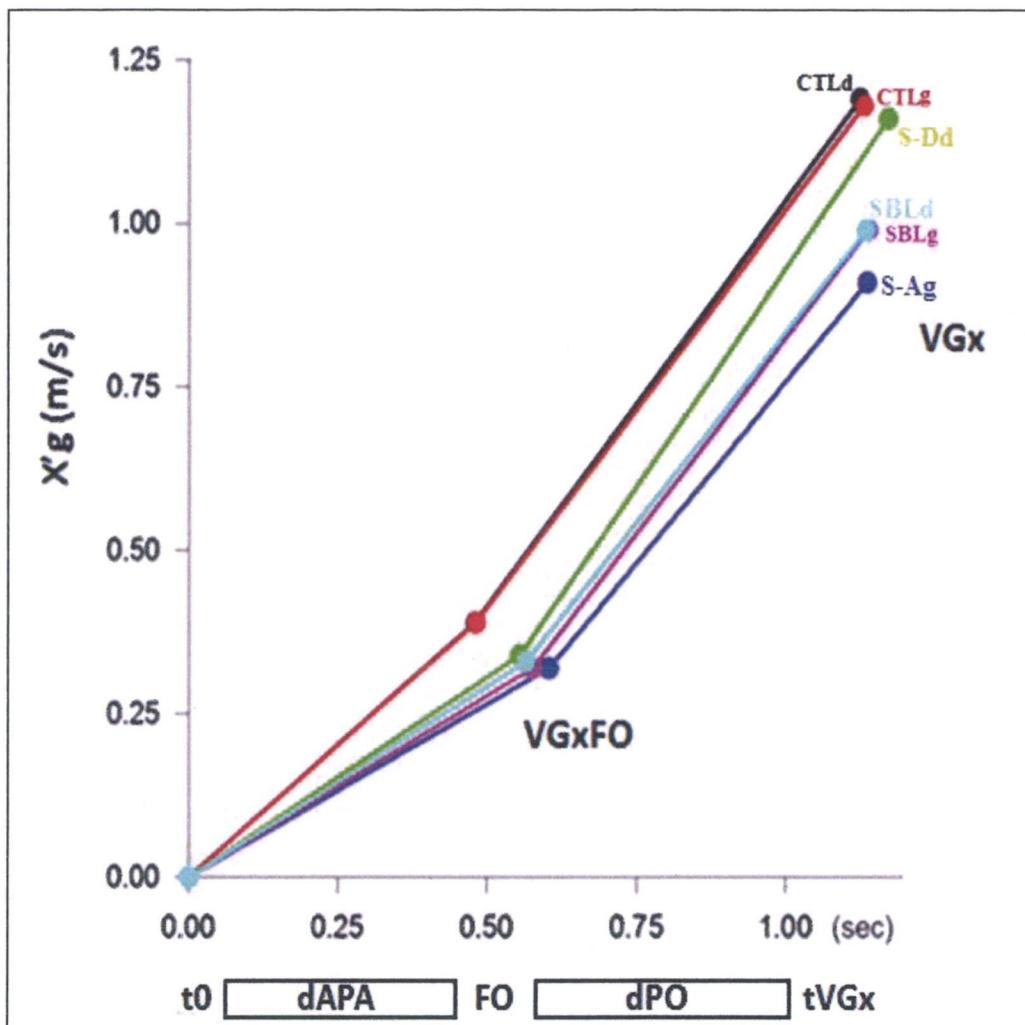


Figure 22. Schématisation de la vitesse antéropostérieure de progression du CG à vitesse spontanée en condition : contrôle (i.e. CTLd, CTL), avec strapping sur le pied de départ (S-Dd), avec strapping sur le pied d'appui (S-Ag), avec strapping bilatéral (i.e. SBLd, SBLg).

X'g : vitesse antéropostérieure du centre de gravité ; t0 : début des premiers phénomènes dynamiques ; FO : instant du décollement du pied pendulaire ; tVGx : durée totale de la phase d'initiation de la marche ; dAPA : durée de la phase de préparation posturale ; dPO : durée de la phase oscillante ; VGxFO : vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied pendulaire ; VGx : vitesse maximale de progression antéropostérieure du centre de gravité atteinte à l'issue du premier pas.

CHAPITRE 4

ETUDE 2 : EFFETS COMPARATIFS DU PROCESSUS D'INITIATION DE LA MARCHE AVEC STRAPPING VERSUS ORTHESE

ETUDE 2 : EFFETS COMPARATIFS DU PROCESSUS D'INITIATION DE LA MARCHE AVEC STRAPPING VERSUS ORTHESE

L'étude 2 est une étude « clinique comparative ». Elle présente les résultats comparatifs entre l'initiation de la marche avec strapping versus orthèse de cheville, après avoir rappelé ceux induits par le port d'orthèse unilatérale et bilatérale de cheville sur l'IM.

4.1 Résultats et analyses statistiques des paramètres biomécaniques

Dans cette seconde étude, nous analyserons les mêmes paramètres biomécaniques et électromyographiques que ceux mesurés dans l'étude 1. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types des paramètres biomécaniques sont présentés pour chaque condition expérimentale dans les tableaux ci-dessous. Ils regroupent l'ensemble des sujets et des essais enregistrés pour chaque condition. Les conditions étaient les suivantes : IM départ contrôle droit (CTLd), IM départ contrôle gauche (CTLg), IM avec orthèse sur le pied de départ (O-Dd), IM avec orthèse sur le pied d'appui (O-Ag), IM avec orthèse bilatérale départ gauche (OBLg) et IM avec orthèse bilatérale départ droit (OBLd). Les résultats statistiques sont présentés en parallèle dans des matrices de contrastes propres à chaque paramètre.

4.1.1 Phase de préparation posturale

Les valeurs de la durée de la phase de préparation posturale des APA (dAPA) et de l'amplitude de recul du centre des pressions (Arec CP), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 12 ci-dessous.

Tableau 12. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase de préparation posturale (dAPA) de l'amplitude de recul du centre des pressions (Arec CP), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	dAPA (sec)	Arec CP (m)
CTLd (1)	0.468 (0.04)	-0.06 (0.01)
CTLg (2)	0.470 (0.03)	-0.06 (0.02)
O-Dd (3)	0.543 (0.07)	-0.04 (0.01)
O-Ag (4)	0.584 (0.08)	-0.04 (0.01)
OBLg (5)	0.557 (0.04)	-0.04 (0.01)
OBLd (6)	0.553 (0.06)	-0.04 (0.02)

	dAPA	1	2	3	4	5	6
dAPA	1			S	S	S	S
	2			S	S	S	S
	3	S	S		S		
	4	S	S	S		S	S
	5	S	S		S		
	6	S	S		S		

	Arec CP	1	2	3	4	5	6
Arec CP	1			S	S	S	S
	2			S	S	S	S
	3	S	S				
	4	S	S				
	5	S	S				
	6	S	S				

R	dAPA (sec)	Arec CP (m)
CTLd (1)	0.489 (0.04)	-0.08 (0.01)
CTLg (2)	0.493 (0.03)	-0.08 (0.02)
O-Dd (3)	0.518 (0.05)	-0.06 (0.03)
O-Ag (4)	0.574 (0.02)	-0.06 (0.02)
OBLg (5)	0.555 (0.04)	-0.06 (0.02)
OBLd (6)	0.553 (0.03)	-0.06 (0.02)

Arec CP	1	2	3	4	5	6
	1			S	S	S
	2			S	S	S
	3	S	S			
	4	S	S			
	5	S	S			
	6	S	S			

A vitesse spontanée (Cf. Tableau 12) :

- la valeur moyenne de la dAPA, toutes conditions confondues, est de 0.529 ± 0.05 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (0.468 ± 0.04 sec) et O-Ag (0.584 ± 0.08 sec). La dAPA est significativement plus allongée ($F(1,9) = 54.732$; $p < 0.0001$) pour toutes les conditions « orthèse » versus (vs.) « contrôle ». La dAPA de O-Ag est significativement supérieure ($F(1,9) = 54.732$) à celle de O-Dd ($p < 0.0001$), OBLd ($p < 0.0001$) et OBLg ($p < 0.05$). Aucune différence significative n'a été observée entre O-Dd, OBLd et OBLg ;
- la valeur moyenne de l'amplitude de recul du centre de pressions (Arec CP), toutes conditions confondues, est de 0.05 ± 0.01 m. L'Arec CP est significativement plus faible ($F(1,9) = 38.126$; $p < 0.0001$) pour toutes les conditions « orthèse » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre toutes les conditions « orthèse ».

A vitesse rapide (Cf. Tableau 12) :

- la valeur moyenne de la dAPA, toutes conditions confondues, est de 0.539 ± 0.03 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (0.489 ± 0.04 sec) et O-Ag (0.574 ± 0.02 sec). La dAPA est significativement plus grande ($F(1,9) = 63.842$; $p < 0.0001$, i.e. sauf p CTLg vs O-Dd < 0.05 ; $p < 0.0001$) pour toutes les conditions « orthèse » versus (vs.) « contrôle ». La dAPA de O-Ag est significativement supérieure à celle de O-Dd ($p < 0.0001$), OBLd ($p < 0.05$) et OBLg ($p < 0.05$). La dAPA de O-Dd est significativement supérieure ($p < 0.0001$) à celles de OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre OBLd et OBLg ;
- La valeur moyenne de L'Arec CP, toutes conditions confondues, est de -0.07 ± 0.02 m. L'Arec CP est significativement plus faible ($F(1,9) = 37.831$; $p < 0.0001$) pour toutes les conditions « orthèse » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre toutes les conditions « orthèse ».

4.1.2 Paramètre biomécanique de la phase d'exécution du premier pas

Les valeurs de la durée de la phase oscillante (dPO) et de la durée totale de l'IM (tVGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 13 ci-dessous.

Tableau 13. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase oscillante (dPO) et de la durée totale de l'IM (tVGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	dPO (sec)	tVGx (sec)
CTLd (1)	0.502 (0.09)	1.127 (0.07)
CTLg (2)	0.521 (0.08)	1.134 (0.08)
O-Dd (3)	0.507 (0.08)	1.132 (0.09)
O-Ag (4)	0.328 (0.06)	1.137 (0.07)
OBLg (5)	0.374 (0.09)	1.140 (0.09)
OBLd (6)	0.377 (0.07)	1.136 (0.08)

dPO	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S			
5	S	S	S			
6	S	S	S			

tVGx	1	2	3	4	5	6
1						
2						
3						
4						
5						
6						

R	dPO (sec)	tVGx (sec)
CTLd (1)	0.501 (0.07)	1.082 (0.05)
CTLg (2)	0.500 (0.08)	1.077 (0.06)
O-Dd (3)	0.490 (0.07)	1.084 (0.05)
O-Ag (4)	0.363 (0.08)	1.070 (0.07)
OBLg (5)	0.373 (0.09)	1.056 (0.07)
OBLd (6)	0.375 (0.08)	1.056 (0.06)

tVGx	1	2	3	4	5	6
1						
2						
3						
4						
5						
6						

A vitesse spontanée (Cf. Tableau 13) :

- La valeur moyenne de la durée de la phase oscillante (dPO), toutes conditions confondues, est 0.435 ± 0.08 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLg (0.521 ± 0.08 sec) et O-Ag (0.328 ± 0.06 sec). La dPO est significativement plus courte ($F(1,9) = 63.325$; $p < 0.0001$) pour les conditions « orthèse » (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre O-Dd, CTLd et CTLg. La dPO de O-Dd est significativement supérieure ($F(1,9) = 63.325$) à celle de O-Ag ($p < 0.0001$), OBLd ($p < 0.05$) et OBLg ($p < 0.05$). Aucune différence significative n'a été observée entre O-Ag, OBLd et OBLg.
- La valeur moyenne de la durée de la phase d'initiation de la marche (tVGx), toutes conditions confondues, est de 1.134 ± 0.08 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLd (1.127 ± 0.07 sec) et OBLg (1.140 ± 0.09 sec). Aucune différence significative n'a été observée entre les conditions « orthèse » vs. « contrôle » et entre toutes les conditions « orthèse ».

A vitesse rapide (Cf. Tableau 13) :

- La dPO, toutes conditions confondues, est 0.420 ± 0.08 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions CTLg (0.500 ± 0.08 sec) et O-Ag (0.363 ± 0.08 sec). La dPO est significativement plus courte ($F(1,9) = 61.525$; $p < 0.0001$) pour les conditions « orthèse » (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre O-Dd, CTLd et CTLg. La dPO de O-Dd est significativement supérieure ($p < 0.0001$) à celles de O-Ag, OBLd et OBLg. Aucune différence n'a été observée entre O-Ag, OBLd et OBLg.
- La valeur moyenne de tVGx, toutes conditions confondues, est de 1.071 ± 0.04 sec. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions O-Dd (1.084 ± 0.04 sec) et O-Ag (1.702 ± 0.05 sec). Aucune différence significative n'a été observée entre les conditions « orthèse » vs. « contrôle » et entre toutes les conditions « orthèse ».

4.1.3 Quantification des paramètres biomécaniques de performance

Les valeurs de la vitesse atteinte au lever du pied pendulaire (VGxFO) et de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité (VGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 14 ci-dessous.

Tableau 14. Valeurs moyennes et écarts-types de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité à l'instant du décollement du pied (VGxFO) et à la fin du premier pas (VGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	VGxFO (m/s)	VGx (m/s)
CTLd (1)	0.40 (0.07)	1.20 (0.14)
CTLg (2)	0.40 (0.09)	1.19 (0.12)
O-Dd (3)	0.35 (0.09)	1.17 (0.08)
O-Ag (4)	0.34 (0.06)	0.92 (0.12)
OBLg (5)	0.33 (0.05)	1.00 (0.14)
OBLd (6)	0.34 (0.05)	1.01 (0.18)

VGxFO	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S				
4	S	S				
5	S	S				
6	S	S				

VGx	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S	S		
6	S	S	S	S		

R	VGxFO (m/s)	VGx (m/s)
CTLd (1)	0.58 (0.03)	1.71 (0.11)
CTLg (2)	0.58 (0.04)	1.71 (0.12)
O-Dd (3)	0.53 (0.05)	1.71 (0.11)
O-Ag (4)	0.51 (0.04)	1.53 (0.11)
OBLg (5)	0.52 (0.04)	1.62 (0.11)
OBLd (6)	0.52 (0.07)	1.62 (0.11)

VGxFO	1	2	3	4	5	6
1			S	S	S	S
2			S	S	S	S
3	S	S				
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S	S		
6	S	S	S	S		

VGx	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S	S		
6	S	S	S	S		

A vitesse spontanée (Cf. Tableau 14) :

- La valeur moyenne de la vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire (VGxFO), toutes conditions confondues, est de 0.36 ± 0.07 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 0.40 ± 0.07 m/s) et OBLg (0.33 ± 0.05 m/s). La VGxFO est significativement plus faible ($F(1,9) = 26.691$; $p < 0.05$) pour toutes les conditions « orthèse » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre toutes les conditions « orthèse ».
- La valeur moyenne de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité atteinte à la fin du premier pas (VGx), toutes conditions confondues, est de 1.08 ± 0.13 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 1.19 ± 0.11 m/s) et O-Ag (0.91 ± 0.20 m/s). La VGx est significativement diminuée ($F(1,9) = 51.838$; $p < 0.0001$) pour les conditions « orthèse » (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre O-Dd, CTLd et CTLg. La VGx de O-Dd est significativement supérieure ($F(1,9) = 51.838$) à celle des conditions O-Ag ($p < 0.0001$), OBLd ($p < 0.05$) et OBLg ($p < 0.05$). La VGx de O-Ag est significativement inférieure ($p < 0.05$) à celles de OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre OBLd et OBLg.

A vitesse rapide (Cf. Tableau 14) :

- La valeur moyenne de VGxFO, toutes conditions confondues, est de $0. \pm 0.0$ m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 0.58 ± 0.03 m/s) et O-Ag (0.51 ± 0.04 m/s). La VGxFO est significativement plus faible ($F(1,9) = 29.440$; $p < 0.0001$, i.e. sauf entre CTLg vs O-Dd où $p < 0.05$) pour toutes les conditions « orthèse » vs. « contrôle ». Aucune différence significative n'a été observée entre toutes les conditions « orthèse ».
- La valeur moyenne de VGx, toutes conditions confondues, est de 1.62 ± 0.11 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 1.71 ± 0.11 m/s) et O-Ag (1.53 ± 0.11 m/s). La VGx est significativement diminuée ($F(1,9) = 55.157$; $p < 0.0001$) pour les conditions « orthèse » (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre O-Dd, CTLd et CTLg. La VGx de O-Dd est significativement supérieure à celle des conditions O-Ag ($p < 0.0001$), OBLd ($p < 0.05$) et OBLg ($p < 0.05$). La VGx de O-Ag est significativement inférieure ($p < 0.05$) à celles de OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre OBLd et OBLg.

Les valeurs du gain de vitesse générée au cours de la phase de simple appui lors de l'exécution du premier pas (ΔV), du freinage de la chute du centre de gravité (ΔV_z), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 15 ci-dessous.

Tableau 15. Valeurs moyennes et écarts-types du gain de vitesse générée au cours de la phase de simple appui lors de l'exécution du premier pas (ΔV) et de la magnitude de freinage de la chute du centre de gravité (ΔV_z), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	ΔV (m/s)	ΔV_z (m/s)
CTLd (1)	0.80 (0.03)	0.07 (0.03)
CTLg (2)	0.79 (0.04)	0.08 (0.03)
O-Dd (3)	0.82 (0.02)	0.07 (0.05)
O-Ag (4)	0.58 (0.01)	0.01 (0.01)
OBLg (5)	0.67 (0.02)	0.01 (0.01)
OBLd (6)	0.67 (0.03)	0.01 (0.01)

ΔV	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S	S		
6	S	S	S	S		

ΔV_z	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S		S	
5	S	S	S			
6	S	S	S			

R	ΔV (m/s)	ΔV_z (m/s)
CTLd (1)	1.13 (0.04)	0.30 (0.09)
CTLg (2)	1.13 (0.02)	0.31 (0.08)
O-Dd (3)	1.18 (0.05)	0.31 (0.06)
O-Ag (4)	1.02 (0.04)	0.06 (0.04)
OBLg (5)	1.10 (0.03)	0.12 (0.03)
OBLd (6)	1.10 (0.04)	0.13 (0.03)

ΔV	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S	S		
6	S	S	S	S		

ΔV_z	1	2	3	4	5	6
1				S	S	S
2				S	S	S
3				S	S	S
4	S	S	S		S	S
5	S	S	S			
6	S	S	S			

A vitesse normale (Cf. Tableau 15) :

- La valeur moyenne du gain de vitesse (ΔV), toutes conditions confondues, est de 0.72 ± 0.03 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions « contrôle » (CTLd = 0.80 ± 0.03 m/s) et O-Ag (0.58 ± 0.01 m/s). Le ΔV est significativement plus faible ($F(1,9) = 63.847$; $p < 0.0001$) pour les conditions « orthèse » (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre O-Dd, CTLd et CTLg. La ΔV de O-Dd est significativement supérieure à celle des conditions O-Ag ($p < 0.0001$), OBLd ($p < 0.05$) et OBLg ($p < 0.05$). Le ΔV de O-Ag est significativement inférieur ($p < 0.05$) à celles de OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre OBLd et OBLg.
- La valeur moyenne de la magnitude de freinage de la chute du centre de gravité selon l'axe vertical de vitesse du CG (ΔV_z) est significativement réduite ($F(1,9) = 67.352$; $p < 0.0001$) pour les conditions : O-Ag, OBLd et OBLg vs. « contrôle ». La ΔV_z de O-Dd est significativement supérieure ($p < 0.0001$) à celui de OAg, OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre O-Ag, OBLd et OBLg.

A vitesse rapide (Cf. Tableau 15) :

- La valeur moyenne de ΔV , toutes conditions confondues, est de 1.11 ± 0.04 m/s. Les valeurs extrêmes appartiennent aux conditions : O-Dd (1.18 ± 0.05 m/s) et O-Ag (1.02 ± 0.04 m/s). Le ΔV de O-Ag est significativement plus faible ($F(1,9) = ; p < 0.0001$) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre O-Dd vs. CTLd et CTLg, entre OBLg vs. CTLd et CTLg puis entre OBLd vs. CTLd et CTLg. Le ΔV de O-Dd est significativement supérieur à celle des conditions O-Ag ($p < 0.0001$), OBLd ($p < 0.05$) et OBLg ($p < 0.05$). Le ΔV de O-Ag est significativement inférieur ($p < 0.05$) à celles de OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre OBLd et OBLg.
- La valeur moyenne de ΔV_z est significativement réduite ($F(1,9) = 49.361$; $p < 0.0001$) pour les conditions : O-Ag, OBLd et OBLg vs. « contrôle ». Le ΔV_z de O-Dd est significativement supérieur ($p < 0.0001$) à celui de O-Ag, OBLd et OBLg. La ΔV_z de O-Ag est significativement inférieur ($p < 0.05$) à ceux de OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre OBLd et OBLg.

Les valeurs de la longueur du pas (Lpas), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R), sont présentées dans le tableau 16 ci-dessous.

Tableau 16. Valeurs moyennes et écarts-types de la longueur du pas (Lpas), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.

S	LPAS (m)	R	LPAS (m)
CTLd (1)	0.61 (0.09)	CTLd (1)	0.99 (0.08)
CTLg (2)	0.61 (0.09)	CTLg (2)	0.99 (0.09)
O-D (3)	0.58 (0.08)	O-D (3)	0.98 (0.10)
O-A (4)	0.41 (0.02)	O-A (4)	0.78 (0.08)
OBLg (5)	0.41 (0.07)	OBLg (5)	0.77 (0.09)
OBLd (6)	0.42 (0.06)	OBLd (6)	0.78 (0.07)

A vitesse spontanée (Cf. Tableau 16), la valeur moyenne de la longueur du pas (Lpas), toutes conditions confondues, est de 0.51 ± 0.07 m. La Lpas est diminuée significativement ($F(1,9) = 77.023$; $p < 0.0001$) pour les conditions « orthèse » (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre O-Dd, CTLd et CTLg. La Lpas de O-Dd est significativement supérieure ($p < 0.05$) à celles de O-Ag, OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre O-Ag, OBLd et OBLg.

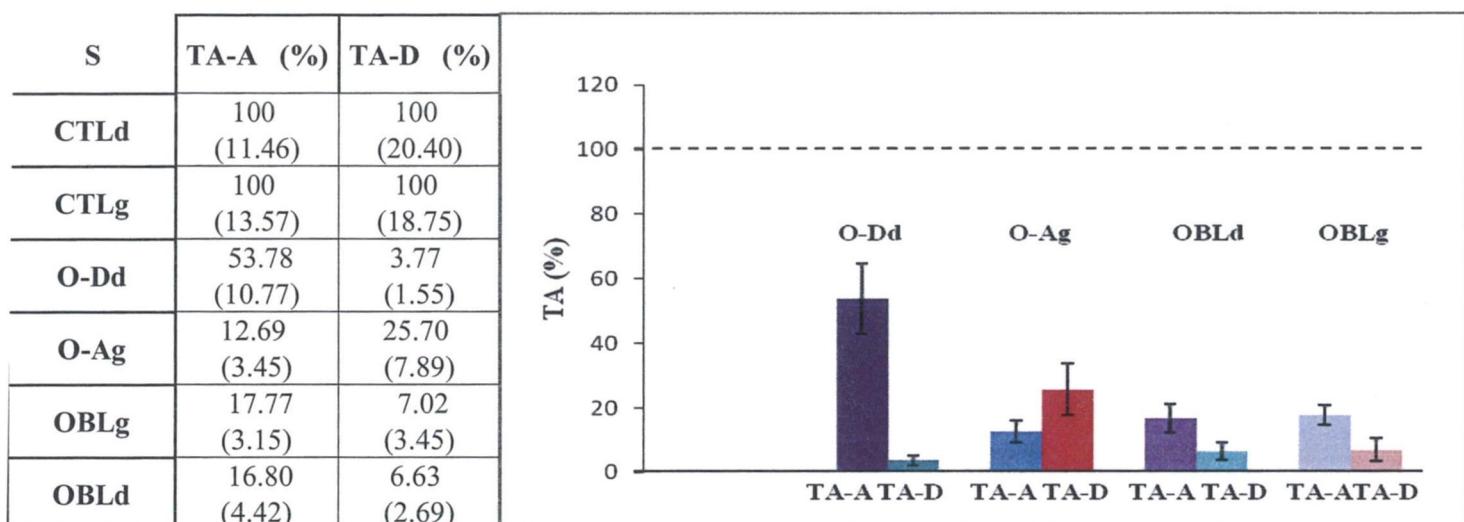
A vitesse rapide, (Cf. Tableau 16), la valeur moyenne de la longueur du pas (Lpas), toutes conditions confondues, est de 0.88 ± 0.09 m. La Lpas est diminuée significativement ($F(1,9) = 69.955$; $p < 0.0001$) pour les conditions « orthèse » (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) vs. « contrôle ». Aucune différence n'a été observée entre O-Dd, CTLd et CTLg. La Lpas de O-Dd est significativement supérieure ($p < 0.0001$) à celles de O-Ag, OBLd et OBLg. Aucune différence significative n'a été observée entre O-Ag, OBLd et OBLg.

4.2 Résultats et analyses statistiques des paramètres électromyographiques

4.2.1 Phase de préparation posturale

L'intensité de l'activité électromyographique moyenne du muscle Tibialis Anterior appartenant au pied d'appui (TA-A) et au pied de départ (TA-D) a été mesurée à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les valeurs EMG ont été normalisées par rapport à une valeur référence de 100% correspondante aux conditions « contrôle » (i.e. CTLd et CTLg notifiées sur l'histogramme par la ligne en pointillés). Les résultats sont présentés dans les tableaux 17 et 18, et associés à une représentation par histogramme.

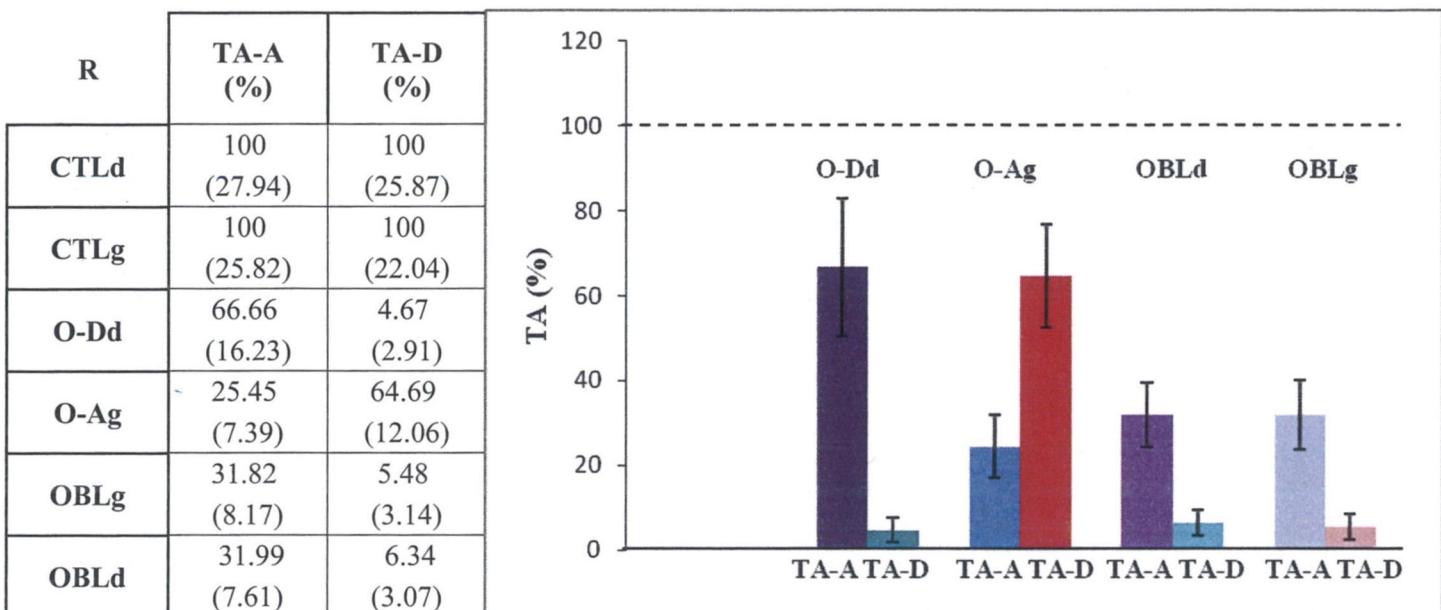
Tableau 17 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse spontanée (Cf. Tableau 17) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (O-Dd), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-D) diminue de 96 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-A) décroît de 46 %.
- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied d'appui (O-Ag), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-A) diminue de 87 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-D) diminue de 74 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté droit (OBLd), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 83 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ décroît de 93 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté gauche (OBLg), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 83 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ (TA-D) décroît de 93 %.

Tableau 18 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



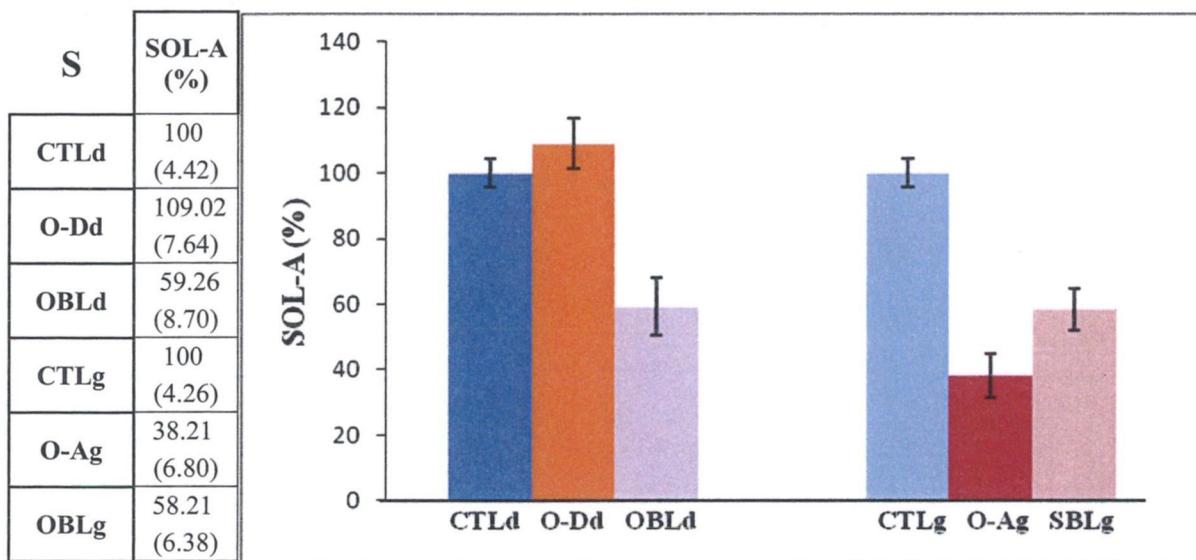
A vitesse rapide (Cf. Tableau 9) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (O-Dd), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-D) diminue de 95 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-A) décroît de 33 %.
- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied d'appui (O-Ag), l'activité EMG du TA homolatéral au strapping (TA-A) diminue de 75 % et l'activité EMG du TA controlatéral au strapping (TA-D) diminue de 35.31 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté droit (OBLd), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 68 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ (TA-D) décroît de 94 %.
- Lors d'un départ avec strapping bilatéral côté gauche (OBLg), l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) diminue de 68 % et l'activité du Tibialis Anterior du pied de départ (TA-D) décroît de 94 %.

4.2.2 Phase d'exécution du premier pas

L'intensité de l'activité électromyographique moyenne du muscle Soleus appartenant au pied d'appui (SOL-A) a été mesurée à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les valeurs EMG ont été normalisées et par rapport à une valeur référence de 100% correspondante aux conditions « contrôle ». Les résultats sont présentés dans les tableaux 19 et 20, et associés à une représentation par histogramme.

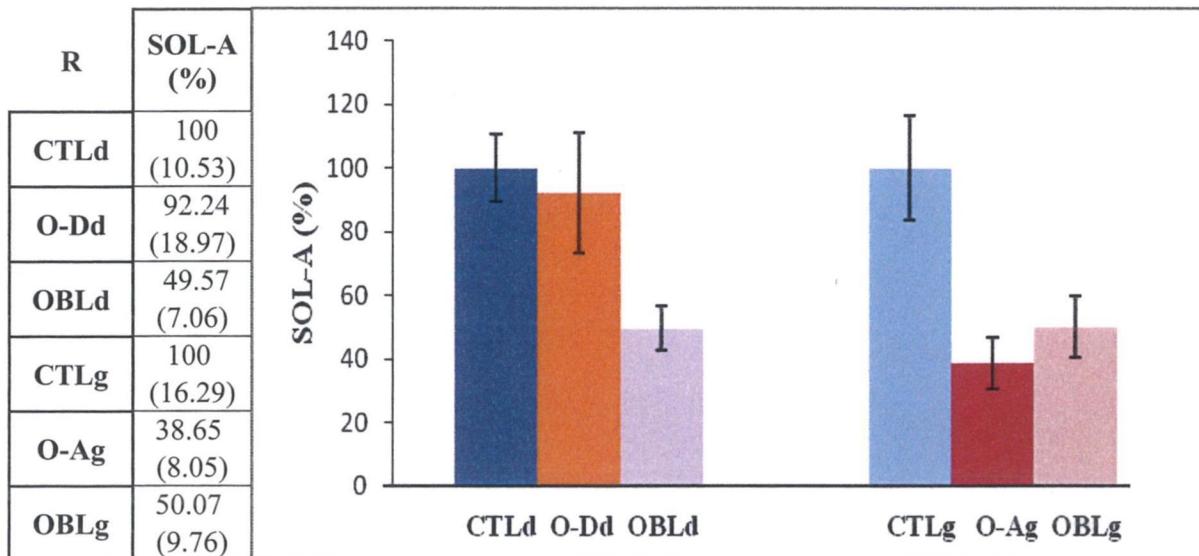
Tableau 19 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse spontanée (Cf. Tableau 19) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (O-Dd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) augmente de 9 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de d'appui (O-Ag), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 62 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ droit (OBLd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 41 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ gauche (OBLg), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 42 %.

Tableau 20 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse rapide (Cf. Tableau 20) :

- Lorsque le sujet initie l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de départ (O-Dd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 8 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping unilatéral sur le pied de d'appui (O-Ag), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 61 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ droit (OBLd), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 50 %.
- Lorsque le sujet l'IM avec port de strapping bilatéral départ gauche (OBLg), l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) diminue de 50 %.

4.3 Synthèse des résultats de l'IM avec orthèse unilatérale et bilatérale de cheville

EN RESUME

1- Effets de l'hypomobilité articulaire de cheville induite par orthèse

Que la marche soit initiée à vitesse spontanée ou rapide :

- Les paramètres biomécaniques mesurés au cours des APA montrent lors du port d'orthèse côté oscillant (O-Dd), côté appui (O-Ag) ou en bilatéral (OBLd, OBLg) que la durée de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (dAPA) augmente comparativement aux conditions « contrôle » (i.e. CTLd et CTLg). En revanche, le recul du CP et la vitesse antéropostérieure du centre de gravité à l'instant du lever du pied du membre inférieur pendulaire (VGxFO) diminuent comparativement aux conditions « contrôle » (i.e. CTLd et CTL).
- Les paramètres biomécaniques mesurés au cours de la phase d'exécution du pas montrent que la durée de la phase d'exécution du pas (dPO) et le gain de vitesse (ΔV) sont diminués lorsque le pied d'appui est contraint par l'orthèse (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) comparativement aux conditions « contrôle » où le pied d'appui est libre (i.e. CTLd, CTLg). La durée de la phase d'IM (i.e. tVGx) est identique entre les conditions IM avec orthèse (i.e. O-Ag, O-Dd, OBLd et OBLg) et les conditions « contrôle » (i.e. CTLd et CTLg).
- Les paramètres biomécaniques de performance : vitesse antéropostérieure de progression du CG (VGx), longueur du pas (Lpas) et magnitude de freinage de la chute du centre de gravité selon l'axe vertical de vitesse du CG (ΔV_z) sont diminués lors d'une IM départ pied d'appui contraint (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg) comparativement aux autres conditions expérimentales où le pied d'appui est libre (i.e. CTLd, CTLg et O-Dd).
- Au niveau électromyographique, l'activité du Tibialis Anterior (TA) homolatéral et celle du TA controlatéral au port d'orthèse unilatérale (i.e. O-Ag et O-Dd) sont diminuées quel que soit le côté qui initie l'IM (i.e. libre ou avec orthèse). Lors du port bilatéral d'orthèse (i.e. OBLd et OBLg), l'activité du TA diminue bilatéralement comparativement aux conditions « contrôle ».

L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est plus faible dans toutes les conditions expérimentales où le pied d'appui est contraint par l'orthèse (i.e. O-Ag, OBLd, OBLg) comparativement aux conditions « contrôle » où le pied d'appui est libre (i.e. CTLd, CTLg).

2- Effets de l'hypomobilité articulaire de cheville induite par orthèse unilatérale versus orthèse bilatérale

Que la marche soit initiée à vitesse spontanée ou rapide :

- Les **paramètres biomécaniques mesurés au cours des APA** montrent que la durée de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (dAPA) est plus grande lorsque l'IM est initiée avec orthèse sur le pied d'appui (O-Ag) comparativement aux conditions IM avec orthèse bilatérale (OBLd, OBLg).
- Les **paramètres biomécaniques mesurés au cours de la phase d'exécution du pas** : gain de vitesse (ΔV) et durée de la phase de simple appui (dPO) sont plus importants lorsque le sujet initie la marche avec orthèse sur le pied oscillant (O-Dd, i.e. pied d'appui libre) comparativement aux conditions IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (OBLd, OBLg, O-Ag). La durée de la phase d'IM (i.e. tVGx) est identique entre chaque condition IM avec orthèse (i.e. O-Ag, O-Dd, OBLd et OBLg).
- Les **paramètres biomécaniques de performance**: vitesse antéropostérieure de progression du CG (VGx), longueur du pas (Lpas) et magnitude de freinage de la chute du centre de gravité selon l'axe vertical de vitesse du CG (ΔV_z) sont plus importants dans les conditions où le pied de d'appui est libre (i.e. CTLd, CTLg et O-Dd) comparativement aux conditions IM départ orthèse sur le pied d'appui (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg).

La vitesse antéropostérieure de progression du CG (VGx) est plus élevée lors d'une IM départ avec orthèse bilatérale (OBLd et OBLg) comparativement à une IM départ orthèse unilatérale sur le pied d'appui (O-Ag, i.e. pied oscillant libre).

- **Au niveau électromyographique**, lors d'un départ avec orthèse bilatérale (i.e. OBLd et OBLg), l'activité EMG du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et du pied de départ (TA-D) sont diminuées bilatéralement, et ceci de façon plus importante, comparativement à une IM initiée avec orthèse sur le pied d'appui (O-Ag) ou avec orthèse sur le pied de départ (O-Dd).

L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est supérieure pour la condition IM départ avec orthèse bilatérale (OBLg) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (O-Ag). SOL-A est plus importante pour lors d'une IM avec orthèse sur le pied de départ (O-Dd, i.e. pied d'appui libre) comparativement à une IM départ avec orthèse bilatérale (OBLd).

4.4 Résultats et analyses statistiques de l'étude comparative chez les sujets initiant la marche avec strapping versus orthèse

D'un point de vue thérapeutique, l'orthèse et le strapping sont deux outils utilisés dans le même but visant à limiter la mobilité articulaire de cheville.

Cependant, contrairement au strapping, l'orthèse limite cliniquement la mobilité articulaire des articulations métatarso-phalangiennes indispensables dans le déroulement du pas (Refshauge et al., 1998 ; Hamel, Donahue, & Sharkey, 2001) et, notamment, lors de la réalisation du 3ème pivot de cheville intervenant juste avant le décollement des orteils (Perry, 1992).

Nous avons donc cherché à comparer les paramètres biomécaniques et électromyographiques du port de strapping versus port d'orthèse de cheville, à vitesse spontanée et rapide lors de l'IM.

4.5 Résultats et analyses statistiques des paramètres biomécaniques

4.5.1 Paramètres biomécaniques de la phase de préparation posturale

Aucune différence significative n'a été observée concernant la durée des ajustements posturaux anticipateurs (dAPA), l'Arec de XP entre les conditions « strapping » versus « orthèse », que l'IM soit initié à vitesse spontanée ou rapide.

4.5.2 Paramètres biomécaniques de la phase d'exécution du premier pas

Aucune différence significative n'a été observée concernant la dPO et le tVGx entre les conditions « strapping » versus « orthèse », que l'IM soit initié à vitesse spontanée ou rapide.

4.5.3 Paramètres biomécaniques de performance

Aucune différence significative n'a été observée concernant la VGxFO, le VGx et le ΔV entre les conditions « strapping » versus « orthèse », que l'IM soit initié à vitesse spontanée ou rapide.

Des différences significatives ont été observées pour Lpas et ΔVz entre une IM départ avec strapping sur le pied d'appui (i.e. S-Ag, SBLd, SBLg) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui.

A vitesse spontanée :

- La longueur du pas (Lpas) était plus faible ($F(1,9) = 05.629$; $p < 0.0001$) lors d'une IM départ avec strapping sur le pied d'appui (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg).
- La magnitude de freinage de la chute verticale du CG (ΔVz) était plus faible ($F(1,9) = 18.610$; $p < 0.05$) lors d'une IM départ avec strapping sur le pied d'appui (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg).

A vitesse rapide :

- La longueur du pas (Lpas) était plus faible ($F(1,9) = 07.851 ; p < 0.0001$) lors d'une IM départ avec strapping sur le pied d'appui (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg).
- La magnitude de freinage de la chute verticale du CG (Δv_z) était plus faible ($F(1,9) = 17.964 ; p < 0.05$) lors d'une IM départ avec strapping sur le pied d'appui (i.e. S-Ag, SBLd et SBLg) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (i.e. O-Ag, OBLd et OBLg).

4.6 Résultats et analyses statistiques des paramètres électromyographiques

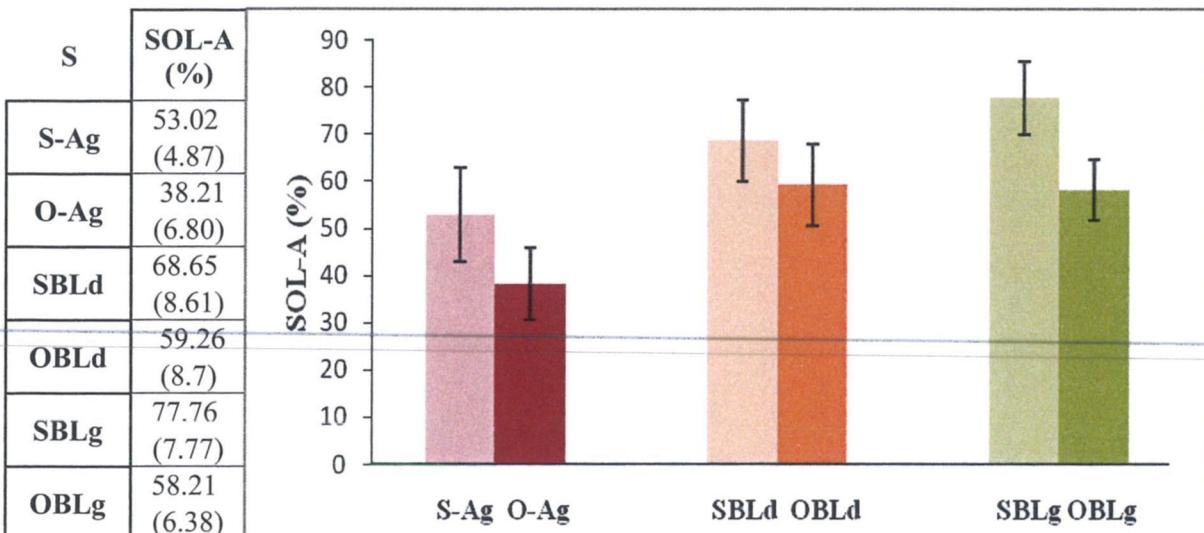
4.6.1 Phase de préparation posturale

Aucune différence significative n'a été constatée concernant l'activité EMG du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) entre les conditions « strapping » versus « orthèse », que l'IM soit initiée à vitesse spontanée ou rapide.

4.6.2 Phase d'exécution du premier pas

Des différences significatives ont été observées entre « strapping » versus « orthèse » concernant les valeurs de l'activité EMG du Soleus d'appui, mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Celles-ci sont présentées dans les tableaux 21 et 22 ci-dessous, chacune accompagnée de leur histogramme.

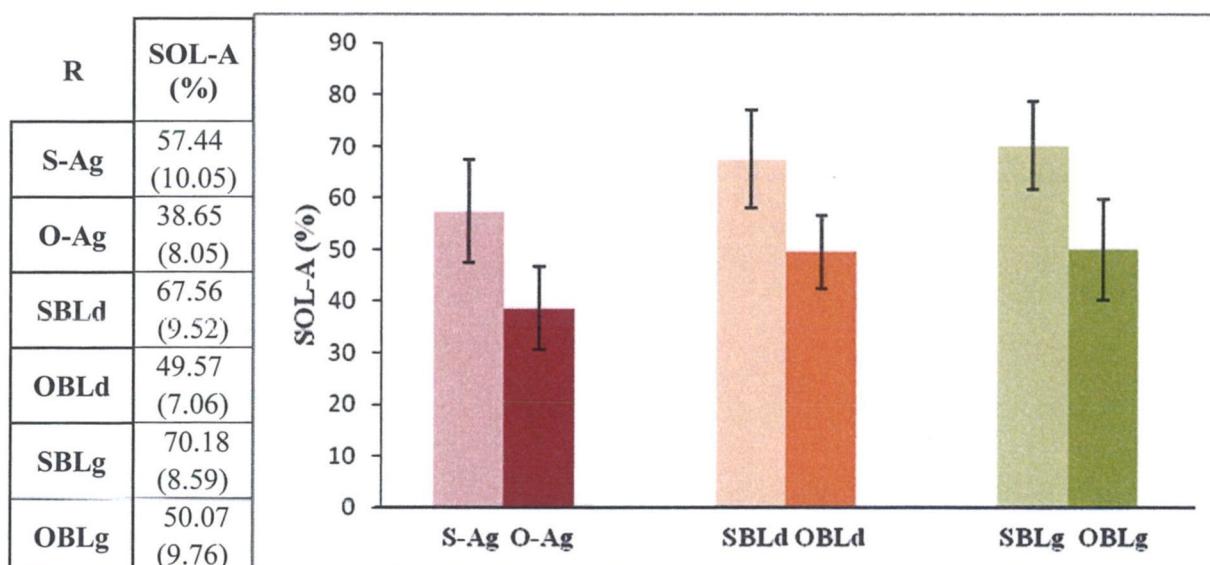
Tableau 21 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse spontanée (Cf. Tabelau 21) :

- l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est diminuée de 15 % lors d'une IM départ pied d'appui strappé (S-Ag) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (O-Ag).
- L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est diminuée de 9 % lors d'une IM départ côté droit avec strapping bilatéral (SBLd) versus IM départ côté droit avec orthèse bilatérale (OBLd).
- L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est diminuée de 20 % lors d'une IM départ côté gauche avec strapping bilatéral (SBLg) versus IM départ côté droit avec orthèse bilatérale (OBLg).

Tableau 22 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.



A vitesse rapide (Cf. Tabelau 22) :

- l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est diminuée de 19 % lors d'une IM départ pied d'appui strappé (S-Ag) versus IM départ avec orthèse sur le pied d'appui (O-Ag).
- L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est diminuée de 18 % lors d'une IM départ côté droit avec strapping bilatéral (SBLd) versus IM départ côté droit avec orthèse bilatérale (OBLd).
- L'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est diminuée de 20 % lors d'une IM départ côté gauche avec strapping bilatéral (SBLg) versus IM départ côté droit avec orthèse bilatérale (OBLg).

4.7 Synthèse des résultats comparatifs de l'IM avec strapping versus orthèse

EN RESUME

Lors de l'IM à vitesse de marche spontanée et rapide :

- Aucune modification n'a été observée concernant la durée des ajustements posturaux anticipateurs, le recul du CP et l'activité EMG du Tibialis Anterior du pied d'appui (TA-A) et du pied de départ (TA-D) entre le port de strapping versus orthèse.
- La vitesse de progression antéropostérieure du CG obtenue au décollement du pied (VGxFO) et à la fin du premier pas (VGx) n'est pas modifiée entre le port de strapping versus orthèse.
- Aucune différence n'a été observée pour Lpas, ΔV_z et SOL-A entre les conditions d'IM avec orthèse sur le pied de départ (i.e. O-Dd, pied d'appui libre) versus IM avec strapping sur le pied de départ (i.e. S-Dd, pied d'appui libre).
- La longueur du pas (Lpas), la magnitude du freinage de la chute du CG selon l'axe vertical (ΔV_z) et l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) sont plus faibles lors du port d'orthèse sur le pied d'appui (i.e. O-Ag, OBLd, OBLg) versus port de strapping sur le pied d'appui (i.e. S-Ag, SBLd, SBLg).

CHAPITRE 5

DISCUSSION GENERALE DE THESE

DISCUSSION GENERALE DE THESE

5.1 La diminution unilatérale de la mobilité articulaire de cheville induit-elle une réorganisation motrice symétrique au cours de la phase de préparation posturale?

L'initiation de la marche est rendue possible grâce à la séquence « inhibition du Soleus/activation du Tibialis Anterior », reflet du programme moteur de l'IM (Crenna & Frigo, 1991). Cette séquence entraîne une dissociation projection du CG et le CP créant ainsi un couple de déséquilibre. Le corps peut ainsi, à la manière d'un pendule inversé, progresser vers l'avant. Cette progression s'effectue par une rotation d'abord autour des deux chevilles puis autour du pied d'appui (Brenière et al., 1981).

Dans la littérature, il a été observé chez les amputés transtibiaux unilatéraux, malgré la diminution de la mobilité articulaire de cheville côté prothétique, une conservation du programme moteur de l'IM puisque le Soleus d'appui côté sain se désactivait dans plus de 75 % des cas et était toujours suivi d'une activation du Tibialis Anterior homolatéral (Michel, 2003). Il en est de même chez les amputés transfémoraux.

Comme observé chez les amputés de membres inférieurs (Michel, 2003) et chez les patients présentant une paralysie périphérique sensorimotrice de cheville (Fiolkowski et al., 2002), nous retrouvons chez nos sujets la séquence motrice de l'IM. Cependant, nous observons au cours de la phase de préparation posturale une diminution bilatérale de l'activité EMG du Tibialis Anterior, aussi bien du côté homolatéral à la contrainte, que du côté controlatéral libre.

Cela suggère que le SNC met en place une régulation symétrique et croisée puisque cette diminution est toujours retrouvée en présence d'une contrainte unilatérale quel que soit le pied de départ (i.e. libre ou contraint).

Nous allons donc chercher à comprendre le but de cette réorganisation motrice intéressant aussi bien le côté homolatéral à la contrainte que le côté controlatéral.

5.1.1 Pourquoi l'activité du Tibialis Anterior diminue-t-elle du côté homolatéral à la contrainte (i.e. strapping et orthèse) ?

Dans la littérature, Yamamoto et al. (1993), ainsi que Hesse et al. (1999) ont observé une diminution de l'activité EMG du Tibialis Anterior (TA) homolatéral au port d'orthèse chez le sujet hémiplégique. Nos résultats vont dans le même sens que l'IM soit initiée avec orthèse ou avec strapping,

Cette diminution de l'activité EMG pourrait probablement s'expliquer par le fait que, d'un point de vue sensoriel, les embases adhésives cutanées du strapping et les renforts antérieurs de l'orthèse peuvent provoquer des modifications dans les informations proprioceptives (Thoumie et al., 2004).

D'un point de vue mécanique, le strapping et l'orthèse gênent la mobilité articulaire de la cheville (Vaes et al., 1998 ; Thoumie et al., 2004). Lors des APA, le mouvement bilatéral de flexion dorsale, réalisé par le TA (Crenna & Frigo, 1991; Lepers & Brenière, 1995) pourrait donc être perturbé.

En effet, la contrainte mécanique infligée par le strapping et l'orthèse pourrait favoriser, en chaîne fermée (i.e. deux pieds au sol), l'avancée du tibia sur le talus positionnant ainsi le TA en insuffisance fonctionnelle active.

Par ailleurs, lors de l'IM, le recul du CP est assuré par l'intermédiaire de l'action synergique des Tibialis Anterior (Brenière et al., 1987 ; Crenna & Frigo, 1991 ; Lepers & Brenière, 1995).

La diminution de l'activité EMG du TA observée dans nos résultats explique donc la diminution du recul du CP retrouvée lors d'une IM avec contrainte, quelle que soit la fonctionnalité du membre qui initie le pas (i.e. constraint ou libre), comparativement aux conditions « contrôle ».

Lors d'un départ avec le pied libre (i.e. pied d'appui constraint), nous constatons une diminution de la vitesse de progression du CG à l'instant du décollement du pied (VGxFO). Ceci peut-être expliqué par la diminution conjointe du recul du CP. En effet, celui-ci est corrélé à l'accroissement de la vitesse de marche (Cook & Cozzens, 1976).

Cela laisse suggérer que l'effet « stabilisateur » attribué au strapping et à l'orthèse (Thoumie et al., 2004 ; Vaillant et al., 2008 ; Rougier et al., 2008) pourrait empêcher la mise en place d'une stratégie d'équilibration propre à la cheville (Horak & Nashner, 1986) au cours de la phase de préparation posturale, perturbant ainsi la réorganisation posturale globale du sujet.

Lors d'un départ pied oscillant constraint (i.e. pied d'appui libre), on observe une diminution du VGxFO comme chez l'amputé (Michel & Chong, 2004). Cela n'est pas étonnant puisque, lors de la phase de préparation posturale, les forces de propulsion sont majoritairement produites sous le futur pied oscillant (Michel & Chong., 2004). L'hypomobilité articulaire, induite par le strapping et l'orthèse, diminuent donc la génération des forces de propulsion sous le futur pied oscillant comme chez l'amputé lors d'un départ pied prothétique.

Concernant les résultats électromyographiques, nous observons une diminution du TA controlatéral à la cheville contrainte, quelque soit la vitesse de marche initiée (i.e. spontanée ou rapide) et indépendamment de la fonctionnalité du membre qui initiait l'IM (i.e. pied constraint ou libre).

5.1.2 Pourquoi l'activité EMG du Tibialis Anterior controlatéral à la contrainte (i.e. strapping et d'orthèse) diminue-t-elle?

Nos résultats montrent une diminution de l'activité EMG du TA controlatéral à la contrainte. Ils s'opposent à ceux de Madeleine et al. (1999), qui observent, lors d'une induction expérimentale de nociception sur le TA du pied de départ, une augmentation de l'activité EMG du TA controlatéral.

La modification bilatérale du TA a déjà été observée dans la littérature, que ce soit chez les patients présentant une perte unilatérale du réflexe achilléen (Thoumie & Do, 1991), chez les patients atteints d'une désafférentation cutanée et musculaire (Thoumie & Do, 1996), après stimulation unilatérale du nerf tibial ou étirement musculaire (Dietz & Berger, 1982).

D'un point de vue neurologique, cette réorganisation motrice inter-membre est rendue possible par le biais du contrôle spinal croisé (Dietz & Berger, 1982) et du contrôle supraspinal (Vuillemoz et al., 2005 ; Cheyne et al., 2006). L'hypomobilité articulaire provoquée par le strapping et l'orthèse pourrait modifier les afférences proprioceptives musculaires et les efférences centrales participant à la représentation corporelle interne utilisée par le SNC (Madeleine, Voigt, & Arendt-Nielsen, 1999).

Pendant la phase de préparation posturale de l'IM, les deux pieds sont au sol et doivent remplir chacun leurs fonctions propres. Quel que soit le pied de départ, l'application d'une contrainte asymétrique pourrait donc perturber, aussi bien le côté homolatéral, que le côté controlatéral sain, expliquant ainsi nos résultats. Cela est rendu possible notamment par le biais d'un processus d'anticipation par feedforward (Figure 23, Massion, 1997).

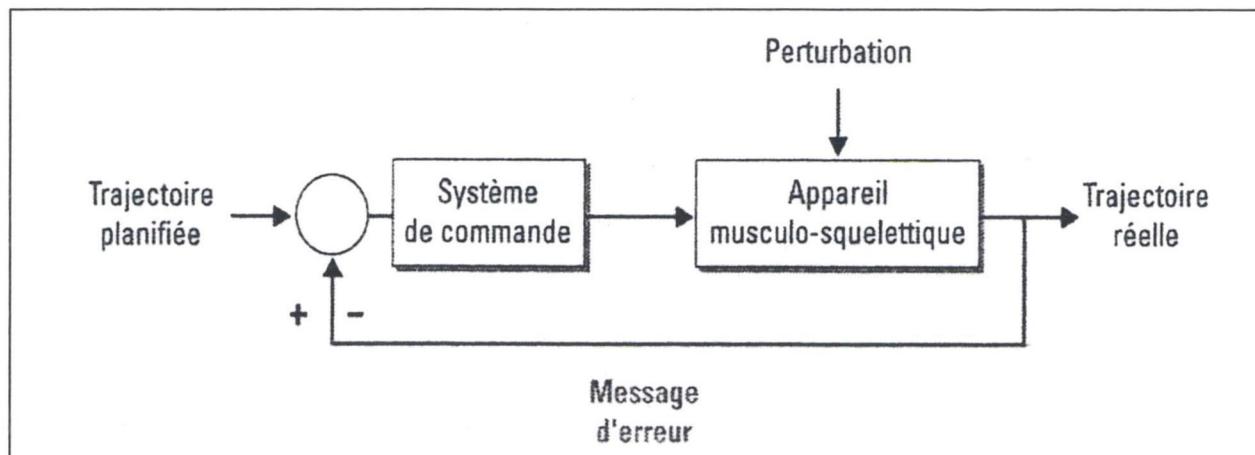


Figure 23. Contrôle du mouvement en boucle ouverte ou feedforward (Massion, 1997).

5.2 Le rééquilibrage des capacités fonctionnelles, induit par une contrainte symétrique, permet-il de générer une meilleure performance motrice au cours de l'IM comparativement à une contrainte asymétrique ?

5.2.1 Adaptation de la phase de préparation posturale

Nos résultats montrent, qu'en présence d'une contrainte unilatérale ou bilatérale, la durée des APA augmente comparativement aux conditions « contrôle ». Nous allons donc chercher à comprendre le caractère « global » de cette nouvelle stratégie motrice. Puis nous regarderons si des adaptations biomécaniques « locales » sont mises en jeux par rapport à la fonctionnalité du membre (i.e. constraint ou libre) qui initie l'IM.

5.2.1.1 Pourquoi la durée des APA augmente-t-elle globalement en présence d'une contrainte quelle que soit la fonctionnalité du membre qui initie la marche (i.e. pied d'appui constraint ou pied oscillant constraint) ?

Dans la littérature, la durée des APA serait modifiée en présence d'une hypomobilité articulaire, comme observée au niveau du pelvis (Lino & Bouisset, 1994 ; Le Bozec et al., 1997) ou de la cheville (Isakov et al., 2000).

Nos résultats corroborent cette hypothèse. En effet, les APA augmentent de façon significative dans toutes les conditions expérimentales d'IM avec port de strapping et orthèse comparativement aux conditions « contrôle ». L'effet mécanique du strapping et de l'orthèse de cheville (i.e. hypomobilité articulaire) favoriseraient donc l'augmentation des APA.

La durée des APA (dAPA) étant corrélée à la vitesse de progression du CG chez le sujet sain (Brenière, Do & Bouisset, 1987), on peut également supposer que, la stratégie mise en place par le SNC lors d'une IM avec contrainte, consisterait à augmenter la dAPA afin de disposer d'un interval de temps plus long pour générer le plus de forces de propulsion possible à l'instant du lever du pied.

Cependant, cette stratégie ne semble pas suffisante puisque la vitesse de progression antéropostérieure du CG au lever du pied (VGxFO) reste toujours inférieure aux conditions « contrôle » dans toutes les conditions expérimentales avec contrainte.

Or, Saradjian et al. (2013) ont mis en évidence l'intervention d'un phénomène tâche-dépendant de « facilitation sensorielle » au niveau du cortex sensorimoteur lors de la phase de préparation posturale. Ce processus serait corrélé à la pertinence des informations sensorielles recueillies dans le but d'effectuer une action et permettrait de régler précisément les APA.

Au vue de ces arguments, nous pouvons émettre l'hypothèse que le strapping et l'orthèse pourraient perturber les informations sensorielles utiles à l'IM.

De plus, ils pourraient également altérer les informations cutanées plantaires intervenant dans la régulation de la posture (Kavounoudias, Roll & Roll, 1999a, 1999b) et des APA au cours de l'IM (Perry, McIlroy & Maki, 2000 ; Mouchino & Blouin, 2013).

Ces perturbations sensorielles pourraient aussi expliquer l'allongement global de la dAPA observée dans toutes les conditions expérimentales avec contrainte comparativement aux conditions « contrôle ».

La durée des APA étant également prédictive de la vitesse de progression obtenu à la fin du premier pas chez le sujet sain (Brenière et al., 1987), les sujets chercheraient à augmenter globalement la dAPA en présence d'une contrainte afin d'obtenir une vitesse de progression plus grande pendant la phase d'exécution de l'IM.

En dehors de ces adaptations « globales », nos résultats soulignent également la mise en jeu d'adaptations biomécaniques « locales » selon la fonctionnalité du membre (i.e. sain ou contraint) qui initie l'IM.

5.2.1.2 Quelles sont les adaptations biomécaniques « locales » mises en place lors d'une IM départ pied d'appui contraint (i.e. pied de départ libre) au cours des APA ?

Comme chez l'amputé du membre inférieur (Michel & Chong, 2004) et le gonarthrosique unilatéral (Viton et al., 2000), nos sujets présentent un pattern d'allongement de la durée des APA (dAPA) dans toutes les conditions expérimentales (i.e. unilatérales et bilatérales) où l'IM est initiée avec le pied d'appui contraint comparativement aux conditions « contrôle ».

Ce pattern est assimilé dans la littérature à un comportement d'évitement de la douleur où les sujets pathologiques tentent de diminuer le temps de surcharge passé sur le membre déficitaire (Viton et al., 2000 ; Vrieling et al., 2008). Cependant, cette argumentation n'est pas applicable à nos sujets puisque le port d'orthèse et de strapping n'a engendré aucune douleur.

Lors d'un départ pied d'appui contraint, nous observons une diminution de la vitesse de progression du CG à l'instant du décollement du pied (VGxFO). On aurait pu toutefois s'attendre à ce que la VGxFO soit plus importante dans cette condition puisque le futur pied oscillant est sain. En effet, au cours de la phase de préparation posturale, les forces de propulsion sont générées par le futur pied oscillant (Michel & Do, 2002 ; Michel & Chong, 2004).

Il semblerait donc probable que les sujets cherchent à atteindre une VGxFO plus importante mais ils n'y arrivent pas. Cette limitation pourrait être le résultat d'une perturbation globale du processus d'IM. Effectivement, lors d'un départ pied d'appui contraint, on retrouve une dégradation de la vitesse de progression du CG aussi bien à l'instant du décollement du pied, qu'à celui du poser du pied.

Nos résultats sont différents de ceux observés chez l'amputé. Ce dernier réussit par l'augmentation de la dAPA à produire une VGxFO plus importante comparativement aux conditions « contrôle » (Michel, 2003 ; Michel & Chong, 2004). Nos sujets présentent à l'inverse une diminution du VGxFO malgré l'augmentation de la durée des APA.

La stratégie développée par nos sujets est donc différente de celle mis en place par l'amputé. Ceci pourrait être expliqué en partie par le fait que, même si le strapping modifie les informations sensorielles, celles-ci seront toujours plus ou moins présentes comparativement au membre prothétique inerte de l'amputé.

Dans nos résultats, la dAPA est supérieure lors d'un départ pied d'appui contraint versus départ pied oscillant contraint, tandis que la VGxFO, entre ces deux conditions, reste identique. Cette augmentation de la dAPA permettrait donc aux sujets, lors d'un départ pied d'appui contraint, de bénéficier d'un interval de temps plus long pour générer plus de forces de propulsion. De ce fait, ils arrivent à atteindre le même VGxFO que lors d'un départ pied oscillant contraint.

5.2.1.3 Quelles sont les adaptations biomécaniques « locales » mises en place lors d'une IM départ pied oscillant contraint au cours des APA ?

Nos résultats montrent un allongement de la durée des APA (dAPA) lors d'un départ pied oscillant contraint comparativement aux conditions « contrôle ».

Cela n'est pas surprenant puisque la génération des forces de propulsion pendant les APA est exécutée sous le futur pied oscillant (Michel & Chong, 2004). Celle-ci étant perturbée par le strapping et l'orthèse, le SNC cherche à allonger la dAPA afin de disposer d'un interval de temps plus long pour générer le plus de forces de propulsion possibles.

Toutefois, cette stratégie est limitée puisque la VGxFO reste logiquement inférieure à celle développée dans les conditions « contrôle ». En effet, le futur pied oscillant, responsable de la génération des forces de propulsion au cours des APA (Michel & Do, 2002 ; Michel & Chong, 2004), est contraint mécaniquement par le strapping et l'orthèse.

Le strapping et l'orthèse ont un **double effet sur la phase de préparation posturale** :

- 1- Un effet « **global** » puisque la dAPA augmente et la VGxFO diminue dès que le sujet initie la marche avec strapping et orthèse (i.e. unilatéral et bilatéral).
- 2- Un effet « **local dissymétrique** » puisque la dAPA varie avec la fonctionnalité du membre qui initie le pas (i.e. pied oscillant contraint et pied d'appui contraint).

5.2.2 Adaptation de la phase d'exécution du premier pas

Il a été observé, chez les sujets présentant une hypomobilité articulaire unilatérale, comme retrouvée par exemple dans l'hémiplégie (Hesse et al., 1997) ou l'arthrose de cheville (Valderrabano et al., 2007), que la durée de simple appui et la longueur du pas étaient raccourcies lorsqu'ils étaient en appui sur le pied pathologique.

Nos résultats rejoignent ceux de la littérature puisque nous avons observé une diminution de la durée de simple appui et de la longueur du pas lors d'un départ pied libre (i.e. appui sur le pied constraint) comparativement aux conditions où le pied d'appui est libre, quel que soit la fonctionnalité du pied oscillant (i.e. libre ou constraint). Le pied oscillant n'interviendrait donc pas dans la régulation de la longueur du pas comme argumenté par Honeine et al (2013).

Cela peut-être justifié par le fait que dans cette condition, l'excursion angulaire de la flexion plantaire va rapidement être limitée mécaniquement par le strapping et l'orthèse. Le déroulement du pas (i.e. Troisième pivot décrit par Perry (1992), Cf. Figure 8, pp 13) serait ainsi affecté lors de la phase de simple appui obligeant les sujets à poser plus précocement le pied pendulaire.

Il est à noter que lors d'un départ avec strapping sur le pied d'appui, la longueur du pas est plus importante comparativement à un départ avec orthèse sur le pied d'appui. Ce résultat n'est pas surprenant puisque le strapping ne limite pas l'extension métacarpo-phalangienne intervenant juste avant le décollement des orteils contrairement à l'orthèse. Le sujet aurait tendance à « rouler » sur son orthèse au lieu d'utiliser l'avant pied compte tenu de la rigidité de cet appareillage sous l'ensemble du pied.

L'hypomobilité articulaire de cheville, engendrée par le strapping et l'orthèse, est responsable d'une dégradation de la capacité posturo-cinétique, comme observée chez l'amputé (Michel, 2003).

L'altération de la CPC expliquerait la diminution du ΔG retrouvée dans nos résultats lors de la phase d'exécution. Cette diminution du gain de vitesse permettrait probablement d'éviter la chute des sujets lors de l'IM.

Confrontée à une contrainte unilatérale, l'adaptation de la CPC pourrait diminuer la performance générée au cours de la phase d'exécution du premier pas. Cette performance peut être asymétrique. C'est-à-dire qu'elle peut varier en fonction de l'état du membre qui initie le pas (i.e. sain ou hypomobile), comme c'est le cas chez le patient gonarthrosique (Viton et al., 2000).

Nous chercherons donc à savoir si cette hypothèse est vérifiable chez nos sujets puis nous analyserons la stratégie motrice développée, dans le but de générer les forces de propulsion, sous les effets d'une contrainte unilatérale versus bilatérale. Aucune donnée ne semble figurée dans la littérature à ce sujet dans le cadre de l'IM.

5.2.2.1 La performance générée par les sujets, initiant la marche avec une contrainte unilatérale de cheville, était-elle asymétrique ?

Nos résultats sont similaires à ceux observés chez le gonarthrosique. En effet, la vitesse de progression antéropostérieure du CG obtenue à la fin du premier pas (VGx) était plus importante lors d'un départ pied oscillant constraint versus départ pied d'appui constraint. Ce résultat n'est pas surprenant puisque, lors de l'IM, le phénomène de pendule inverse s'effectue principalement selon l'axe antéropostérieur autour du pied d'appui et non de la cheville du futur pied oscillant (Brenière & Do, 1986, 1991).

Lors d'un départ pied d'appui constraint, le strapping et l'orthèse limitent l'excursion angulaire de la flexion plantaire intervenant lors du décollement talonnié à la fin du pendule. Ceci peut expliquer la diminution de la longueur du pas observé dans cette condition expérimentale. La Lpas étant corrélée à la VGx (Brenière et al., 1987 ; Brenière & Do, 1991), il semble alors normal d'observer dans nos résultats une diminution de la vitesse de progression du CG lors d'un départ pied d'appui constraint versus départ pied d'appui libre.

En parallèle de ces données biomécaniques, nous observons une diminution de l'activité EMG du Soleus d'appui lors d'un départ pied d'appui constraint versus départ pied d'appui libre. Ce résultat rejoint, pour l'orthèse, ceux de nombreuses études soulignant la dégradation de l'activité EMG du Soleus homolatéral au port d'orthèse retrouvée chez l'hémiplégique (Yamamoto et al., 1993 ; Miyazaki et al., 1997) et le patient après réparation du tendon d'Achille (Akizuki et al., 2001 ; Fröberg et al., 2009). Pour le strapping, ce résultat apporte une nouvelle donnée intéressante dans le cadre de la rééducation puisqu'il semblerait qu'aucune donnée ne semble avoir été publiée dans le cadre de l'IM avec strapping.

Cette diminution de l'activité EMG du Soleus d'appui pourrait être d'origine plurifactorielle :

- 1- D'un point de vue mécanique, elle pourrait résulter d'une diminution de la composante active de la flexion plantaire de cheville causée par le port d'orthèse et de strapping (Thoumie et al., 2004). La limitation de la flexion plantaire pourrait perturber les informations généralement transmises lors de la phase d'exécution par le Soleus. En effet, certains fuseaux neuromusculaires de moyens et gros diamètres envoient des informations qui contribuent à l'activité EMG du Soleus (Dietz & Duysens, 2000 ; Mazzaro et al., 2005). D'autre part, la vitesse d'exécution du mouvement de flexion plantaire pourrait également être diminuée (Anderson, Sanderson & Hennig, 1995). Or, pour Sinkjaer et al. (2004), l'activité EMG du Soleus pourrait être modulée par les afférences proprioceptives de cheville et notamment par l'intermédiaire des fibres musculaires rapides de type II (Sinkjaer et al., 2000). La diminution du recrutement des fibres de type II, liée à la perte de vitesse du mouvement de flexion plantaire, perturberait ainsi les informations musculo-squelettiques intégrées par le SNC (Massion, 1992).
- 2- Le strapping et l'orthèse pourraient perturber la rotation Tibio-talienne (Vaes et al., 1998) au moment de la phase de simple appui où le genou effectue sa flexion, modifiant ainsi plus globalement l'alignement vertical du corps observé lors du déroulement du pied sur le sol. La modification du phénomène rotatoire au niveau du segment jambier pourrait perturber l'activité EMG du Soleus (Schwartz & Lakin, 2003).

- 3- Le strapping et l'orthèse pourraient modifier les informations provenant de la voûte plantaire, ce qui perturberaient alors l'activité EMG du Soleus (Do et al., 1990 ; Do & Roby-Brami, 1991).

L'activité EMG du Soleus d'appui génère indirectement la longueur du pas (Honeine et al., 2013), elle-même corrélée linéairement à la vitesse de progression du CG (Brenière & Do, 1991). Cette covariation peut expliquer le fait que nous retrouvons une diminution du VGx, dans les conditions expérimentales où le pied d'appui est contraint par le strapping et l'orthèse, comparativement aux conditions départ pied d'appui libre.

5.2.2.2 La stratégie motrice adoptée afin de générer les forces de propulsion au cours de la phase d'exécution de cheville est elle identique lors d'une IM départ avec contrainte bilatérale versus IM départ avec contrainte unilatérale ?

En présence d'une contrainte bilatérale, la vitesse de progression du CG obtenue à la fin du premier pas (VGx) reste toujours plus faible comparativement aux conditions où le pied d'appui est libre.

Cette altération de la performance motrice serait probablement causée par la contrainte mécanique (i.e. hypomobilité articulaire de cheville), imposée au pied d'appui. Des résultats similaires retrouvés chez l'amputé transtibial (Michel, 2003) viennent conforter cette hypothèse.

Cependant, nos résultats s'opposent à ceux retrouvés par Couillandre et al. (2000) dans lesquels les sujets initiant la marche sur la pointe des pieds ne présentaient aucune modification de la VGx comparativement à une IM pied à plat.

Cela semble toutefois logique puisque la contrainte mise en place dans cette étude était maintenue de façon purement volontaire (i.e. non fixée) comparativement à nos expérimentations. Le strapping et l'orthèse pourraient générer une perturbation proprioceptive et extéroceptive plus importante que cette contrainte maintenue volontairement expliquant alors probablement la diminution de VGx retrouvée dans nos résultats.

En présence d'une contrainte bilatérale, la réorganisation motrice mise en place par nos sujets semble être symétrique puisque nous n'avons observé aucune différence significative entre un départ avec contrainte bilatérale côté droit versus côté gauche.

Une contrainte symétrique entraînerait donc des déficiences biomécaniques symétriques indépendamment de la latéralité du membre inférieur qui initie le pas, comme observé dans la marche stationnaire chez le patient gonarthrosique opéré bilatéralement (Creaby et al., 2012) ou encore chez le sujet avec atteinte vestibulaire bilatérale lors de l'IM (Sasaki et al., 2001).

En parallèle de ce constat, et de façon surprenante, nos résultats indiquent que la VGx est plus importante lorsque le sujet initie l'IM avec contrainte bilatérale versus contrainte unilatérale sur le pied d'appui. Cela nous amène donc à nous questionner sur l'impact de la symétrie des contraintes sur la performance motrice développée lors de l'IM.

5.2.3 Le rééquilibrage des contraintes source de performance: contrainte biomécanique unilatérale versus bilatérale.

Dans la littérature, les patients, présentant une atteinte unilatérale du membre supérieur, semble devenir plus performant lorsque la contrainte est induite symétriquement, qu'il s'agisse d'un entraînement (Muddie & Matyas, 1996, 2000, 2001; Whitall, McCombe, Silver, & Macko, 2000 ; Luft et al., 2004 ; Hesse et al., 2005 ; McCombe & Whitall, 2008 ; Cauraugh, Lodha, Naik, & Summers, 2010 ; Lin et al., 2010) ou bien d'une contrainte surajoutée (Liepert et al., 1998 ; Kopp et al., 1999 ; Wu, Chuang, Lin, Chen, & Tsay, 2011).

Nous chercherons donc à savoir si ces résultats sont généralisables aux membres inférieurs dans le cas d'une tâche locomotrice alternée telle que l'IM. D'autre part, nous comparerons les modifications engendrées, par la contrainte unilatérale versus bilatérale, sur les paramètres biomécaniques de la phase de préparation posturale, d'exécution du premier pas et de performance propre à l'IM.

5.2.3.1 Effet du caractère asymétrique versus symétrique de la contrainte sur la phase de préparation posturale

Nos résultats montrent que la durée des APA est augmentée lors d'un départ pied d'appui constraint versus départ avec contrainte bilatérale, quelle que soit la vitesse de marche initiée (i.e. spontanée ou rapide).

Or, la vitesse de progression du CG atteinte à l'instant du décollement du pied (VGxFO) reste identique que le sujet initie l'IM avec contrainte unilatérale sur le pied d'appui versus IM avec contrainte bilatérale.

Nous supposons, d'une part, que le sujet augmente de façon plus importante la durée des APA lors d'un départ pied d'appui constraint afin d'obtenir une VGxFO comparable à celle obtenue lors d'un départ avec contrainte bilatérale.

D'autre part, on peut aussi émettre l'hypothèse que le caractère symétrique de la contrainte le SNC favorise une amélioration de la performance générée au cours des APA (i.e. VGxFO), comme observé chez le patient Parkinsonien après stimulation cérébrale bilatérale versus unilatérale (Bastian et al., 2003a).

Le SNC ajusterait donc plus longuement les APA en présence d'une contrainte unilatérale sur le pied d'appui comparativement à une contrainte symétrique. L'exécution de deux mouvements volontaires, mettant en jeu des processus de commandes asymétriques, laisserait supposer un décalage initial au niveau du déclenchement de la commande nerveuse centrale (Paillard, 1946). Toutefois, cette hypothèse interprétative, basée sur les conclusions de l'étude menée par Paillard (1946), est à relativiser. Effectivement, dans cette expérimentation, la tâche motrice réalisée (i.e. extension de l'index couplé simultanément à un mouvement du pied) était nettement moins complexe que celle demandée dans notre protocole expérimental d'initiation de la marche.

On peut également supposer que la rééquilibration des capacités fonctionnelles (i.e. contrainte bilatérale) permettrait, grâce à une entrée d'informations sensorielles symétriques, d'instaurer un nouveau programme moteur plus rapidement. Ce programme présenterait un pattern symétrique puisque la durée des APA restent identiques quel que soit le pied de départ (i.e. droit ou gauche) initiant la marche avec contrainte bilatérale.

5.2.3.2 Effet du caractère asymétrique versus symétrique de la contrainte sur la phase d'exécution du premier pas

Pendant la phase d'exécution de l'IM, on note une diminution de la durée de la phase oscillante (dPO), de la longueur du pas (Lpas) dans la condition départ pied d'appui contraint versus départ pied d'appui libre, et ceci indépendamment du caractère bilatéral de la contrainte.

Il semblerait que le pied d'appui joue un rôle essentiel dans la phase d'exécution puisque dès qu'il est contraint des modifications spatio-temporels apparaissent comme chez l'hémiplégique (Hesse et al., 1997). L'asymétrie des paramètres spatio-temporels est donc principalement liée à la qualité du pied d'appui.

En présence d'une contrainte symétrique, les modifications spatio-temporelles restent symétriques quelle que soit la latéralité du membre inférieur initiant l'IM, comme observées chez l'amputé transtibial bilatéral (Su et al., 2007, 2008). L'IM serait donc sensible, au caractère symétrique ou asymétrique de la distribution des contraintes, aussi bien au cours de la phase de préparation posturale que durant la phase d'exécution.

5.2.3.3 Effet du caractère asymétrique versus symétrique des contraintes sur l'index de performance de l'IM

Théoriquement, on aurait pu s'attendre à observer une diminution plus importante de la vitesse de progression antéropostérieure du CG obtenu à la fin du premier pas, que nous nommons VGx (i.e. index de performance de l'IM ; Couillandre et al., 2000) en présence d'une contrainte symétrique versus asymétrique. Paradoxalement, nos résultats montrent une amélioration de la performance (i.e. VGx) développée au cours de l'IM en présence d'une contrainte symétrique versus asymétrique sur le pied d'appui et ceci indépendamment de la latéralité du membre qui initie le pas (i.e. droit ou gauche) ainsi que de la durée totale de l'IM (i.e. tVGx).

Effectivement, aucune différence n'a été observée concernant la tVGx entre toutes les conditions expérimentales, rejoignant au passage les données de Brunt et al. (1999), puisque la durée de l'IM est un paramètre temporel invariant.

Nous pouvons donc suggérer que la performance motrice est meilleure en présence d'une rééquilibration des capacités fonctionnelles (i.e. contrainte symétrique) puisque les sujets disposent du même interval de temps pour générer les forces de propulsion lors de la phase d'exécution.

Cette amélioration de la performance n'est pas liée à un gain de vitesse obtenu au cours des APA puisque la vitesse générée au décollement du pied est identique entre toutes les conditions expérimentales IM avec contrainte.

Des résultats similaires ont été retrouvés au membre supérieur chez l'hémiplégique (Mudie et al., 1996, 2000, 2001 ; Whitall et al., 2000 ; Luft et al., 2004 ; McCombe et al., 2008).

La VGx augmente en présence d'une contrainte symétrique comparativement à une contrainte asymétrique induite sur le pied d'appui, tandis que la longueur du pas reste identique entre ces conditions. On aurait pu s'attendre à retrouver une augmentation de la Lpas en condition contrainte bilatérale suite à l'augmentation du VGx puisqu'il existe une relation linéaire entre ces deux paramètres (Brenière & Do, 1991).

Le sujet ne peut augmenter la Lpas pour une raison mécanique puisque le strapping et l'orthèse limitent l'excursion angulaire en flexion plantaire du pied d'appui. Cette hypothèse est confortée par le fait que dans toutes les conditions expérimentales où le pied d'appui est contraint, la Lpas est toujours inférieure aux conditions expérimentales où le pied d'appui est libre.

➤ Pourquoi, pour une longueur de pas identique, la vitesse de progression antéropostérieure du CG obtenue à la fin du premier pas (VGx) est-elle meilleure lors d'un départ avec contrainte bilatérale versus départ avec contrainte unilatérale sur le pied d'appui ?

L'amélioration du VGx, lors d'un départ avec contrainte bilatérale versus départ pied d'appui contraint, peut être multifactorielle :

- 1- Neuro-anatomiquement, les structures (i.e. ganglions de la base) impliquées dans la coordination des membres supérieurs (Johnson et al., 1998) et le contrôle de l'équilibre postural pour les membres inférieurs (Takakusaki, Tomita, Yano, 2008 ; Chastan et al., 2009) sont identiques et améliorent la vitesse de marche (Peppe et al., 2010) lorsqu'elles sont stimulées par des informations symétriques (Crenna et al., 2006 ; Lin et al., 2010 ; Liu et al., 2006) comme vu chez le Parkinsonien (Bastain et al., 2003). Parmi ces structures, on retrouve les ganglions de la base qui ont un rôle majeur dans la flexibilité du répertoire des stratégies du contrôle de l'équilibre postural (Horak, Nutt, & Nashner, 1992).
- 2- Le port symétrique, de strapping et d'orthèse, offrirait une meilleure stabilisation posturale bilatérale, notamment médiolatérale (Vaillant et al., 2008 ; Rougier et al., 2008), augmentant ainsi l'impression de stabilité du sujet (Colville, Lee & Ciullo, 1986) aussi bien sur le pied d'appui que sur le futur pied oscillant en prévision de la phase de double appui.
- 3- Dans nos résultats, la VGx est plus importante lorsque la contrainte est symétrique, grâce indirectement à l'augmentation de l'activité EMG du Soleus d'appui, comparativement à la condition départ pied d'appui contraint.

Cette augmentation de l'activité du Soleus d'appui peut être liée au caractère symétrique des informations proprioceptives plantaires (Bussel et al., 1990 ; Thoumie & Do, 1996) transmises par le réflexe spinal croisé (Gervasio & al., 2013).

Comme observé au membre supérieur chez l'hémiplégique (Lin et al., 2010), la présence d'une base neurosensorielle et biomécanique symétrique permettrait d'améliorer la force générée localement (Wu et al., 2011). Celle-ci pourrait être traduite par l'augmentation de la SOL-A du pied d'appui.

L'amélioration de la performance (i.e. VGx) résulterait principalement d'une modification électromyographique, correspondant à l'augmentation de l'activité du Soleus d'appui lors de la phase d'exécution et non d'un changement provenant de la phase de préparation posturale.

En effet, les paramètres développés au cours des APA pouvant moduler la vitesse de progression antéropostérieure du CG atteinte à la fin du premier pas (VGx), tels que : l'activité EMG du Tibialis Anterior d'appui et du TA oscillant, le recul du CP ainsi que la génération des forces de propulsion (VGxFO), ne présentent pas de différence entre les conditions départ pied d'appui contraint versus départ contrainte bilatérale.

De ce fait, la phase de préparation posturale et la phase d'exécution de l'IM pourraient probablement correspondre à deux processus successifs appartenant à une tâche préprogrammée, comme supposé par Fiolkowski et al (2002).

Le strapping et l'orthèse ont donc un **double effet sur la phase d'exécution de l'IM :**

- Un effet « **local différentiel** », lorsque ceux-ci sont portés unilatéralement, puisque la performance (i.e. VGx) varie en fonction de la qualité du membre d'appui (i.e. sain ou contraint).
- Un effet de « **rééquilibrage fonctionnel** », lorsque leur port est symétrique puisque, comme observé au membre supérieur chez l'hémiplégique, la performance développée (i.e. VGx) est meilleure en présence d'une contrainte bilatérale comparativement à une contrainte unilatérale imposée sur le pied d'appui. Cela laisse suggérer que ce dernier joue un rôle essentiel dans l'IM.

5.3 Le paramètre de freinage permet-il d'évaluer effectivement le contrôle de l'équilibre postural au cours de l'IM ?

Au cours de la phase d'exécution du premier pas, nos résultats montrent une diminution du freinage de la chute du CG (ΔV_z) et de la longueur du pas (Lpas) dès que le pied d'appui est contraint.

Cette perte de freinage n'est pas liée à un déficit de la commande centrale, comme observé chez le Parkinsonien (Chastan et al., 2009b) car nos sujets sont sains. Elle n'est pas non plus la conséquence d'un déficit de la commande musculaire du Soleus d'appui, même si son activité EMG diminue.

En effet, l'activité du Soleus d'appui diminue dans toutes les conditions expérimentales où le pied d'appui est contraint. Ce phénomène est purement du au biais mécanique de la contrainte qui empêche le muscle de fonctionner dans des conditions naturelles. Le paramètre de freinage ne peut donc pas permettre d'évaluer effectivement le contrôle de l'équilibre postural.

L'activité EMG du Soleus, étant liée indirectement à la Lpas (Honeine et al., 2013) et au ΔV_z (Welter et al., 2007 ; Chastan et al., 2009a, 2009b), nous allons chercher à comprendre pourquoi ces deux paramètres diminuent lors d'un départ « orthèse sur le pied d'appui » versus « strapping sur le pied d'appui ».

5.3.1 Pourquoi le freinage de la chute du CG est-il plus faible lors d'une IM départ port d'orthèse sur le pied d'appui versus port de strapping sur le pied d'appui ?

Lors du port d'orthèse, les sujets vont sous-utiliser l'extension de leurs orteils et, plus précisément, des articulations métatarso-phalangiennes lors du 3eme roulement du pied sur le sol décrit par Perry (1992).

Le sujet « roule » donc passivement sur son orthèse, qui au moment théorique du décollement des orteils, va se verticaliser. Le Soleus contrôlant tout ce qui est dans l'axe vertical n'a donc aucun effort actif de freinage à fournir puisque la bascule du pied est assurée passivement par l'orthèse.

La perturbation de l'activité des muscles intrinsèques du pied pourrait aussi jouer un rôle mineur dans la modulation de l'activité du Soleus (Do et al., 1990). De plus, l'orthèse pourrait saturer un plus grand nombre et une plus grande variété de récepteurs plantaires (Kennedy & Inglis, 2002 ; Figure 24) intervenant dans la modulation de cette activité (Do et al., 1990 ; Do & Roby-Brami, 1991).

Par ailleurs, pour Yamamoto et al. (1993), ainsi que Hesse et al. (1999), il semblerait que la raideur de l'appareillage de cheville utilisé influence l'activité EMG des muscles fléchisseurs plantaires. Nos résultats corroborent cette hypothèse puisque l'activité EMG du Soleus d'appui (SOL-A) est significativement plus faible lors du port d'orthèse versus Strapping, que l'IM soit initiée à marche spontanée ou rapide.

La diminution de l'activité Soleus lors du port d'orthèse pourrait également être liée à sa surface d'apposition au niveau de la voûte plantaire. Compte tenu de sa rigidité, elle pourrait saturer un plus grand nombre de récepteurs plantaires (Figure 24) comparativement au strapping. Or, ces récepteurs interviennent de façon mineur avec les muscles intrinsèques du pied dans la régulation de l'activité EMG du Soleus (Do et al., 1990).

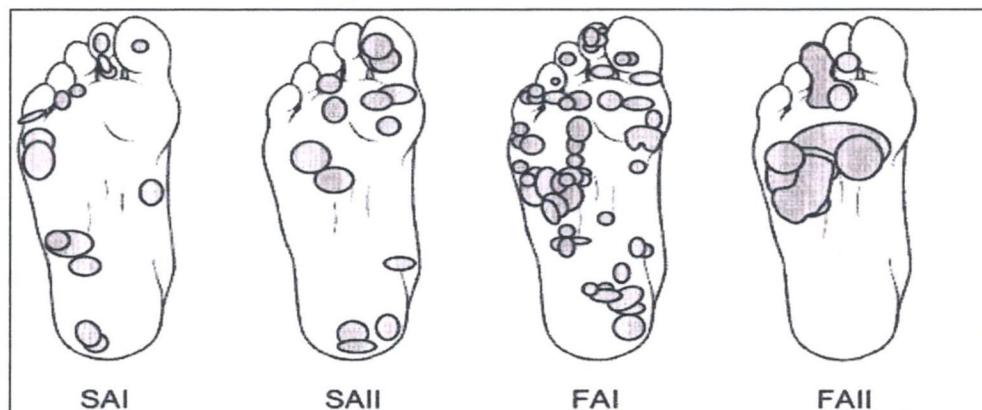


Figure 24. Ensemble des différents récepteurs à adaptation lente (SAI et SAII) et adaptation rapide (FAI et FAII) propres à la voûte plantaire (Kennedy & Inglis, 2002).

5.3.2 Pourquoi la longueur du pas est-elle plus faible, lors d'une IM départ avec d'orthèse sur le pied d'appui versus départ port de strapping sur le pied d'appui, alors que la vitesse de progression du CG est comparable entre ces deux conditions ?

Le strapping et l'orthèse limitent tous les deux l'excursion angulaire de la flexion plantaire puisqu'ils raccourcissent la longueur du pas dès que l'IM est initié avec le pied d'appui contraint. Cependant, la Lpas est plus courte lors d'un départ pied d'appui contraint par l'orthèse versus départ pied d'appui strappé.

Cette réduction de la Lpas peut également être liée à la contrainte mécanique de l'orthèse empêchant l'extension de l'articulation métacarpo-phalangienne de l'hallux lors de la fin du déroulement du pas (Dufour & Pillu, 2005 ; Viel & Esnault, 2000) contrairement au strapping laissant cette articulation libre.

Lors du port d'orthèse, le passage du pas postérieur juste avant la phase de double appui s'en trouverait donc perturbé favorisant ainsi la pose précoce du pied pendulaire.

De plus, compte tenu de la rigidité de l'orthèse bloquant la cheville à angle droit, les sujets ne pouvaient pas maintenir une attitude purement verticale. Cliniquement, ils avaient tendance à fléchir les genoux ce qui les empêchaient ainsi d'exécuter un pas plus grand lors de l'IM.

La perturbation mécanique engendrée par l'orthèse entraîne donc une modification posturale comparativement au strapping pouvant également expliquer la réduction de la Lpas. Malgré cette diminution de la Lpas, la vitesse de progression du CG obtenue à la fin du premier pas (VGx) n'est pas différente, que le sujet initie la marche départ pied d'appui avec port d'orthèse versus pied d'appui strappé.

On aurait pu s'attendre à ce que la VGx soit plus faible, lors d'un départ avec orthèse sur le pied d'appui, compte tenu de la diminution de la Lpas (Brenière & Do, 1991). Des résultats similaires ont déjà été observés chez l'amputé, où la VGx était identique, quel que soit le membre inférieur qui initie l'IM (i.e. sain ou prothétique), alors que la Lpas était plus courte lors d'un départ avec le pied d'appui prothétique (Michel, 2003).

L'ensemble de ces résultats soulève donc la question de l'intérêt de prescrire des orthèses rigides notamment chez les patients présentant une altération du contrôle de l'équilibre postural, tels que les sujets âgés.

La marche de ces personnes est plus lente et s'effectue à « petit pas » (Patchay, Gahéry & Serratrice, 1997). Or, la vitesse de progression obtenue lors de la marche (V) correspond au produit de la modulation de la longueur du pas (Lpas) et de la fréquence (F), soit $V = Lpas \times F$ (Laurent & Pailhous, 1986). Il semblerait donc que, pour accroître leur vitesse de marche lors du port d'orthèse, ces sujets soient obligés d'augmenter la fréquence de leurs appuis, ce qui pourrait entraîner un risque de chute.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

La marche, et plus spécifiquement son initiation, sont régulées bilatéralement au niveau des aires motrices supplémentaires du cortex cérébral, impliquant un processus global symétrique (Yazawa et al., 1997) afin de coordonner l'activité spécifique de chaque membre inférieur (Kautz & Patten, 2005).

Ce processus est perturbé en présence d'une contrainte articulaire posturo-cinétique telle que l'hypomobilité de cheville. La contrainte expérimentale imposée étant d'ordre mécanique (i.e. hypomobilité articulaire), la performance reste globalement plus faible dans les conditions avec port unilatéral et bilatéral de strapping/orthèse comparativement aux conditions « contrôle ».

Localement, l'hypomobilité unilatérale entraîne une asymétrie des contraintes biomécaniques, altérant la coordination entre les membres inférieurs, comparativement à une hypomobilité symétrique. D'un point de vue supraspinal, la déficience asymétrique va provoquer une dissymétrie dans les informations sensorielles traitées par les aires motrices supplémentaires. Cela pourrait donc obliger le SNC à envoyer par feedforward une commande motrice spécifique pour chaque membre inférieur afin d'éviter au sujet de chuter.

La réorganisation sensorimotrice, suite à une contrainte bilatérale, pourrait être plus facile à manager par le SNC, notamment par le biais du réflexe spinal croisé. Pour faciliter cette réorganisation, le SNC met en jeu : un câblage symétrique (Bromberg & Jaros, 1998 ; Hugdahl, 2005 ; Barral et al., 2009), un traitement symétrique de l'information (Cernacek, 1961 ; Cheyne et al., 2006), une base sensorielle symétrique (Kavanoudias et al., 2005), une coordination motrice symétrique (Kelso & Schöner, 1988) et des circuits régulateurs propres à la double commande motrice (Paillard, 1946).

Compte tenu de cette « facilitation » propre à la commande bilatérale régulée par le SNC, le port symétrique de strapping et d'orthèse induirait des contraintes similaires sur chaque cheville et mettrait donc en jeu une commande centrale symétrique. Il en résulterait un rééquilibrage des capacités fonctionnelles concourant ainsi à l'amélioration de la performance motrice lors de l'IM. Ce phénomène est possible puisque nous sommes dans un contexte expérimental « aigüe » contrairement à celui « chronique » observé dans la littérature chez l'amputé (Michel, 2003) ou le Gonarthrosique (Viton et al., 2000). Cliniquement, l'aspect immédiat de l'évaluation réalisée post-contrainte expliquerait le fait que nous n'observons pas de boiterie majeure, lors du port de strapping et d'orthèse, comparativement à l'amputé et au gonarthrosique.

Cela laisse suggérer qu'il y aurait un intérêt moteur fondamental à démarrer le plus précocement possible (i.e. phase « aigüe ») une rééducation bilatérale, afin de pérenniser le potentiel correctif existant par le biais de la plasticité cérébrale, chez les patients présentant une atteinte unilatérale d'origine neurologique ou orthopédique par exemple. De nombreuses études ont notamment démontré les bénéfices fonctionnels de la rééducation précoce en post-opératoire que ce soit sur le rachis (Nielsen, Jorgensen, Dahl, Pedersen & Tonnesen, 2010), ou au membre inférieur (Munin, Rudy, Glynn, Crossett, & Rubash, 1998).

Le rééquilibrage des capacités fonctionnelles est d'ailleurs de plus en plus recherché afin d'améliorer la performance dans la tâche locomotrice. En effet, les orthoprothésistes produisent des prothèses et orthèses de cheville de plus en plus dynamiques (Leardini, 2001 ; Hansen et al., 2004, 2010 ; Lam, Leong, Li, Hu, & Lu, 2005). La restauration de la mobilité articulaire perdue du côté pathologique permet d'améliorer l'activité EMG et d'équilibrer les contraintes vis-à-vis du membre sain lors de la marche (Lam et al., 2005).

Il semblerait d'après nos résultats que, plus la contrainte induite est rigide et immobilise l'articulation, plus l'activité EMG des muscles homologues au mouvement contrarié est affectée. Des résultats similaires ont été observés lors du port d'orthèse de genou (Maïer, Gouelle, Boyer & Taïar, 2007)

Nous sommes donc amenés à nous questionner sur le retentissement, à la fois aigu et chronique, du port d'appareillage de cheville.

L'orthèse entraîne une dégradation plus importante de l'activité EMG du Soleus et donc du processus de freinage actif de la chute du CG lors de la marche comparativement au strapping.

De plus, le caractère chronique du port d'appareillage de cheville soulève trois problématiques :

- La première : motrice, puisque la diminution de l'activité EMG peut conduire à l'atrophie musculaire ;
- La seconde : psychomotrice, car un risque d'accoutumance à cette condition particulière de marche pourrait se manifester par une peur lors du sevrage de l'orthèse comme le souligne Maïer et al. (2007). Celle-ci pourrait être beaucoup plus importante chez les sujets à risque de chute ou chez les sujets âgés pouvant favoriser une perte de confiance en soi et donc une régression psychomotrice ;
- La troisième : fonctionnelle, car le port asymétrique d'appareillage peut entraîner des compensations biomécaniques néfastes du côté sain ou plus globalement sur le reste du corps. En effet, il a été montré que le port d'appareillage de genou réduit la mobilité de la ceinture pelvienne et scapulaire (Maïer et al., 2007), concourant ainsi à l'altération globale du schéma de marche et, plus spécifiquement, au processus de dissociation des ceintures.

L'ensemble de ces données permettrait de réorienter la prise en charge rééducative, l'éducation thérapeutique notamment sur le concept d'économie articulaire et la prophylaxie du membre inférieur sain apportée aux patients porteurs d'un appareillage unilatéral de cheville. En effet, ce dernier dégrade la capacité posturo-cinétique. Or, la CPC sollicite, non pas une seule, mais l'ensemble des articulations de la chaîne posturale pour produire une performance motrice (Kantor, Poupard, Le Bozec, & Bouisset, 2001 ; Bouisset & Le Bozec, 2002 ; Hamaoui, Le Bozec, Poupard & Bouisset, 2007), comme démontré chez le patient lombalgique (Hamaoui, Do & Bouisset, 2004).

En perspective, les résultats de nos études permettent d'envisager les sujets de recherche suivants :

- D'une part, nous pouvons nous questionner sur l'installation d'une « chronicité de l'asymétrie » lors du port d'appareillage unilatéral (i.e. strapping et/ou orthèse). Dans nos résultats nous avons observé entre les conditions IM avec strapping et orthèse, unilatéral versus bilatéral, des modifications temporelles sur la durée des APA mais aucune concernant leur amplitude (i.e. VGxFO). La question sous jacente serait donc la suivante : y-a-t-il un délai d'apparition d'une asymétrie en amplitude au cours des APA ?
On peut supposer que le caractère « chronique » du port d'appareillage de cheville tendrait à diminuer le VGxFO ainsi que le VGx, comme observé dans des pathologies chroniques telles que la gonarthrose (Viton et al., 2000) et l'amputation (Michel, 2003 ; Michel & Chong, 2004). Une fois cette donnée vérifiée, nous pourrions réorienter les méthodes de rééducation notamment pour le sevrage de l'appareillage.
- D'autre part, nous avons observé que le strapping et l'orthèse diminuent l'activité du Soleus homolatéral. Or, le Soleus participe au contrôle de l'équilibre postural lors de l'IM chez le sujet normal (Honeine et al., 2013) en freinant activement la chute verticale du CG pendant la phase d'exécution (Chastan et al., 2007 ; Welter et al., 2007 ; Chong et al., 2009). Toutefois, cliniquement, aucune étude n'a mis en évidence que cette perte active de freinage pouvait être réversible suite à un renforcement musculaire du Soleus effectué en rééducation.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

- Akizuki, K. H., Gartman, E. J., Nisonson, B., Ben-Avi, S., & McHugh, M. P. (2001). The relative stress on the Achilles tendon during ambulation in an ankle immobiliser: implications for rehabilitation after Achilles tendon repair. *British Journal of Sports Medicine*, 35(5), 329-334.
- Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé. (2000). Rééducation de l'entorse de cheville. Service des recommandations et références professionnelles. En ligne www.has-sante.fr.
- Anderson, D. L., Sanderson, D. J., & Hennig, E. M. (1995). The role of external nonrigid ankle bracing in limiting ankle inversion. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 5(1), 18-24.
- Armatas, C. A., Summers, J. J., & Bradshaw, J. L. (1994). Mirror movements in normal adult subjects. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, 3, 405-413.
- Arsenault, A. B., Winter, D. A., & Marteniuk, R. G. (1986b). Bilateralism of EMG profiles in human locomotion. *American Journal of Physical Medicine*, 65(1), 1-16.
- Arsenault, A. B., Winter, D. A., & Marteniuk, R. G. (1986a). Treadmill vs. walkway locomotion in human: an EMG study. *Ergonomics*, 29(5), 665-676.
- Babiloni, F., Carducci, F., Cincotti, F., Del Gratta, C., Pizzella, V., Romani, G. L., Rossini, P. M., Tecchio, F., & Babiloni, C. (2001). Linear inverse source estimate of combined EEG and MEG data related to voluntary movements. *Human Brain Mapping*, 14, 197-209.
- Barral, J., Albaret, J. M., & Hauert, C. A. (2009). Des syncinésies aux mécanismes d'inhibition motrice chez l'enfant. *Thérapie psychomotrice et recherches*, 157, 5-20.
- Bastian, A. J., Kelly, E. V., Revilla, F. J., Perlmuter, J. S., & Mink, J. W. (2003a). Different effects of unilateral versus bilateral subthalamic nucleus stimulation on walking and reaching in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 18(9), 1000-1007.
- Bastian, A. J., Kelly, E. V., Revilla, F. J., Perlmuter, J. S., & Mink, J. W. (2003b). Effects of pallidotomy and levodopa on walking and reaching movements in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 18, 1008-1017.
-
- Bejjani, B. P., Gervais, D., Arnulf, I., Papadopoulos, S., Demeret, S., Bonnet, A. M., Cornu, P., Damier, P., & Agid, Y. (2000). Axial parkinsonian symptoms can be improved: the role of levodopa and bilateral subthalamic stimulation. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 68, 595-600.
- Belenkii, V. E., Gurinkel, V. S., & Paltsev, E. I. (1967). On Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 12, 135-141.

- Bensoussan, L., Mesure, S., Viton, J. M., Curvale, G., & Delarque, A. (2004). Asymétries chronométriques, cinétiques et cinématiques de l'initiation de la marche chez un sujet hémiplégique. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 47, 611-620.
- Bent, L. R., McFadyen, B. J., Merkley, V. F., Kennedy, P. M., Inglis, J. T. (2000). Magnitude effects of galvanic vestibular stimulation on the trajectory of human gait. *Neuroscience Letters*, 279(3), 157-160.
- Béraud, P., & Gahéry, Y. (1995). Relationships between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. *Neuroscience Letters*, 194, 177-180.
- Berthoz, A., Israël, I., Georges-François, P., Grasso, R., & Tsuzuku, T. (1995). Spatial memory of body linear displacement: what is being stored? *Science*, 269, 95-98.
- Beyaert, C., Grumillier, C., Martinet, N., Paysant, J., & Andre, J. M. (2008). Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait & Posture*, 28, 278-284.
- Bogey, R. A., Gitter, A. J., & Barnes, L. A. (2010). Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20, 46-54.
- Bonnard, M., & Pailhous, J. (1993). Intentionality in human gait control: modifying the frequency-to-amplitude relationship. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 19, 429-443.
- Bonnyaud, C., Pradon, D., Vuillerme, N., Bensmail, B., Bussel, B., & Roche, N. (2011). Effects of a constraint-induced therapy on gait biomechanics parameters in hemiparetic patients after overground or treadmill training. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54(S1), e103.
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Paris: Masson.
- Bouisset, S., & Do, M. -C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Clinical Neurophysiology*, 38, 345-362.
- Bouisset, S., & Le Bozec, S. (2002). Posturo-kinetic capacity and postural function in voluntary movement. In M. L. Latash ML (Ed). *Progress in motor control, vol. II: structure-function relations in voluntary movements* (pp. 25-52). Champaign: Human Kinetics.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement*. Paris: Hermann.
-
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1983). Anticipatory postural movements related to a voluntary movement. In J. Garcia, M. Guerin, & C. Laverlochere (Eds). *Space physiology* (pp. 137-141). Toulouse: Cepadues.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20(8), 735-742.
- Braune, S., & Schady, W. (1993). Changes in sensation after nerve injury or amputation: the role of central factors. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 56, 393-399.

- Bregman, D. J., van der Krog, M. M., de Groot, V., Harlaar, J., Wisse, M., & Collins, S. H. (2011). The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: a simulation study. *Clinical Biomechanics*, 26(9), 955-961.
- Brenière, Y., & Bril, B. (1988). Why does the child walk in falling while the adult falls in walking? *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences Paris*, 307, 617-622.
- Brenière, Y., & Dietrich, G. (1992). Heel-off perturbation during gait initiation: biomechanical analysis using triaxial accelerometry and a force plate. *Journal of Biomechanics*, 25, 121-127.
- Brenière, Y., & Do, M. -C. (1986). When and how does steady state gait movement induced from upright posture begin? *Journal of Biomechanics*, 19, 1035-1040.
- Brenière, Y., & Do, M. -C. (1987). Modifications posturales associées au lever du talon dans l'initiation du pas de la marche normale. *Journal de Biophysique et Biomécanique*, 11, 161-167.
- Brenière, Y., & Do, M. -C. (1991). Control of gait initiation. *Journal of Motor Behaviour*, 23, 235-240.
- Brenière, Y., Bril, B., & Fontaine, R. (1989). Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion in children with under 200 days of autonomous walking. *Journal of Motor Behaviour*, 21, 20-37.
- Brenière, Y., Do, M. -C, & Bouisset, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behaviour*, 19, 62-76.
- Brenière, Y., Do, M. -C, & Sanchez, J. (1981). A biomechanical study of the gait initiation process. *Journal of Biophysics and Nuclear Medicine*, 5, 197-205.
- Bril, B., & Brenière, Y. (1992). Postural requirements and progression velocity in young walkers. *Journal of Motor Behaviour*, 24, 105-116.
- Bromberg, M. B., & Jaros, L. (1998). Symmetry of normal motor and sensory nerve conduction measurements. *Muscle Nerve*, 21(4), 498-503.
- Brunt, D., Lafferty, M. J., McKeon, A., Goode, B., Mulhausen, C., & Polk, P. (1991). Invariant characteristics of gait initiation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 70, 206-212.
- Brunt, D., Liu, S. M., Trimble, M., Bauer, J., & Short, M. (1999). Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. *Gait & Posture*, 10(2), 121-128.
-
- Brunt, D., Short, M., Trimble, M., & Liu, S. M. (2000). Control strategies for initiation of human gait are influenced by accuracy constraints. *Neuroscience letters*, 285, 228-230.
- Brunt, D., VanderLinden, D. W., & Behrman, A. L. (1995). The relation between limb loading and control parameters of gait initiation in persons with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, 627-634.

- Burleigh, A. L., & Horak, F. B. (1996). Influence of instruction, prediction and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. *Journal of Neurophysiology*, 75, 1619-1628.
- Burleigh-Jacobs, A., Horak, F. B., Nutt, J. G., & Obeso, J. A. (1997). Step initiation in Parkinson's disease: influence of Levodopa an external sensory triggers. *Movement disorders*, 12, 206-215.
- Calford, M. B., & Tweedale, R. (1990). Interhemispheric transfer of plasticity in the cerebral cortex. *Science*, 249, 805-807.
- Carlsöö, S. (1966). The initiation of walking. *Acta Anatomica*, 65, 1-9.
- Carey, L., M. (1995). Somatosensory loss after stroke. Critical Reviews in Physical and Rehabilitation and Medicine, 7, 51-91.
- Cauraugh, J. H., & Summers, J. J. (2005). Neural plasticity and bilateral movements: a rehabilitation approach for chronic stroke. *Progress in Neurobiology*, 75:309-20.
- Cauraugh, J. H., Kim, S. B., & Duley, A. (2005). Coupled bilateral movements and active neuromuscular stimulation: intralimb transfer evidence during bimanual aiming. *Neuroscience Letters*, 382, 39-44.
- Cauraugh, J. H., Lodha, N., Naik, S. K., & Summers, J. J. (2010). Bilateral movement training and stroke motor recovery progress: A structured review and meta-analysis. *Human Movement Science*, 29, 853-870.
- Cavagna, G. A., & Franzetti, P. (1986). The determinants of the step frequency in walking in humans. *Journal of Physiology*, 373, 235-242.
- Chastan, N., Debono, B., Maltete, D., & Weber, J. (2008). Discordance between measured postural instability and absence of clinical symptoms in Parkinson's disease patients in the early stages of the disease. *Movement Disorders*, 23, 366-372.
- Chastan, N., Do, M. -C., Bonneville, F., Torny, F., Bloch, F., Westby, G. W., Dormont, D., Agid, Y., & Welter, M. L. (2009a). Gait and balance disorders in Parkinson's disease: impaired active braking of the fall of centre of gravity. *Movement Disorders*, 24(2), 188-195.
- Chastan, N., Westby, G. W., Tézenas du Montcel, S., Do, M. -C., Chong, R. K., Agid, Y., & Welter, M. L. (2010). Influence of sensory inputs and motor demands on the control of the centre of mass velocity during gait initiation in humans. *Neuroscience Letters*, 469, 400-404.
-
- Chastan, N., Westby, G. W., Yelnik, J., Bardinet, E., Do, M. -C., Agid, Y., & Welter, M. L. (2009b). Effects of nigral stimulation on locomotion and postural stability in patients with Parkinson's disease. *Brain*, 132, 172-184.
- Cheyne, D., & Weinberg, H. (1989). Neuromagnetic fields accompanying unilateral finger movements: pre-movement and movement evoked fields. *Experimental Brain Research*, 78, 604-612.

- Cheyne, D., Bakhtazad L., & Gaetz, W. (2006). Spatiotemporal mapping of cortical activity accompanying voluntary movements using an event-related beamforming approach. *Human Brain Mapping*, 27, 213-229.
- Chong, R. K. Y., Chastan, N., Welter, M. L., & Do, M. C. (2009). Age-related changes in the center of mass velocity control during walking. *Neuroscience Letters*, 458(1), 23-27.
- Chong, R. K., & Do, M. -C. (2003). Control of center of mass velocity during walking. *Recent Research Developments in Biomechanics*, 1, 65-72.
- Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *Journal of Neurophysiology*, 103(2), 844-857.
- Clark, J. E., Truly, T. L., & Phillips, S. L. (1993). On the development of walking as a limit cycle system. In L.B. Smith, & E. Thelen (Eds). *A dynamic systems approach to development* (pp. 71-93). Cambridge: Massachusetts Institute of Technology Press.
- Colville, M. R., Lee, C. L., & Ciullo, J. V. (1986). The Lennox Hill brace. An evaluation of effectiveness in treating knee instability. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(4), 257-261.
- Cook, T., & Cozzens, B. (1976). Human solutions for locomotion: the initiation of gait. In R. M. Herman, S. Grillner, P. S. G. Stein, & D. G. Studart (Eds). *Neural control of locomotion* (pp. 65-76). New York: Plenum.
- Couillardre, A., & Brenière, Y. (2003). How does the heel-off posture modify gait initiation parameter programming? *Journal of Motor Behaviour*, 35(3), 221-227.
- Couillardre, A., Brenière, Y., & Maton, B. (2000). Is human gait initiation program affected by a reduction of the postural basis? *Neuroscience Letters*, 285, 150-154.
- Couillardre, A., Maton, B., & Brenière, Y. (2002). Voluntary toe-walking gait initiation: electromyographical and biomechanical aspects. *Experimental Brain Research*, 147(3), 313-321.
- Courtine, G., Pozzo, T., Lucas, B., & Schieppati, M. (2001). Continuous, bilateral Achilles tendon vibration is not detrimental to human walk. *Brain Research Bulletin*, 55(1), 107-115.
- Creaby, M. W., Bennell, K. L., Hunt, M. A. (2012). Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(5), 822-827.
-
- Crenna, P., & Frigo, C. (1991). A motor program for the initiation of forward oriented movements in man. *Journal of Physiology*, 437, 635-653.
- Crenna, P., Carpinella, I., Rabuffetti, M., Rizzonne, M., Lopiano, L., Lanotte, M., & Ferrarin, M. (2006). Impact of subthalamic nucleus stimulation on the initiation of gait in Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*, 172(4), 519-532.
- Crenna, P., Frigo, C., Giovannini, P., & Piccolo, I. (1990). The initiation of gait in Parkinson's disease. *Motor Disturbances*, II, 161-173.

- Crosbie, J., Green, T., & Refshauge, K. (1999). Effects of reduced ankle dorsiflexion following lateral ligament sprain on temporal and spatial gait parameters. *Gait & Posture*, 9, 167-172.
- de la Llave-Rincón, A. I., Fernández-de-las-Peñas, C., Fernandez-Carnero, J., Padua, L., Arendt-Nielsen, L., & Pareja, J. A. (2009) Bilateral hand/wrist heat and cold hyperalgesia, but not hypoesthesia, in unilateral carpal tunnel syndrome. *Experimental Brain Research*, 198, 455-463.
- de la Llave-Rincón, A. L., Fernández-de-Las-Peñas, C., Pérez-de-Heredia-Torres, M., Martínez-Perez, A., Valenza, M. C., & Pareja, J. A. (2011). Bilateral deficits in fine motor control and pinch grip force are not associated with electrodiagnostic findings in women with carpal tunnel syndrome. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 90(6), 443-451.
- De Nunzio, A. M., Grasso, M., Nardone, A., Godi, M., & Schieppati M. (2010). Alternate rhythmic vibratory stimulation of trunk muscles affects walking cadence and velocity in Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, 121(2), 240-247.
- De Quervain, I. A., Simon, S. R., Leurgans, S., Pease, W. S., & Mc Allister, D. (1996). Gait pattern in the early recovery after stroke. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 78(10), 1506-1514.
- Defebvre, L., & Lacour, M. (2011). *Posture et locomotion*. Marseille: Solal.
- DeJong, S. L., & Lang, C. E. (2012). The bilateral movement condition facilitates maximal but not submaximal paretic-limb grip force in people with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*, 123(8), 1616-1623.
- Delval, A., Krystkowiak, P., Blatt, J. L., Labyt, E., Bourriez, J. L., Dujardin, K., Destée, A., Derambure, P., & Defebvre, L. (2007). A biomechanical study of gait initiation in Huntington's disease. *Gait & Posture*, 25, 279-288.
- Desloovere, K., Molenaers, G., Van, G. L., Huenaerts, C., Van, C. A., Callewaert, B., Van de Walle, P., & Seyler, J. (2006). How can push-off be preserved during use of an ankle foot orthosis in children with hemiplegia? A prospective controlled study. *Gait & Posture*, 24, 142-151.
- Dibble, L. E., Nicholson, D. E., Shultz, B., MacWilliams, B. A., Marcus, R. L., & Moncur, C. (2004). Sensory cueing effects on maximal speed gait initiation in persons with Parkinson's disease and healthy elders. *Gait & Posture*, 19(3), 215-225.
- Dietz, V., & Berger, W. (1982). Spinal coordination of bilateral leg muscle activity during balancing. *Experimental Brain Research*, 47, 172-176.
- Dietz, V., & Duysens, J. (2000). Significance of load receptor input during locomotion: a review. *Gait & Posture*, 11, 102-110.
-
- Dillingham, T. R., Lehmann, J. F., & Price, R. (1992). Effect of lower limb on body propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 73, 647-651.
- Do, M. -C, Brenière, Y., & Brenguier, P. (1982). A biomechanical analysis of balance recovery during the fall forward. *Journal of Biomechanics*, 15(12), 933-939.
- Do, M. -C., & Roby-Brami, A. (1991). The influence of a reduced plantar support surface area on the compensatory reactions to a forward fall. *Experimental Brain Research*, 84, 439-443.

- Do, M. -C., Brenière, Y., & Bouisset, S. (1988). Compensatory reactions in forward fall: are they initiated by stretch receptors? *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 69(5), 448-452.
- Do, M. -C., Bussel, B., & Brenière, Y. (1990). Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall. *Experimental Brain Research*, 79, 319-324.
- Dufour, M., & Pillu, M. (2005). *Biomécanique fonctionnelle membres-tête-tronc*. Paris: Masson.
- Durwen, H. F., & Herzog, A. G. (1992). Electromyographic investigation of mirror movements in normal adults. *Developmental Brain Dysfunction*, 5, 310-318.
- Elbert, T., Sterr, A., Flor, H., Rockstroh, B., Knecht, S., Pantev, C., Wienbruch, C., & Taub, E. (1997). Input-increase and input-decrease types of cortical reorganization after upper extremity amputation in humans. *Experimental Brain Research*, 117, 161-164.
- Elble, R. J., Cousins, R., Leffler, K., & Hughes, L. (1996). Gait initiation by patients with lower-half parkinsonism. *Brain*, 119, 1705-1716.
- Elble, R. J., Moody, C., Leffler, K., & Sinha, R. (1994). The initiation of normal walking. *Movement Disorders*, 9, 139-146.
- Fernández-de-Las-Peñas, C., de la Llave-Rincón, A. I., Fernandez-Carnero, J., Cuadrado, M. L., Arendt-Nielsen, L., & Pareja, J. A. (2009). Bilateral widespread mechanical pain sensitivity in carpal tunnel syndrome: evidence of central processing in unilateral neuropathy. *Brain*, 132, 1472-1479.
- Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., & Woo, R. (2002). Does postural instability affect the initiation of human gait? *Neuroscience Letters*, 323(3), 167-170.
- Flor, H. (2003). Cortical reorganization and chronic pain: implications for rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, (41 Suppl), 66-72.
- Flor, H., Elbert, T., Knecht, S., Wienbruch, C., Pantev, C., Birbaumer, N., Larbig, W., & Taub, E. (1995). Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation. *Nature*, 375, 482-484.
- Florence, S. L., & Kaas, J. H. (1995). Large-scale reorganization at multiple levels of the somatosensory pathway follows therapeutic amputation of the hand in monkeys. *The Journal of Neuroscience*, 15, 8083-8095.
-
- Fröberg, A., Komi, P., Ishikawa, M., Movin, T., & Arndt, A. (2009). Force in the achilles tendon during walking with ankle foot orthosis. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(6), 1200-1207.
- Fuchs, S., Thorwesten, L., & Niewerth, S. (1999). Proprioceptive function in knees with and without total knee arthroplasty. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78, 39-45.
- Gahéry, Y., Viton, J. M., & Béraud, P. (1994). Early postural adjustments associated with the transition from two-foot to one-foot support. *European Journal of Physiology*, 427(Suppl 1), R47.

- Gantchev, N., Viallet, F., Aurenty, R., & Massion, J. (1996). Impairment of posturo-kinetic coordination during initiation of forward oriented stepping movements in parkinsonian patients. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 101, 110-120.
- Gauthier, L. V., Taub, E., Perkins, C., Ortmann, M., Mark, V. W., & Uswatte, G. (2008). Remodeling the brain: plastic structural brain changes produced by different motor therapies after stroke. *Stroke*, 39, 1520-1525.
- Gervasio, S., Farina, D., Sinkjaer, T., & Mrachacz-Kersting, N. (2013). Crossed reflex reversal during human locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 109(9), 2335-2344.
- Goodman, M. J., Menown J. L., West J. M., Barr K. M., Vander Linden D. W., & McMulin M. L. (2004). Secondary gait compensations in individuals without neuromuscular involvement following a unilateral imposed equinus constraint. *Gait & Posture*, 20(3), 238-244.
- Gorniak, S. L., Machado, A. G., & Alberts, J. L. (2013). Force coordination during bimanual task performance in Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*, 229(2), 261-271.
- Grey, M. J., Mazzaro, N., Nielsen, J. B., & Sinkjaer, T. (2004). Ankle extensor proprioceptors contribute to the enhancement of the soleus EMG during the stance phase of human walking. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 82(8-9), 610-616.
- Halliday, S. E., David, A., Winter, J. S., Frank, B., Aftab, E., Patla, B., & Prince, F. (1998). The initiation of gait in young, elderly and Parkinson's disease subjects. *Gait & Posture*, 8, 8-14.
- Hamaoui, A., Do, M. C., & Bouisset, S. (2004). Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion. *Neuroscience Letters*, 357, 135-138.
- Hamaoui, A., Le Bozec, S., Poupard, L., & Bouisset S. (2007). Does postural chain muscular stiffness reduce postural steadiness in a sitting posture? *Gait & Posture*, 25, 199-204.
- Hamel, A. J., Donahue, S. W., & Sharkey, N. A. (2001). Contributions of active and passive toe flexion to forefoot loading. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 393, 326-34.
- Hansen, A. H., Childress, D. S., Miff, S. C., Gard, S. A., & Mesplay, K. P. (2004). The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of Biomechanics*, 37, 1467-1474.
- Hansen, A. H., Miff, S. C., Childress, D. S., Gard, S. A., & Meier, M. R. (2010). Net external energy of the biologic and prosthetic ankle during gait initiation. *Gait & Posture*, 31(1), 13-17.
-
- Haute Autorité de santé. (2012). Accident vasculaire cérébral : méthode de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte. En ligne sur www.has-sante.fr.
- Herman, R., Cook, T., Cozzens, B., & Freedman, W. (1973). Control of postural reactions in man: the initiation of gait. In R.B. Stein, K.G. Pearson, R.S. Smith, & J.B. Redford (Eds). *Control of posture and locomotion* (pp. 363-388). New York: Plenum.
- Hermanson, A., Jonsson, C. E., & Lindblom, U. (1986). Sensibility after burn injury. *Clinical Physiology*, 6, 507-521.

- Hesse, M. D., Werner, M. S., Matthias, M. D., Stephen, M. D., & Berteau, M. D. (1999). Non-velocity-related effects of rigid double-stopped ankle-foot orthoses on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke*, 30, 1855-1861.
- Hesse, S., Reiter, F., Jahnke, M., Dawson, M., Sarkodie-Gyan, T., & Mauritz, K. H. Asymmetry of gait initiation in hemiparetic stroke. (1997). *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78, 719-724.
- Hintermann, B. (2005). *Total ankle arthroplasty: historical overview, current concepts and future perspectives*. New York: Springer Verlag.
- Hof, A. L., Nauta, J., Vanderknaap, E. R., Schallig, M. A. A., & Struwe, D. P. (1993). Calf muscle work and segment energy changes in human treadmill walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(4), 203-216.
- Honeine, J. L., Schieppati, M., Gagey, O., & Do, M. -C. (2013). The functional role of triceps surae muscle during human locomotion. *PloS ONE*, 8(1), 1-12.
- Horak, F. B., Esselman, P., Anderson, M. E., & Lynch, M. K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 47, 1020-1028.
- Horak, F. B., Nutt, J. G., & Nashner, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, 111, 46-58.
- Hoy, K. E., Fitzgerald, P. B., Bradshaw, J. L., Armatas, C. A., & Georgiou-Karistianis, N. (2004). Investigating the cortical origins of motor overflow. *Brain Research Reviews*, 46, 315-327.
- Hugdahl K. (2005). Symmetry and asymmetry in the human brain. *European Review*, 13(2), 119-133.
- Huge, V., Lauchart, M., Förderreuther, S., Kaufhold, W., Valet, M., Azad, S. C., Beyer, A., & Magerl, W. (2008). Interaction of hyperalgesia and sensory loss in complex regional pain syndrome type I (CRPS I). *PLoS ONE*, 3, e2742.
- Isakov, E., Keren, O., & Benjuya, N. (2000). Trans-tibial amputee gait: Time-distance parameters and EMG activity. *Prosthetics and Orthotics International*, 24, 216-220.
- Jian, Y., Winter, D. A., Ishac, M. G., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait & Posture*, 1, 9-22.
- Johnson, K. A., Cunnington, R., Bradshaw, J. L., Phillips, J. G., Iansek, R., & Rogers, M. A. (1998). Bimanual co-ordination in Parkinson's disease. *Brain*, 121, 743-753.
-
- Juillet, P., & Béquet, D. (2002). *Dictionnaire de neurologie*. Paris : Conseil internationale de langue française.
- Kantor, E., Poupard, L., Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2001). Does body stability depend on postural chain mobility or stability area? *Neuroscience Letters*, 308, 128-132.
- Kautz, S. A., & Patten, C. (2005). Interlimb influences on paretic leg function in poststroke hemiparesis. *Journal of Neurophysiology*, 93(5), 2460-2473.

- Kavounoudias, A., Gilhodes, J. C., Roll, R., & Roll, J. P. (1999a). From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Experimental Brain Research*, 124, 80-88.
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a “dynamometric map” for human balance control. *NeuroReport*, 9, 3247-3252.
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1999b). Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neuroscience Letters*, 266, 181-184.
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*, 532, 869-878.
- Kavounoudias, A., Tremblay, C., Gravel, D., Iancu, A., & Forget, R. (2005). Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 633-640.
- Kelso, J. A. S., & Jeka, J. J. (1992). Symmetry breaking dynamics of multilimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 645-668.
- Kelso, J. A. S., & Schöner, G. (1988). Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, 7, 27-46.
- Kelso, J. A. S., Schöner, G., Scholz, J. P., & Haken, H. (1987). Phase locked modes, phase transitions and component oscillators in biological motion. *Physica Scripta*, 25, 79-87.
- Kennedy, P. M., & Inglis, T. (2002). Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *Journal of Physiology*, 538(3), 995-1002.
- Kepple, T. M., Siegel, K. L., & Stanhope, S. J. (1997). Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during stance. *Gait & Posture*, 6, 1-8.
- Kerlirzin, Y., Dietrich, G., & Vieilledent, S. (2009). *Le contrôle moteur Organisation et contrôle du mouvement*. Paris: Presses Universitaires de France.
- Kim, J. S., & Choi-Kwon, S. (1996). Discriminative sensory dysfunction after unilateral stroke. *Stroke*, 27, 677-682.
- Kirker SG, Simpson DS, Jenner JM, Win AM. Stepping before standing: hip muscle function in stepping and standing balance after stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2000, 68, 458-464.
-
- Konopka, K. H., Harbers, M., Houghton, A., Kortekaas, R., van Vliet, A., Timmerman, W., den Boer, J. A., Struys, M. M. R. F., & van Wijhe, M. (2012). Bilateral sensory abnormalities in patients with unilateral neuropathic pain: a Quantitative Sensory Testing (QST) study. *PloS ONE*, 7(5), e37524.
- Kopp, B., Kunkel, A., Münickel, W., Villringer, K., Taub, E., & Flor, H. (1999). Plasticity in the motor system related to therapy-induced improvement of movement after stroke. *NeuroReport*, 10(4), 807-810.

- Kristeva, R., Cheyne, D., & Deecke, L. (1991). Neuromagnetic fields accompanying unilateral and bilateral voluntary movements: topography and analysis of cortical sources. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 81, 284-298.
- Kumar, R., Lozano, A. M., Kim, Y. J., Hutchison, W. D., Sime, E., Halket, E., & Lang, A. E. (1998). Double-blind evaluation of subthalamic nucleus deep brain stimulation in advanced Parkinson's disease. *Neurology*, 51, 850-855.
- Kumar, R., Lozano, A. M., Sime, E., Halket, E., & Lang, A. E. (1999). Comparative effects of unilateral and bilateral subthalamic nucleus deep brain stimulation. *Neurology*, 53(3), 561-566.
- Lam, W. K., Leong, J. C. Y., Li, Y. H., Hu, Y., & Lu, W. W. (2005). Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. *Gait & Posture*, 22, 189-197.
- Laurent, M., & Pailhous, J. (1986). A note on modulation of gait in man : effects of constraining stride length and frequency. *Human Movement Science*, 5, 333-343.
- Leardini, A. (2001). Geometry and mechanics of the human ankle complex and ankle prosthesis design. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16, 706-709.
- Le Bozec, S., Goutal, L., & Bouisset, S. (1997). Ajustements posturaux dynamiques associés au développement de forces isométriques chez les sujets assis. *C.R. Académie des Sciences de Paris, Sciences de la Vie*, 320, 715-720.
- Ledebt, A., Bril, B., & Brenière, Y. (1998). The build-up of anticipatory behaviour, an analysis of the development of gait initiation in children. *Experimental Brain Research*, 120, 9-17.
- Lepers, R., & Brenière, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*, 107(1), 118-124.
- Leung, J., & Moseley, A. (2003). Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia. *Physiotherapy*, 89(1), 39-55.
- Levy, C. E., Nichols, D. S., Schmalbrock, P. M., Keller, P., & Chakeres, D. W. (2001). Functional MRI evidence of cortical reorganization in upper-limb stroke hemiplegia treated with constraint-induced movement therapy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(1), 4-12.
- Lewek, M. D. (2011). The influence of body weight support on ankle mechanics during treadmill walking. *Journal of Biomechanics*, 44, 128-133.
-
- Liepert, J., Miltner, W. H. R., Bauder, H., Sommer, M., Dettmers, C., Taub, E., & Weiller, C. (1998). Motor cortex plasticity during constraint-induced movement therapy in stroke patients. *Neuroscience Letters*, 250(1), 5-8.
- Limousin, P., Krack, P., Pollak, P., Benazzouz, A., Ardouin, C., Hoffmann, D., & Benabid, A. L. (1998). Electrical stimulation of the subthalamic nucleus in advanced Parkinson's disease. *The New England Journal of Medicine*, 339, 1105-1111.

- Lin, K. C. L., Chen, Y., Chen, C., Wu, C., & Chang, Y. (2010). The effects of bilateral arm training on motor control and functional performance in chronic stroke: a randomized controlled study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(1), 42-51.
- Lino, F., & Bouisset, S. (1994). Is velocity of a pointing movement performed in a sitting posture increased by upper body instability? *Journal of Biomechanics*, 27, 411-419.
- Liu, W., McIntire, K., Kim, S. H., Zhang, J., Dascalos, S., Lyons, K. E., & Pahwa, R. (2006). Bilateral subthalamic stimulation improves gait initiation in patients with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 23, 292-298.
- Lloyd, C. H., Stanhope, S. J., Davis I. J., & Royer T. D. (2010). Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral transtibial amputee gait. *Gait & Posture*, 32(3), 296-300.
- Lopez, C., Lacour, M., El Ahmadi, A., Magnan, J., & Borel, L. (2006). Perception de la verticale en présence d'informations visuelles dynamiques: effets comparés d'une perte vestibulaire unilatérale et bilatérale. In D. Pérennou, & M. Lacour (Eds). *Efficiences et déficiences du contrôle postural. Posture et équilibre* (pp. 77-93). Marseille: Solal.
- Luft, A. R., McCombe, W. S., Forrester, L. W., Macko, R.F., Sorkin, J. D., Schulz, J.B., Goldberg, A.P., & Hanley, D. F. (2004). Repetitive bilateral arm training and motor cortex activation in chronic stroke. A randomized controlled trial. *Journal of the American Medical Association*, 292, 1853-1861.
- MacLellan, M. J., & Patla, A. E. (2006). Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Experimental Brain Research*, 173, 521-530.
- Madeleine, P., Voigt, M., & Arendt-Nielsen, L. (1999). Reorganisation of human step initiation during acute experimental muscle pain. *Gait & Posture*, 10, 240-247.
- Maïer, J., Gouelle, A., Boyer, F., & Taïar, R. (2007, août). *Action d'un appareillage de genou sur la cinématique du corps humain*. 18ème Congrès Français de Mécanique Grenoble.
- Malenfant, A., Forget, R., Amsel, R., Papillon, J., Frigon, J. Y., & Choiniere, M. (1998). Tactile, thermal and pain sensibility in burned patients with and without chronic pain and paresthesia problems. *Pain*, 77, 241-251.
- Mann, R. A., Hagy, J. L., White, V., & Lidell, D. (1979). The initiation of gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 61, 232-239.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.
-
- Massion, J. (1997). *Cerveau et motricité*. Paris: Presses Universitaires de France.
- Mayston, M. J., Harrison, L. M., & Stephens, J. A. (1999). A neurophysiological study of mirror movements in adults and children. *Annals of Neurology*, 45, 583-594.
- Mazzaro, N., Grey, M. J., Sinkjaer, T., Andersen, J. B., Pareyson, D., & Schieppati, M. (2005). Lack of on-going adaptations in the soleus muscle activity during walking in patients affected by large-fiber neuropathy. *Journal of Neurophysiology*, 93, 3075-3085.

- McCombe, W. S., Whitall, J. (2008). Bilateral arm training: why and who benefits ? *NeuroRehabilitation*, 23, 29-41.
- McGibbon, C. A., & Krebs, D. E. (2001). Age-related changes in lower trunk coordination and energy transfer during gait. *Journal of Neurophysiology*, 85(5), 1923-1931.
- McGowan, C. P., Kram, R., & Neptune, R. R. (2009). Modulation of leg muscle function in response to altered demand for body support and forward propulsion during walking. *Journal of Biomechanics*, 42, 850-856.
- Mechsner, F., Kerzel, D., Knoblich, G., & Prinz, W. (2001). Perceptual basis of bimanual coordination. *Nature*, 414, 69-72.
- Meinders, M., Gitter, A., & Czerniecki, J. M. (1998). The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 30(1), 39-46.
- Menon, V., Chaudhuri, Z., Saxena, R., Gill, K., & Sachdeva, M. M. (2005). Factors influencing visual rehabilitation after occlusion therapy in unilateral amblyopia in children. *Indian Journal of Medical Research*, 122(6), 497-505.
- Michaelsen, S. M., Luta, A., Roby-Brami, A., & Levin, M. F. (2001). Effect of Trunk Restraint on the Recovery of Reaching Movements in Hemiparetic Patients. *Stroke*, 32, 1875-1883.
- Michel, V. (2003). *Programmation de la génération des forces de propulsion au cours de l'initiation de la marche: ajustements posturaux anticipateurs, stratégies motrices globales et locales mises en jeu chez le sujet amputé d'un membre inférieur* (Thèse de doctorat) Université Paris Sud.
- Michel, V., & Chong, R. K. Y. (2004). The strategies to regulate and to modulate the propulsive forces during gait initiation in lower limb amputees. *Experimental Brain Research*, 158(3), 356-365.
- Michel, V., & Do, M. -C. (2002). Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? *Neuroscience Letters*, 325, 139-143.
- Miff, S. C., Childress, D. S., Gard, S. A., Meier, M. R., & Hansen, A. H. (2005). Temporal symmetries during gait initiation and termination in nondisabled ambulators and people with unilateral transtibial limb loss. *Journal of rehabilitation research and development*, 42(2), 175-182.
- Miyazaki, S., Yamamoto, S., & Kubota, T. (1997). Effect of ankle-foot orthoses on active ankle moment in patients with hemiparesis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 35, 381-385.
-
- Mouchnino, L., & Blouin, J. (2013). When standing on a moving support, cutaneous inputs provide sufficient information to plan the anticipatory postural adjustments for gait initiation. *PLoS ONE*, 8(2), e55081.
- Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (1996). Upper extremity retraining following stroke: effects of bilateral practice. *Journal of Neurologic Rehabilitation*, 10, 167-184.
- Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (2000). Can simultaneous bilateral movement involve undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by stroke? *Disability and Rehabilitation*, 22, 23-37.

- Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (2001). Response of the densely hemiplegic upper extremity to bilateral training. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 15, 129-140.
- Munin, M. C., Rudy, T. E., Glynn, N. W., Crossett, L. S., & Rubash, H. E. (1998). Early inpatient rehabilitation after elective hip and knee Arthroplasty. *The Journal of American Medical Association*, 279(11), 847-852.
- Muniz, A. M., Nadal, J., Lyons, K. E., Pahwa, R., & Liu, W. (2012). Long-term evaluation of gait initiation in six Parkinson's disease patients with bilateral subthalamic stimulation. *Gait & Posture*, 35(3), 452-457.
- Murray, M. P., Spurr, G. B., Gardner, G. M., & Mollinger, L. A. (1985). Treadmill vs. floor walking: kinematic, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, 59(1), 87-91.
- Muzii, R. A., Lamm Warburg, C., & Gentile, A. M. (1984). Coordination of the upper and lower extremities. *Human Movement Science*, 3, 337-354.
- Najafi, B., Miller, D., Jarrett, B. D., & Wrobel, J. S. (2010). Does footwear type impact the number of steps required to reach gait steady state?: An innovative look at the impact of foot orthoses on gait initiation. *Gait & Posture*, 32, 29-33.
- Nashner, L. M. (1976). Adaptating reflexes controlling human posture. *Experimental Brain Research*, 26, 59-72.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of biomechanics*, 34, 1387-1398.
- Nester, C. J., van der Linden, M. L., & Bowker, P. (2003). Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture*, 17(2), 180-187.
- Nielsen, P. R., Jorgensen, L. D., Dahl, B., Pedersen, T., & Tonnesen, H. (2010). Prehabilitation and early rehabilitation after spinal surgery: randomized clinical trial. *Clinical Rehabilitation*, 24(2), 137-148.
- Nissan, M. (1991). The initiation of gait in lower limb amputees: some related data. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 28, 1-12.
- Nolan, L., & Kerrigan, D. (2003). Keep on your toes: gait initiation from toe-standing. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 393-401.
-
- Nolan, L., & Lees, A. (2000). The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 24(2), 117-125.
- Noroozi, S., Sewell, P., Abdul Rahman, A. G., Vinney, J., Chao, O. Z., & Dyer, B. (2012). Performance enhancement of bi-lateral lower-limb amputees in the latter phases of running events: an initial investigation. *Journal of Sports Engineering and Technology*, 0(0), 1-11.
- Paillard, J. (1946). Quelques données psychophysiologiques relatives au déclenchement de la commande motrice. *L'année psychologique*, 47, 28-47.

- Park, S., Choi, H., Ryu, K., Kim, S., & Kim, Y. (2009). Kinematics, kinetics and muscle activities of the lower extremity during the first four steps from gait initiation to the steady-state walking. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 23, 204-211.
- Patchay, S., & Gahéry, Y. (2003). Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. *Gait & Posture*, 18, 85-94.
- Patchay, S., Gahéry, E., & Serratrice, G. (1997). Gait initiation and impairments of ground reaction forces as illustrated in old age by 'La marche à petits pas'. *Neuroscience Letters*, 236, 143-146.
- Patchay, S., Gahéry, Y., & Serratrice, G. (2002). Early postural adjustments associated with gait initiation and age-related walking difficulties. *Movement Disorders*, 17, 317-326.
- Peppe, A., Pierantozzi, M., Chiavalon, C., Marchetti, F., Caltagirone, C., Musicco, M., Stanziona, P., & Stefani, A. (2010). Deep brain stimulation of the pedunculopontine tegmentum and subthalamic nucleus: Effects on gait in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 32, 512-518.
- Perry, J. (1992). Gait analysis normal and pathological function.(1st Eds). Thorofare, N.J.: SLACK Inc., 524.
- Perry, S. D., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2000). The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain Research*, 877(2), 401-406.
- Ponton, C. W., Vasama, J. P., Tremblay, K., Khosla, D., Kwong, B., & Don, M. (2001). Plasticity in the adult human central auditory system: evidence from late-onset profound unilateral deafness. *Hearing Research*, 154, 32-44.
- Puckree, T., Augustine, E., Ramdani, A., Padayachee, K., Lin, J. (2003). Effects of strapping the tendo-Achilles. *South African Journal of Sports Medicine*, 15(2), 9-13.
- Refshauge, K. M., Taylor, J. L., McCloskey, D. I., Gianoutsos, M., Mathews, P., & Fitzpatrick, R. C. (1998). Movement detection at the human big toe. *Journal of Physiology*, 513(Pt 1), 307-314.
- Ridderikhoff, A., Daffertshofer, A., Peper, C. L., & Beek, P. J. (2005). Mirrored EMG activity during unimanual rhythmic movements. *Neuroscience Letters*, 381, 228-233.
- Riley, P. O., Della Croce, U., & Kerrigan, D. C. (2001). Propulsive adaptation to changing gait speed. *Journal of Biomechanics*, 34(2), 197-202.
- Roby-Brami, A., Fuchs, S., Mokhtari, M., & Bussel, B. (1997). Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control*, 1, 72-91.
-
- Roemmich, R. T., Nocera, J. R., Vallabhajosula, S., Amano, S., Naugle, K. M., Stegemöller, E. L., & Hass, C. J. (2012). Spatiotemporal variability during gait initiation in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 36, 340-343.
- Rogers, M. W., & Pai, Y. C. (1990). Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. *Experimental Brain Research*, 81, 398-402.

- Rosin, R., Topka, H., & Dichgans, J. (1997). Gait initiation in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 12, 682-690.
- Rossi, S. A., Doyle, W., & Skinner, H. B. (1995). Gait initiation of persons with below-knee amputation: the characterization and comparison of force profiles. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 32(2), 120-127.
- Rougier, P., Brugiére, S., Gallois-Montbrun, T., Genton, N., & Bouvat, E. (2008). Contrôle de l'équilibre et port unilatéral d'une orthèse rigide de cheville. Partie I : effets sur des sujets sains évalués debout en unipédie. *Journal de Traumatologie du Sport*, 25, 17-21.
- Saradjian, A. H., Tremblay, L., Perrier, J., Blouin, J., & Mouchino, L. (2013). Cortical facilitation of proprioceptive inputs related to gravitational balance constraints during step preparation. *Journal of Neurophysiology*, 110, 397-407.
- Sasaki, O., Asawa, S., Katsuno, S., Usami, S. I., & Taguchi, K. (2001). Gait initiation in bilateral vestibular loss. *Auris Nasus Larynx*, 28, 295-299.
- Schwartz, M., & Lakin, G. (2003). The effect of tibial torsion on the dynamic function of the soleus during gait. *Gait & Posture*, 17, 113-118.
- Schwenkreis, P., Pleger, B., Cornelius, B., Weyen, U., Dertwinkel, R., Zenz, M., Malin, J. P., & Tegenthoff, M. (2003). Reorganization in the ipsilateral motor cortex of patients with lower limb amputation. *Neuroscience letters*, 349, 187-190.
- SENIAM 5. (1997). The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface Electromyography: A proposal for sensor placement procedures, deliverable of the SENIAM project, eds . H.J. Hermens, B. Freriks, Roessingh. Research and Development, ISBN 90-75452-09-8.
- Sharma, L., Pai, Y. C., Holtkamp, K., & Rymer, Z. (1997). Is joint proprioception worth in the arthritic knee versus the unaffected knee in unilateral knee osteoarthritis? *Arthritis & Rheumatism*, 8, 1518-1525.
- Silverman, A. K., Fey, N. P., Portillo, A., Walden, J. G., Bosker, G., Richard, R., & Neptune R. R. (2008). Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait & Posture*, 28, 602-609.
- Simon, S. R., Mann, R. A., Hagy, J. L., & Larsen, L. J. (1978). Role of the posterior calf muscles in normal gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 60(4), 465-472.
-
- Sinkjaer, T., Andersen, J. B., Ladouceur, M., Christensen, L. O. D., & Nielsen, J. B. (2000). Major role for sensory feedback in soleus EMG activity in the stance phase of walking in man. *Journal of Physiology*, 523(3), 817-827.
- Skinner, D. K., & Curwin, S. (2007). Assessment of fine motor control in patients with occupation-related lateral epicondylitis. *Manual Therapy*, 12, 249-255.
- Smeulders, M. J., Kreulen, M., & Bos, K. E. (2001). Fine motor assessment in chronic wrist pain: the role of adapted motor control. *Clinical Rehabilitation*, 15, 133-141.

- Stewart, C. E., Fielder, A. R., Stephens, D. A., & Moseley, M. J. (2005). Treatment of unilateral amblyopia: factors influencing visual outcome. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 46(9), 3152-3160.
- Su, P. F., Gard, S. A., Lipschutz, R. D., & Kuiken, T. A. (2007). Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 44(4), 491-501.
- Su, P. F., Gard, S. A., Lipschutz, R. D., & Kuiken, T. A. (2008). Differences in gait characteristics between persons with bilateral transtibial amputations, due to peripheral vascular disease and trauma, and able-bodied ambulators. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(7), 1386-94.
- Summers, J. J., Kagerer, F. A., Garry, M. I., Hiraga, A. L., & Cauraugh, J. H. (2007). Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients: A TMS study. *Journal of the Neurological Sciences*, 252, 76-82.
- Sutherland, D. H., Cooper, L., & Daniel, D. (1980). The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 62, 354-363.
- Takakusaki, K., Takahashi, K., Saitoh, K., Harada, H., Okumura, T., Kayama, Y., & Koyama, Y. (2005). Orexinergic projections to the cat midbrain mediate alternation of emotional behavioural states from locomotion to cataplexy. *Journal of Physiology*, 568, 1003-1020.
- Takakusaki, K., Tomita, N., & Yano, M. (2008). Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction. *Journal of Neurology*, 255 (Suppl 4), 19-29.
- Taniguchi, M., Yoshimine, T., Cheyne, D., Kato, A., Kihara, T., Ninomiya, H., Hirata, M., Hirabuki, N., Nakamura, H., & Hayakawa, T. (1998). Neuromagnetic fields preceding unilateral movements in dextral and sinistrals. *NeuroReport*, 9, 1497-1502.
- Taub, E., & Morris, D. M. (2001). Constraint-induced movement therapy to enhance recovery after stroke. *Current Atherosclerosis Reports*, 3, 279-286.
- Taub, E., Uswatte, G., & Morris, D. M. (2003). Improved motor recovery after stroke and massive cortical reorganization following Constraint-Induced Movement therapy. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 14(1Suppl), 77-91.
-
- Taub, E., Uswatte, G., & Pidikiti, R. (1999). Constraint-Induced Movement Therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation--a clinical review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 36(3), 237-251.
-
- Tecchio, F., Padua, L., Aprile, I., & Rossini, L. P. (2002). Carpal tunnel syndrome modifies sensory hand cortical somatotopy: a MEG study. *Human Brain Mapping*, 17, 28-36.
- Thevathasan, W., Cole, M. H., Graepel, C. L., Hyam, J. A., Jenkinson, N., Brittain, J. S., Coyne, T. J., Silburn, P. A., Aziz, T. Z., Kerr, G., & Brown, P. (2012). A spatiotemporal analysis of gait freezing and the impact of pedunculopontine nucleus stimulation. *Brain*, 135:1446-1454.

- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M.R. (1984). Trunk movement in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121, 9-22.
- Thoumie, P., & Do, M. -C. (1991). Motor compensatory reactions following a forward fall in subjects with unilateral abolition of the triceps-surae H reflex. *Neuroscience letters*, 122, 148-150.
- Thoumie, P., & Do, M. -C. (1996). Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation. *Experimental Brain Research*, 110(2), 289-297.
- Thoumie, P., Sautreuil, P., & Faucher, M. (2004). Evaluation des propriétés physiologiques des orthèses de cheville. Revue de littérature. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 47, 225-232.
- Timmann, D., & Horak, F. B. (2001). Perturbed step initiation in cerebellar subjects: 2. Modification of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*, 141, 110-120.
- Tokuno, C. D., & Eng, J. J. (2006). Gait initiation is dependent on the function of the paretic trailing limb in individuals with stroke. *Gait & Posture*, 24, 424-428.
- Tropp, H., & Odenrick, P. (1998). Postural control in single-limb stance. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(6), 833-839.
- Ueno, E., Yanagisawa, N., & Takami, M. (1993). Gait disorders in Parkinsonism. A study with floor reaction forces and EMG. *Advances in Neurology*, 60, 414-418.
- Vaes, P., Duquet, W., Handelberg, F., Casteleyn, P. P., Van Tiggelen, R., & Opdecam, P. (1998). Objective roentgenologic measurements of the influence of ankle braces on pathologic joint mobility. A comparison of 9 braces. *Acta Orthopaedica Belgica*, 64(2), 201-209.
- Vaillant, J., Barthalais, N., & Vuillerne, N. (2008). Contention adhésive de cheville et contrôle postural en condition quasi-statique : Impact de la pose d'une sous-bande en mousse. *Science & Sports*, 23, 78-82.
- Valderrabano, V., Nigg, M. B., Tscharner, V. V., Stefanyshyn, D. J., Goepfert, B., & Hintermann, B. (2007). Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. *Clinical Biomechanics*, 22, 894-904.
- Van de Crommert, H. W. A. A., Mulder, T., & Duysens, J. (1998). Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait & Posture*, 7, 251-263.
-
- Vardy, A. N., Daffertshofer, A., Ridderikhoff, A., & Beek, P. J. (2007). Differential after-effects of bimanual activity on mirror movements. *Neuroscience Letters*, 416, 117-122.
- Vereijken, B. (1991). *The dynamics of skill acquisition*. Amsterdam: Free University of Amsterdam.
- Viel, E., & Esnault, M. (2000). *Rôle du pied pendant la phase d'appui au sol La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Paris: Masson.

- Viton, J. M., Bertera-Blanchard, C., Guegen, N., Mouchnino, L., Mesure, S., Gimet, G., Franceschi, J. P., & Delarque, A. (2003). Conséquences biomécaniques d'une gonarthrose unilatérale sur le membre inférieur opposé. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 46, 191-197.
- Viton, J. M., Timsit, M., Mesure, S., Massion, J., Franceschi, J. P., & Delarque, A. (2000). Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 194-200.
- Vrieling, A. H., van Keeken, H. G., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, J. P. K., Hof, A. L., & Postema, K. (2008). Gait initiation in lower limb amputees. *Gait & Posture*, 27, 423-430.
- Vulliemoz, S., Raineteau, O., & Jabaudon, D. (2005). Reaching beyond the midline: why are human brains cross wired? *Lancet Neurology*, 4, 87-99.
- Wall, J. T., Xu, J., & Wang, X. (2002). Human brain plasticity: an emerging view of the multiple substrates and mechanisms that cause cortical changes and related sensory dysfunctions after injuries of sensory inputs from the body. *Brain Research Reviews*, 39, 181-215.
- Welter, M. L., Do, M. -C., Chastan, N., Torny, F., Bloch, F., Tezenas du Montcel, S., & Agid, Y. (2007). Control of vertical components of gait during initiation of walking in normal adults and patients with progressive supranuclear palsy. *Gait & Posture*, 26, 393-399.
- Werhahn, K. J., Mortensen, J., Kaelin-Lang, A., Boroojerdi, B., & Cohen, L. G. (2002). Cortical excitability changes induced by deafferentation of the contralateral hemisphere. *Brain*, 125, 1402-1413.
- Weyand, P. G., & Bundle, M. W. (2010). Point: Artificial limbs do make artificially fast running speeds possible. *Journal of Applied Physiology*, 108(4), 1011-1012.
- Whitall, J., & Getchell, N. (1996). Multilimb coordination patterns in simultaneous, dissimilar upper and lower limb tasks. *Human Movement Science*, 15, 129-155.
- Whitall, J., McCombe, W. S., Silver, K. H. C., & Macko, R. F. (2000). Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke. *Stroke*, 31, 2390-2395.
- Whittlesey, S. N., van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2000). The swing phase of human walking is not a passive movement. *Motor Control*, 4(3), 273-292.
- Wicart, P., Richardson, J., & Maton, B. (2006). Adaptation of gait initiation in children with unilateral idiopathic clubfoot following conservative treatment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16, 650-660.
-
- Winter DA. (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 13(11), 923-927.
- Winter, D. A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147-154.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214.

- Winter, D. A., & Sienko, S. E. (1988). Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of Biomechanics*, 21(5), 361-367.
- Wolf, S. L., Winstein, C. J., Miller, J. P., Taub, E., Uswatte, G., Morris, D., Giuliani, C., Light, K. E., & Nichols-Larsen, D. (2006). Effect of constraint-induced movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke: the EXCITE randomized clinical trial. *Journal of the American Medical Association*, 296(17), 2095-2104.
- Woollacott, M. H., Hofsten, C. V., & Rosblad, B. (1988). Relation between muscle response onset and body segmental movements during postural perturbations in human. *Experimental Brain Research*, 72, 593-604.
- Wu, C. Y., Chen, C. L., Tang, S. F., Lin, K. C., & Huang, Y. Y. (2007). Kinematic and clinical analyses of upper-extremity movements after constraint-induced movement therapy in patients with stroke: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(8), 964-970.
- Wu, C. Y., Chuang, L. L., Lin, K. C., Chen, H. C., & Tsay, P. K. (2011). Randomized trial of distributed constraint-induced therapy versus bilateral arm training for the rehabilitation of upper-limb motor control and function after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(2), 130-139.
- Yamamoto, S., Ebina, M., Kubo, S., Kawai, H., Hayashi, T., Iwasaki, M., Kubota, T., & Miyazaki, S. (1993). Quantification of the effect of dorsi-/ plantar flexibility of ankle-foot orthoses on hemiplegic gait: A preliminary report. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 3, 88-94.
- Yazawa, S., Shibasaki, H., Ikeda, A., Terada, K., Nagamine, T., & Honda, M. (1997). Cortical mechanism underlying externally cued gait initiation studied by contingent negative variation. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 105, 390-399.
- Yiou, E., Hamaoui, A., & Le Bozec, S. (2007). Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neuroscience Letters*, 423, 29-34.
- Yokoyama, T., Sugiyama, K., Nishizawa, S., Yokota, N., Ohta, S., & Uemura, K. (1999). Subthalamic nucleus stimulation for gait disturbance in Parkinson's disease. *Neurosurgery*, 45, 41-47.
- Zattara, M., & Bouisset, S. (1986). Chronometric analysis of the posturo-kinetic programming of voluntary movement. *Journal of Motor Behavior*, 18(2), 215-233.
- Zehr, E. P., & Duysens, J. (2004). Regulation of arm and leg movement during human locomotion. *The Neuroscientist*, 10(4), 347-361.

GLOSSAIRE

Akinésie : « Réduction parfois considérable de l'initiation et de l'exécution du mouvement, indépendante d'une paralysie ou d'une hypertonie » (Juillet & Béquet, 2002).

Dyskinésie : « Ensemble de mouvements involontaires anormaux d'amplitudes variables, irréguliers, parfois rythmiques, étendus ou localisés » (Juillet & Béquet, 2002).

Freezing : « enravement cinétique » lors de l'initiation de la marche, les pieds du patient restent fixés au sol (Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé, 2000).

Mésencéphale : « Partie supérieure du tronc cérébral constituant le cerveau moyen » (Juillet & Béquet, 2002).

Noyau cunéiforme (i.e. noyau de Burdach) : « noyau bulbaire bas constituant un relais entre le faisceau de Burdach et les fibres myelinisées, qui gagnera le thalamus controlatéral après, notamment, décussation en arrière des pyramides bulbaires, et donne lieu aux lemnisques médiants qui se situent dans le tronc cérébral au milieu de la substance réticulée » (Juillet & Béquet, 2002).

Noyaux gris centraux (i.e. ganglions de la base) : « Formations de la substance grise situées dans la profondeur de la substance blanche hémisphérique, de part et d'autre de la capsule interne » (Juillet & Béquet, 2002).

Noyau pédonculopontin : « Noyau gris situé au niveau de la protubérance annulaire, constituant un relais avec la partie antérieure de l'étage mésencéphalique » (Juillet & Béquet, 2002).

Plasticité cérébrale : la plasticité cérébrale est définie comme « la capacité du SNC à se transformer, se modeler en fonction des expériences vécues » par l'individu mais elle inclut également les modifications neuroanatomiques « structurelles » ou « fonctionnelles » qui en résultent (Kerlirzin, et coll., 2009). Elle favorise une réorganisation corticale se traduisant par une augmentation des capacités de recrutement de l'hémisphère cérébral pathologique visible à l'imagerie fonctionnelle par résonance magnétique (Levy et al., 2001 ; Taub et al., 2003 ; Gauthier et al., 2008).

Steppage : « Démarche particulière des patients atteints de paralysie de la loge antéro-externe de la jambe » (Juillet & Béquet, 2002).

INDEX DES FIGURES

Figure 1. La symétrie du corps humain, L'homme de Vitruve (Léonard de Vinci, 1492).	1
Figure 2. « Jeune fille à la fenêtre », Huile sur toile de Salvador Dali (1925).	2
Figure 3. Résidence Waldspirale à Darmstadt en Allemagne de Friedensreich Hundertwasser (1998-2000).....	2
Figure 4. Hiérarchisation des échanges nerveux de la commande centrale (Bouisset, 2002).....	7
Figure 5. Activation cérébrale symétrique synchrone lors de l'exécution d'un mouvement unilatéral de l'index à droite (1) et à gauche (2), issue de Cheyne, Bakhtazad, & Gaetz, 2006.....	9
Figure 6. Schématisation de la communication cérébrale croisée lors de l'exécution d'un mouvement volontaire unilatéral (Barral et al., 2009).....	10
Figure 7. Mouvements symétriques des doigts en « antiphase » (a) et « en phase » (b), issue de Mechsner et al (2001).	10
Figure 8. Système des trois pivots de la cheville au cours de la marche (Perry, 1992).....	13
Figure 9. Séquence motrice « inhibition des Soleus/activation des Tibialis Anterior » permettant l'initiation d'un acte moteur orienté antérieurement.....	14
Figure 10. Tracés biomécaniques type caractérisant le freinage de la chute verticale du CG chez un sujet sain lors de l'IM (Chong et al., 2009).....	17
Figure 11. Schématisation du contrôle cérébrale efférent bilatéral (Barral et al., 2009).	26
Figure 12. La CPC : interaction entre système nerveux central, système ostéo-articulaire et performance (Bouisset, 2002)	28
Figure 13. Photographie de l'orthèse rigide de cheville type dJOrtho®.	32
Figure 14. Protocole expérimental d'IM. P : posture debout ; APA : phase des ajustements posturaux anticipateurs ; PO : phase oscillante correspondant à l'exécution du premier pas.....	33
Figure 15. Dispositif expérimental utilisé pour le protocole d'initiation de la marche.	37
<hr/>	
Figure 16. Anatomie et physiologie (a) du muscle Tibial Antérieur dans la loge antérieure de jambe : plan frontal (b) et sagittal (c) (Clay & Pounds, 2008).	39
Figure 17. Anatomie et physiologie (a) du muscle Soléaire dans la loge postérieure de jambe : plan superficiel (b) et profond (c) (Clay & Pounds, 2008).....	39
Figure 18. Tracés biomécaniques globaux types obtenus avec la plateforme de forces AMTI ® chez un sujet sain initiant la marche à vitesse rapide.	42

- Figure 19.** Tracé de la vitesse antéropostérieure du centre de gravité (X'G) obtenu chez un sujet témoin à vitesse normale et paramètres biomécaniques sélectionnés pour l'étude de l'IM.....44
- Figure 21.** Tracés biomécaniques et électromyographiques globaux obtenus avec la plateforme de forces AMTI ® chez un sujet sain initiant la marche à vitesse spontanée en condition contrôle départ droit (CTLd) versus IM avec strapping sur le pied de départ droit (S-Dd).....49
- Figure 22.** Schématisation de la vitesse antéropostérieure de progression du CG à vitesse spontanée en condition : contrôle (i.e. CTLd, CTL), avec strapping sur le pied de départ (S-Dd), avec strapping sur le pied d'appui (S-Ag), avec strapping bilatéral (i.e. SBLd, SBLg).65
- Figure 23.** Contrôle du mouvement en boucle ouverte ou feedforward (Massion, 1997).....89
- Figure 24.** Ensemble des différents récepteurs à adaptation lente (SAI et SAII) et adaptation rapide (FAI et FAII) propres à la voûte plantaire (Kennedy & Inglis, 2002).99

INDEX DES TABLEAUX

Tableau 1. Caractéristiques des sujets inclus dans l'étude 1 et 2.....	31
Tableau 2. Valeurs de la matrice de corrections de la plateforme de forces.....	35
Tableau 3. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase de préparation posturale (dAPA) et de l'amplitude de recul du centre des pressions (Arec CP), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.....	50
Tableau 4. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase oscillante (dPO) et de la durée totale de l'IM (tVGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.....	52
Tableau 5. Valeurs moyennes et écarts-types de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité à l'instant du décollement du pied (VGxFO) et à la fin du premier pas (VGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.....	54
Tableau 6. Valeurs moyennes et écarts-types du gain de vitesse généré au cours de la phase de simple appui lors de l'exécution du premier pas (ΔV) et de la magnitude de freinage de la chute du centre de gravité (ΔVz), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.....	56
Tableau 7. Valeurs moyennes et écarts-types de la longueur du pas (Lpas), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.....	58
Tableau 8 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.....	59
Tableau 9 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.....	60
Tableau 10 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.	61

Tableau 11 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.62
Tableau 12. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase de préparation posturale (dAPA) de l'amplitude de recul du centre des pressions (Arec CP), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.67
Tableau 13. Valeurs moyennes et écarts-types de la durée de la phase oscillante (dPO) et de la durée totale de l'IM (tVGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.69
Tableau 14. Valeurs moyennes et écarts-types de la vitesse antéropostérieure de progression du centre de gravité à l'instant du décollement du pied (VGxFO) et à la fin du premier pas (VGx), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.71
Tableau 15. Valeurs moyennes et écarts-types du gain de vitesse généré au cours de la phase de simple appui lors de l'exécution du premier pas (ΔV) et de la magnitude de freinage de la chute du centre de gravité (ΔVz), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.73
Tableau 16. Valeurs moyennes et écarts-types de la longueur du pas (Lpas), mesurées à vitesse spontanée (S) et rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment. Le S indique une différence significative au test Anova à mesures répétées.75
Tableau 17 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.76
Tableau 18 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Tibialis Anterior d'appui (TA-A) et de départ (TA-D) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.77
Tableau 19 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.78

Tableau 20 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.	79
Tableau 21 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse spontanée (S). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.	83
Tableau 22 et son histogramme. Valeurs moyennes et écarts-types de l'activité électromyographique du Soleus d'appui (SOL-A) chez les sujets initiant la marche à vitesse rapide (R). Les abréviations correspondent aux conditions expérimentales citées précédemment.	84