



HAL
open science

Effets du port d'orthèses de type releveur de pied aux caractéristiques mécaniques variées sur le comportement postural et locomoteur : cas de patients présentant une atteinte du nerf sciatique poplité externe ou la maladie de Charcot-Marie-Tooth

Bastien Guillebastre

► To cite this version:

Bastien Guillebastre. Effets du port d'orthèses de type releveur de pied aux caractéristiques mécaniques variées sur le comportement postural et locomoteur : cas de patients présentant une atteinte du nerf sciatique poplité externe ou la maladie de Charcot-Marie-Tooth. Médecine humaine et pathologie. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2011. Français. NNT : 2011STET001T . tel-00691366

HAL Id: tel-00691366

<https://theses.hal.science/tel-00691366>

Submitted on 26 Apr 2012

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

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

Université Jean Monnet – Saint-Etienne

Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA 4338)

Ecole Doctorale Sciences, Ingénierie, Santé (ED SIS 488)

THESE

Pour l'obtention du grade de docteur de l'Université de Saint-Etienne

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

Présentée et soutenue publiquement le 21 avril 2011 par

Bastien GUILLEBASTRE

Effets du port d'orthèses de type releveur de pied aux caractéristiques
mécaniques variées sur le comportement postural et locomoteur.

Cas de patients présentant une atteinte du nerf sciatique poplité externe ou la
maladie de Charcot-Marie-Tooth

MEMBRES DU JURY :

Philippe THOUMIE, PU-PH, Université Pierre et Marie Curie

Rapporteur

Laurent BENSOUSSAN, PH-HDR, CHU La Timone

Rapporteur

Dominic PERENNOU, PU-PH, CHU Grenoble

Membre du jury

Paul CALMELS, PH-HDR, CHU Saint-Etienne

Membre du jury

Patrice ROUGIER, PU, Université de Savoie

Directeur de thèse

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier les Professeurs Dominic Pérennou, Philippe Thoumie et le Docteur Laurent Bensoussan d'avoir accepté de participer à mon jury de thèse et d'évaluer ce document.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance à Patrice Rougier qui a su diriger ce travail doctoral en se rendant disponible dès que le besoin s'en faisait sentir. Depuis le Master vous m'accompagnez en me dispensant de précieux conseils. Merci pour le temps que vous m'avez consacré et pour toutes les discussions qui m'ont permis de développer mon sens de l'investigation.

Merci au Docteur Paul Calmels qui, en plus de ses grandes qualités humaines, a su me faire profiter de son expertise clinique. Nos discussions, centrées sur l'intérêt du patient, m'ont permis d'orienter les axes de réflexion de ce travail.

Merci à Pascal Sailhen, Président Directeur Général de la société Ormihl-Danet, Marc Nachba et Didier Boué pour la confiance et la liberté d'action qui m'ont été accordées afin de réaliser dans des conditions optimales ce travail de recherche. En complément, le fait de m'avoir confié la responsabilité du développement d'un nouveau dispositif médical m'a permis de compléter ma formation, facilitant ainsi la transition qui s'annonce, du milieu universitaire à celui industriel.

Bien évidemment, merci à tous ceux qui m'ont accueilli et apporté une aide précieuse pour m'aider à réaliser la partie expérimentale de ce travail doctoral : Francis Degache et Sébastien Mondon pour le CHU de Saint-Etienne, Dr Delphine Lamotte et Dr Sylvie Cantalloube pour l'Hôpital Reine Hortense d'Aix-les-Bains, Samir Boudrahem pour le centre Mangini de Hauteville-Lompnes, Dr Pierre Volckmann pour le centre IRIS de Lyon, et le Dr Pierre-Marie Gonnaud du CHU Lyon Sud. Enfin, je tiens à remercier le Dr Bruno Schoonejans mais aussi le Dr Pierre-Yves Libois du Grand Hôpital de Charleroi, et son équipe Denis Zanchetta et Isabelle Debois. Merci pour votre accueil qui a été des plus chaleureux.

Un remerciement tout particulier à l'association CMT France et plus précisément à Françoise Moyen et Bruno Chardiny qui m'ont permis de recruter la très grande majorité des sujets inclus dans ce travail. Votre dynamisme a été un des paramètres facilitateurs pour la réalisation de ce travail. Je vous remercie pour la confiance que vous m'avez accordée en m'ouvrant les portes de l'association.

Je tiens également à adresser mes remerciements à tous les patients qui ont accepté de consacrer de leur temps à cette expérimentation. C'est, me semble-t-il, à vos côtés que je me suis le plus enrichi. Ma motivation pour réaliser ce travail s'est nourrie de nos échanges.

Je souhaite également remercier Jean-Claude Dauba, Thierry Millant et Jean-Paul Terrier pour l'aide technique. En me faisant profiter de votre ingéniosité, vous m'avez permis de concrétiser et améliorer la partie mécanique de mes travaux, qui sans vous, serait restée une simple idée.

Bien entendu, je remercie toute l'équipe du département STAPS, qui depuis mon arrivée en Savoie, a largement participé à ma formation. Merci aussi à mes collègues et amis, Jordane, Lucile, Romain, et plus récemment Fabien, complices indispensables dans cette aventure que représente la réalisation d'une thèse. Un merci tout particulier à Patricia pour sa bonne humeur et sa disponibilité. Tu as été le lien privilégié qui me rattachait au département, même après mon départ pour Lyon.

Merci à Nicolas Vuillerme. Tu as su m'initier à la recherche et me donner le goût pour cette activité.

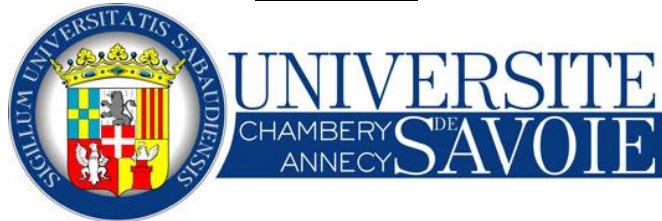
A mes amis montois (Benjamin, Cyril & Sonia, Guillaume & Camille, Mathieu, Sébastien, Yann & Claire, Yoann), chambériens (Benjamin, Jordane & Carine, Rachid, Richard, Sylvain, Tony), et lyonnais pelotaris (Alain, Bernard, Dominique, Jean-Marc, Laurent). Merci pour tous les bons moments partagés qui m'ont permis, lorsque nécessaire, de passer en douceur les périodes de tension.

A Martine & Michel, merci pour vos encouragements tout au long de ce travail et pour tous les bons moments de décompression. Enfin, un grand merci à mes parents et à ma sœur. Votre soutien indéfectible et vos conseils avisés m'ont permis de mettre toutes les chances de mon côté pour atteindre mes objectifs, dans les meilleures conditions. J'ai aussi une tendre pensée pour mes grands-parents. Je vous suis très reconnaissant pour toutes les valeurs que vous avez su me transmettre.

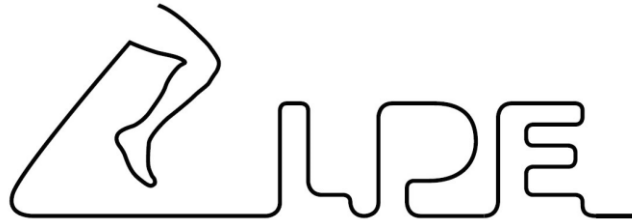
Pour toi Betty, il m'est encore plus difficile de trouver les bons mots, à la hauteur des remerciements que j'aimerais t'adresser. Pour la réalisation de la thèse et tout le reste, tu m'as apporté l'équilibre dont j'avais besoin. J'avoue avoir été parfois dur à suivre, mais même dans ces périodes, tu as su me comprendre et trouver les mots justes. Je le sais, sans ton précieux soutien, rien de tout ça n'aurait été possible. Merci !

La réalisation de ce travail a nécessité la collaboration des organismes :

Universités :



Laboratoire de recherche :



Entreprise partenaire :



TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE	6
CHAPITRE 1 : CADRE THEORIQUE.....	10
I. ORTHESE DE TYPE RELEVEUR DE PIED (ORP).....	11
I.1. DEFINITION.....	11
I.2. ILLUSTRATION D'UNE ORP STANDARD	11
I.3. MODELES EXISTANTS	12
II. PATHOLOGIES CONCERNEES PAR LES ORP DE SERIE.....	15
II.1. BASES DU SYSTEME NERVEUX SOMATIQUE	15
II.2. DEFICIENCE DU SYSTEME NERVEUX PERIPHERIQUE	17
II.3. RAPPEL ANATOMIQUE MEMBRE INFERIEUR.....	18
II.4. PARALYSIE DU NERF SCIATIQUE POPLITE EXTERNE (SPE).....	21
II.5. MALADIE DE CHARCOT-MARIE-TOOTH (CMT).....	24
III. CONDITIONS D'UTILISATION DES ORP.....	28
III.1. STATION DEBOUT NON PERTURBEE	28
III.1.1. Introduction	28
III.1.2. Caractéristiques posturales des sujets ayant un déficit musculaire des releveurs de pied.....	32
III.1.3. Effets d'un traitement fonctionnel par orthèse mécanique sur le contrôle de la station debout .	34
III.2. LA MARCHÉ	34
III.2.1. Introduction.....	34
III.2.2. Caractéristiques locomotrices de sujets ayant un déficit musculaire des releveurs de pied	39
III.2.3. Effets d'un traitement fonctionnel par orthèse mécanique sur la marche	40
IV. FONCTIONS DES ORTHESES DE TYPE RELEVEUR DE PIED	42
CHAPITRE 2 : MATERIELS ET METHODES	49
I. EVALUATION DE LA MARCHÉ.....	50
I.1. SYSTEME EXPERIMENTAL UTILISE POUR L'EVALUATION DES TESTS DE MARCHÉ	50
I.2. TRAITEMENT DES DONNEES DE MARCHÉ.....	51
II. EVALUATION DE LA STATION DEBOUT NON PERTURBEE	54
II.1. SYSTEME EXPERIMENTAL UTILISE POUR L'EVALUATION DES TESTS POSTURAUX	54
II.2. VARIABLES MESUREES.....	55
II.3. SIGNIFICATION FONCTIONNELLE DES VARIABLES MESUREES	56
III. EVALUATION SUBJECTIVE	63
IV. ANALYSE PREDICTIVE	66
IV.1. VALIDITE INTRINSEQUE :	66
IV.2. VALIDITE PREDICTIVE :	67
CHAPITRE 3 : CARACTERISATION MECANIQUE DES ORTHESES ETUDIEES..	69
CHAPITRE 4 : EFFETS DU PORT D'ORTHESES DE TYPE RELEVEUR DE PIED .	76
I. CAS DE SUJETS SAINS LORS DE LA STATION DEBOUT NON PERTURBEE.....	77
I.1. INTRODUCTION	77
I.1.1. Etude 1 :	78
I.1.2. Etude 2 :	78
I.2. MATERIEL ET METHODES.....	79

I.2.1.	<i>Etude 1</i> :	79
I.2.2.	<i>Etude 2</i> :	80
I.3.	RESULTATS.....	82
I.3.1.	<i>Etude 1</i> :	82
I.3.2.	<i>Etude 2</i> :	86
I.4.	DISCUSSION.....	89
I.4.1.	<i>Etude 1</i> :	89
I.4.2.	<i>Etude 2</i> :	92
I.5.	CONCLUSION.....	94
II.	CAS DE SUJETS SAINS LORS DE LA MARCHÉ	95
II.1.	INTRODUCTION	95
II.2.	MATERIEL ET METHODES	95
II.3.	RESULTATS.....	97
II.3.1.	<i>Effets des orthèses sur la vitesse confortable de marche</i>	97
II.3.2.	<i>Caractéristiques spatio-temporelles des pas</i>	98
II.3.3.	<i>Caractéristiques spatio-temporelles des appuis</i>	99
II.3.4.	<i>Analyse de la symétrie de marche</i>	100
II.4.	DISCUSSION	100
II.4.1.	<i>Effets du port d'ORPM</i>	100
II.4.2.	<i>Effets du port d'ORPL</i>	101
II.4.3.	<i>Comparaison entre ORPM et ORPL</i>	102
II.5.	CONCLUSION	102
III.	CAS DE PATIENTS AVEC LESION DU NERF SPE.....	103
III.1.	INTRODUCTION	103
III.2.	MATERIEL ET METHODES	103
III.2.1.	<i>Sujets</i>	103
III.2.2.	<i>Analyse de la station debout</i>	104
III.2.3.	<i>Analyse de la marche</i>	104
III.2.4.	<i>Analyse subjective</i>	105
III.2.5.	<i>Traitement statistique</i>	105
III.3.	RESULTATS.....	106
III.3.1.	<i>Station debout</i>	106
III.3.2.	<i>Marche</i>	109
III.3.3.	<i>Analyse subjective</i>	114
III.4.	DISCUSSION	115
III.4.1.	<i>Caractéristiques posturales et locomotrices</i>	115
III.4.2.	<i>Effets du port d'orthèses de type releveur de pied</i>	115
III.4.3.	<i>Différences entre les modèles d'orthèse</i>	116
III.5.	CONCLUSION	117
CHAPITRE 5 : CAS DE PATIENTS ATTEINTS DE LA MALADIE DE CHARCOT-MARIE-TOOTH	118	
I.	CARACTERISTIQUES POSTURALES ET LOCOMOTRICES.....	119
I.1.	INTRODUCTION.....	119
I.2.	MATERIEL ET METHODES	120
I.2.1.	<i>Sujets</i>	120
I.2.2.	<i>Analyse de la station debout</i>	120
I.2.3.	<i>Analyse de la marche</i>	121
I.2.4.	<i>Traitement statistique</i>	121
I.3.	RESULTATS.....	121
I.3.1.	<i>Données cliniques</i>	122
I.3.2.	<i>Liens entre déficit musculaire et contrôle de la station debout</i>	123
I.3.3.	<i>Liens entre déficit musculaire et marche</i>	124
I.4.	DISCUSSION.....	124
I.5.	CONCLUSION	126
II.	QUEL MODELE D'ORP PRESCRIRE ?.....	127
II.1.	INTRODUCTION	127
II.2.	MATERIEL ET METHODES	128
II.2.1.	<i>Sujets</i>	129

II.2.2.	<i>Analyse de la station debout</i>	129
II.2.3.	<i>Analyse de la marche</i>	130
II.2.4.	<i>Analyse prédictive</i>	130
II.2.5.	<i>Traitement statistique</i>	131
II.3.	RESULTATS	131
II.3.1.	<i>Effets du port d'ORP</i>	131
II.3.2.	<i>Analyse prédictive</i>	132
II.4.	DISCUSSION	136
II.5.	CONCLUSION	138
III.	QUEL REGLAGE CHOISIR ?	139
III.1.	INTRODUCTION	139
III.2.	MATERIEL ET METHODES	139
III.2.1.	<i>Sujets</i>	139
III.2.2.	<i>Analyse de la station debout et de la marche</i>	140
III.2.3.	<i>Analyse subjective</i>	140
III.2.4.	<i>Analyse statistique</i>	140
III.3.	RESULTATS	141
III.3.1.	<i>ORPM-S vs. ORPM-R</i>	141
III.3.2.	<i>ORPL- vs. ORPL+</i>	142
III.4.	DISCUSSION - CONCLUSION	142
	DISCUSSION GENERALE	144
	CONCLUSION ET PERSPECTIVES	150
	BIBLIOGRAPHIE	153
	VALORISATION DE LA THESE	165
	ANNEXE 1	168
	ANNEXE 2	170
	ANNEXE 3	179
	ANNEXE 4	186

ABREVIATIONS

AP	Antéro-Postérieur
CG	Centre de Gravité
CP	Centre des Pressions
CP _{Res}	CP Résultant
CP _{Cha}	CP de l'appui Chargé
CP _{Déc}	CP de l'appui Déchargé
CV	Coefficient de Variation
CMT	Charcot-Marie-Tooth
FPM / FM	Fréquence de la Puissance Médiane / Fréquence Médiane
ML	Médio-Latéral
MRC	Medical Research Council
ORP	Orthèse de type Releveur de Pied
ORPL	ORP Liberté
ORPL-	ORPL avec tension faible de la bande élastique
ORPL+	ORPL avec tension forte de la bande élastique
ORPM	ORP Monobloc
ORPM-R	ORPM Rigide
ORPM-S	ORPM Souple
RMS	Root Mean Square
SPE	Sciatique Poplitée Externe (nerf péronier commun)

INTRODUCTION GENERALE

L'objet de ce travail doctoral concerne l'évaluation d'un dispositif orthopédique appelé Orthèse de type Releveur de Pied (ORP). Cet appareillage appartient à la catégorie des dispositifs médicaux dont le contexte juridique, concernant leur commercialisation a récemment évolué.

D'après la directive 2007/47/CE, « on entend par dispositif médical tout instrument, appareil, logiciel, matière ou autre article, utilisé seul ou en association, ainsi que tout autre accessoire, y compris logiciel destiné par le fabricant à être utilisé spécifiquement à des fins diagnostiques et/ou thérapeutiques, et nécessaire au bon fonctionnement de celui-ci, destiné par le fabricant à être utilisé chez l'homme à des fins :

- de diagnostic, de prévention, de contrôle, de traitement ou d'atténuation de la maladie,
- de diagnostic, de contrôle, de traitement, d'atténuation ou de compensation d'une blessure ou d'un handicap,
- d'étude, de remplacement ou de modification de l'anatomie ou d'un processus physiologique,
- de maîtrise de la conception,

et dont l'action principale voulue dans ou sur le corps humain n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques ou immunologiques ni par métabolisme, mais dont la fonction peut être assistée par de tels moyens. »

La directive 2007/47/CE du parlement européen et du conseil du 5 septembre 2007, transposée en droit français par le décret du 28 avril 2009 (n°2009-482) et appliquée depuis le 21 mars 2010, modifie entre autres la directive 93/42/CEE pour les conditions d'obtention du marquage CE des dispositifs médicaux. Ce marquage qui donne droit à la commercialisation du dispositif sur l'espace économique européen est le prérequis à la demande de remboursement auprès de l'assurance maladie.

Parmi les modifications qu'elle introduit dans la législation, on note le renforcement de la nécessité pour le responsable de la mise sur le marché d'apporter des données cliniques. Aussi, une simple synthèse de la documentation technique n'est plus recevable.

D'après la directive 2007/47/CE, on entend par données cliniques « les informations relatives à la sécurité et aux performances obtenues dans le cadre de l'utilisation d'un dispositif. Les données cliniques proviennent :

- des investigation(s) clinique(s) du dispositif concerné, ou
- des investigation(s) clinique(s), ou d'autres études citées dans la littérature scientifique, d'un dispositif similaire pour lequel l'équivalence avec le dispositif concerné peut être démontrée, ou

- des rapports, publiés ou non, relatifs à une expérience clinique acquise sur le dispositif ou un dispositif similaire pour lequel l'équivalence avec le dispositif concerné peut être démontrée. »

L'évolution sensible des conditions d'attribution du marquage CE a conforté l'entreprise partenaire ORMIHL-DANET (Villeurbanne, France) dans sa volonté d'acquérir des données cliniques dans le double objectif (1) d'enrichir ses connaissances sur les effets du port d'un nouveau modèle d'orthèse (modèle Liberté) ayant une architecture différente des modèles standards, et (2) de garantir le maintien de son marquage CE ainsi que son inscription sur la Liste des Produits et Prestations Remboursables. Pour ce faire, une Convention Industrielle de Formation par la Recherche définie par l'Association Nationale de la Recherche et de la Technologie a permis de réunir un étudiant (moi-même), une entreprise (ORMIHL-DANET), et un laboratoire de recherche académique (Laboratoire de Physiologie de l'Exercice, Université de Savoie) pour établir une collaboration de recherche portant sur l'identification des effets du port de différents modèles d'ORP.

L'objectif principal de ce travail est donc d'obtenir des données cliniques relatives à l'utilisation de la nouvelle orthèse « Liberté » pour valider son intérêt. La méthode de validation passe par la comparaison des effets du port de ce modèle avec ceux des modèles standards, de référence, largement répandus. Dès lors, l'objectif secondaire consiste à identifier, dans la mesure du possible, les patients qui tirent davantage profit du port d'un des modèles d'orthèse.

Le premier chapitre expose l'état de l'art des connaissances lié au développement des ORP et de leurs effets en conditions d'utilisation chez des patients ayant un déficit musculaire des fléchisseurs dorsaux de cheville.

Le deuxième chapitre présente les matériels et méthodes utilisés pour atteindre les objectifs.

Le troisième chapitre permet de situer, d'un point de vue mécanique, l'orthèse « Liberté » par rapport aux modèles déjà existants.

Le quatrième chapitre correspond aux travaux expérimentaux effectués pour définir les effets du port des différents modèles d'orthèse chez des sujets sains et des patients ayant un déficit unilatéral (d'origine périphérique) des muscles releveurs de pied.

Dans le cinquième chapitre, nous nous sommes centrés sur le cas particulier de patients atteints de la maladie de Charcot-Marie-Tooth (CMT). L'étude des effets du port d'orthèse a été enrichie par une analyse prédictive permettant d'identifier le profil clinique des patients qui tirent davantage profit d'un des modèles d'orthèse.

Enfin, une discussion générale de l'ensemble des investigations effectuées, centrée sur l'intérêt du patient, suivie des limites et perspectives de ce travail doctoral constituent la dernière partie du document.

CHAPITRE 1 :

CADRE THEORIQUE

I. ORTHESE DE TYPE RELEVEUR DE PIED (ORP)

I.1. Définition

Par opposition à la prothèse qui remplace un élément manquant, une orthèse est un appareillage qui :

- 1- compense une fonction absente ou déficitaire,
- 2- assiste une structure articulaire ou musculaire,
- 3- stabilise un segment corporel pendant une phase de réadaptation ou de repos.

Plus précisément, les Orthèses de type Releveur de Pied (ORP) (*Figure 1*) sont destinées principalement aux patients ayant un déficit des muscles releveurs de pied, d'origine centrale ou périphérique. Elles doivent être adaptées au déficit, et correspondre aux objectifs fonctionnels du patient.

I.2. Illustration d'une ORP standard

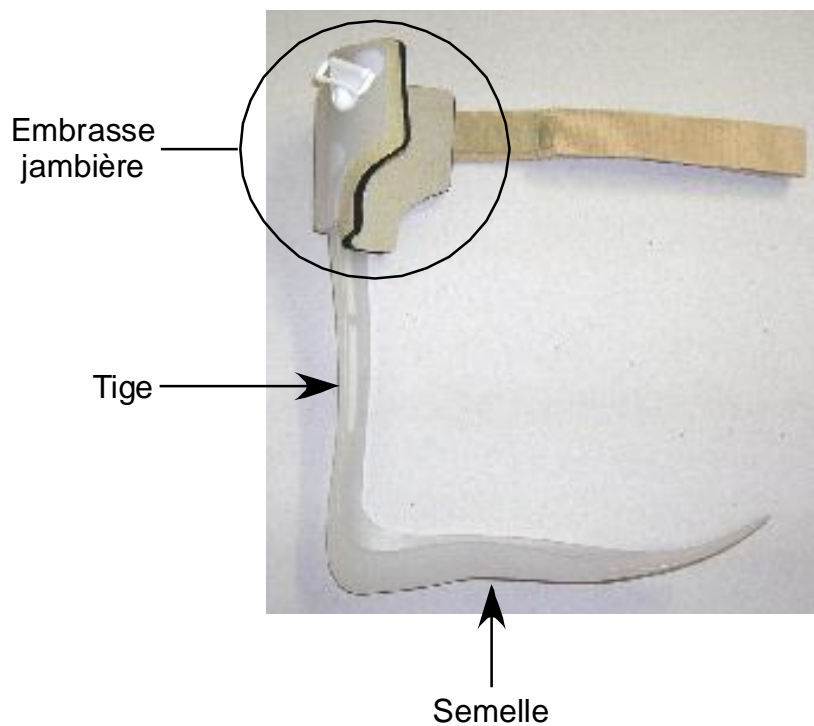


Figure 1 : Eléments d'une ORP standard

I.3. Modèles existants

Les ORP peuvent prendre différentes formes et ont pour but de permettre à son utilisateur de conserver autant que possible ses habiletés motrices. Ainsi, la représentation d'un cavalier (membre de la famille du célèbre physicien Avogadro), ayant de toute évidence un déficit musculaire unilatéral gauche des releveurs de pied, semble conserver une vie active en portant fièrement une ORP (*Figure 2*).



Copyright © 2004 The National Gallery, London. All rights reserved.

Figure 2 : Peinture intitulée « A Knight with his Jousting Helmet » (un cavalier avec son casque de joute) datant du milieu du XVI^es, conservée à « The National Gallery » de Londres, et réalisée par Giovanni Battista Moroni. Son titre populaire « Piede Ferito » (Pied blessé), fait quant à lui davantage référence au dispositif médical porté par le personnage.

Le développement des orthèses s'est davantage fait par simple évolution que par l'utilisation de méthodes scientifiques formelles (Johnson et al., 2004). Une dizaine d'appareils différents rendent compte d'une importante diversité technique (Sautreuil, 2002). Ce domaine est bien partagé entre petit et grand appareillage (respectivement fabrication de série et sur-mesure).

Ci-dessous, un classement des différents modèles d'ORP existantes (*Tableau 1*) :











	Nom	Illustration	Description	Indications
Releveurs amovibles adaptables sur les chaussures du commerce	Releveur corde à piano		Une embrasse postérieure de jambe reliée par deux cordes à piano, fixées par vissage sur la semelle d'une chaussure ordinaire.	Steppage simple, spasticité légère
	Releveur à montant postérieur		Mât unique postérieur en acier doté d'un ressort se terminant en haut par une embrasse plaquée sur le mollet, en bas par 2 griffes qui se fixent sur le contrefort de la chaussure.	Steppage simple
	Releveur avec articulation type « Klenzac »		Orthèse à deux montants latéraux et articulation malléolaire avec un ressort de dorsiflexion. Les deux montants se terminent dans la semelle de la chaussure.	Steppage avec instabilité latérale, spasticité modérée
Releveurs indépendants de la chaussure	Releveur thermoplastique type « Houston » en série		Il existe en plusieurs dimensions et est adapté au patient après avoir chauffé l'orthèse.	Steppage avec instabilité latérale modérée
	Releveur thermoplastique type « Houston » sur moulage		Le plus souvent monobloc, il peut être articulé et disposer d'un certain degré de flexion dorsale.	Hémiplégiques à spasticité modérée, steppage avec instabilité latérale
	Releveur type « Jousto »		Constitué d'une semelle plastique sur laquelle est fixé un tuteur latéral qui se continue par un paquet de lames de ressort qui se termine dans un logement que comporte la partie interne de l'embrasse postérieure de la jambe.	Steppage simple
	Releveur type « Gondreville »		Semelle plastique avec montants munis d'une articulation malléolaire et de tracteurs élastiques croisés fixés sur la semelle et attachés sur l'embrasse postérieure. Fait sur moulage.	Steppage avec instabilité latérale
	Releveur type « Philipp »		Releveur en tissu élastique renforcé sur sa partie dorsale d'une armature plastique et de deux tirants de force réglable.	Déficit partiel des muscles fléchisseurs dorsaux
	Releveur type « Saint Genis Laval »		Releveur réalisé maintenant en composite de carbone. Mât interne relié par une charnière à semelle en acier. Sanglage sus malléolaire pour contrôler le varus. Adjonction possible d'une articulation à ressort en regard de la malléole interne pour contrôler l'équin.	Hémiplégie avec varus équin et spasticité importante
	Releveur avec butée de « Perlstein »		Deux montants se terminant à la partie supérieure par une embrasse postérieure, à la partie inférieure par des tourillons pénétrant dans le talon de la chaussure. La butée de Perlstein permet un réglage de l'équin.	Pieds équins très spastiques

Tableau 1 : Classement réalisé par la COFEMER (collège français des enseignants universitaires de médecine physique et de réadaptation) en 2007.

Du point de vue de leurs caractéristiques mécaniques il est possible de classer ces différents dispositifs de (série ou sur-mesure) selon deux catégories :

- releveurs articulés avec butée(s) : releveur type corde à piano ; releveur à montant postérieur ;

« Perlstein » ; « Saint Genis Laval »

- releveurs avec assistance au(x) mouvement(s) :

◦ par déformation du matériau constituant l'orthèse dans le cas de modèles monoblocs (« Houston » de série ou sur-mesure ; « Jousto »).

◦ par sollicitation d'un système de rappel (« Klenzac » ; « Gondreville » ; « Philipp »).

II. PATHOLOGIES CONCERNEES PAR LES ORP DE SERIE

Certaines affections neurologiques se caractérisent par un déficit musculaire du mouvement de flexion dorsale du pied et de la cheville, ce qui résulte cliniquement d'un « pied ballant » pouvant conduire à des stratégies de compensations motrices perturbatrices. Quelle que soit la pathologie, c'est le déficit de l'activation des muscles de la loge antéro-externe de la jambe, muscles releveurs de pied innervés par le nerf péronier commun (ou Sciatique Poplitée Externe : SPE) qui est responsable du « pied ballant ». Cette déficience peut être due à une atteinte du système nerveux central ou périphérique.

L'hémiplégie est la pathologie d'origine centrale principalement concernée par le port d'ORP. Le modèle sur-mesure est généralement la règle pour répondre efficacement à la spasticité musculaire (augmentation exagérée et permanente du tonus musculaire généralement présente au niveau de la loge jambière postérieure), entraînant un pied en varus équin spastique.

Pour la faisabilité de notre travail, qui consistait à comparer les effets à court terme du port d'ORP, les modèles de série (facilement adaptables aux pieds des patients) ont été utilisés. L'indication des modèles de série concerne principalement les pieds ballants non spastiques, dus à des atteintes périphériques uni ou bilatérales.

II.1. Bases du système nerveux somatique

Le système nerveux comporte deux divisions principales, soit le système nerveux central et le système nerveux périphérique. La plupart des influx nerveux qui stimulent la contraction musculaire proviennent du système nerveux central.

Le système nerveux central est relié, par le système nerveux périphérique, à des récepteurs sensoriels et à des muscles dans les parties périphériques du corps. Le système nerveux périphérique est composé de nerfs crâniens (12 paires) et rachidiens (31 paires) qui proviennent respectivement de l'encéphale et de la moelle épinière et qui comprennent des faisceaux de fibres nerveuses sensitives et motrices.

Des parties de ces nerfs transportent des influx nerveux dans le système nerveux central pendant que d'autres en transportent en dehors de celui-ci. L'élément d'entrée du système nerveux périphérique est composé de cellules nerveuses appelées neurones sensitifs (ou afférents) qui conduisent les influx nerveux depuis des récepteurs sensitifs situés en diverses

parties du corps jusqu'au système nerveux central et qui se terminent dans ce dernier. L'élément de sortie est composé de cellules nerveuses appelées neurones moteurs (ou efférents) qui proviennent du système nerveux central et qui conduisent les influx nerveux depuis le système nerveux central jusqu'aux muscles.

La plupart des neurones se composent de deux grandes parties : le corps cellulaire, et ses prolongements (les dendrites et l'axone).

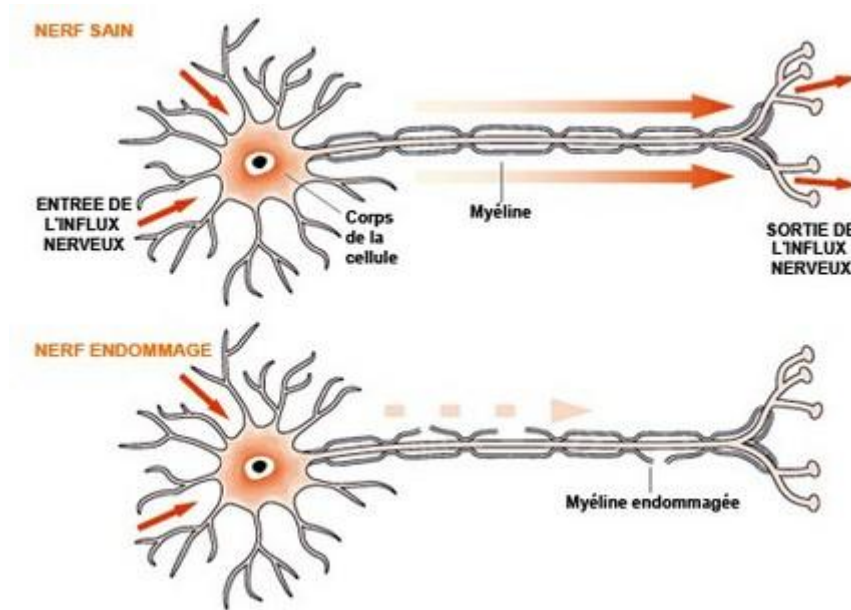
- Le corps cellulaire (soma ou péricaryon) renferme un noyau entouré de cytoplasme qui comprend des organites types, tels que des lysosomes, des mitochondries et un appareil de Golgi.
- La dendrite est habituellement courte, effilée et bien ramifiée. Elle présente souvent un déploiement de prolongements qui émergent du corps cellulaire.
- L'axone, prolongement long, fin et cylindrique qui peut être myélinisé, s'unit au corps cellulaire par un cône d'implantation. Les influx nerveux issus du corps cellulaire sont conduits le long de l'axone vers un neurone ou une fibre musculaire. L'axone et ses collatérales (branches) se terminent en se divisant en de nombreux prolongements minces appelés terminaisons axonales à l'extrémité desquelles on trouve les boutons terminaux synaptiques.

La gaine de myéline, revêtement lipidique et protéique, à couches multiples, produit par la névroglie, entoure les axones. Sur le plan électrique, elle isole l'axone d'un neurone et augmente la vitesse de conduction de l'influx nerveux (potentiel d'action). La production de gaine de myéline provient de deux types de cellules gliales : les neurolemmocytes (cellules de Schwann) pour le système nerveux périphérique et les oligodendrocytes pour le système nerveux central.

Les nerfs véhiculent des signaux électriques appelés potentiels d'action qui correspondent à des mouvements ioniques (sodium et potassium) transmembranaires par des canaux ioniques enchâssés dans la membrane plasmique. Ces potentiels se déplacent de proche en proche sur les axones non myélinisés (conduction continue), ou de nœuds de Ranvier en nœuds de Ranvier sur les fibres myélinisées (conduction saltatoire). Les nœuds de Ranvier étant des petits espaces qui séparent les cellules gliales qui fabriquent la glie enveloppant l'axone.

La vitesse de propagation d'un influx nerveux est liée au diamètre de la fibre et à la présence ou l'absence de myéline. Les fibres à gros diamètre (fibres A) sont myélinisées et conduisent les influx à des vitesses de 12 à 130 m/s. Elles constituent aussi bien les axones de nerfs sensitifs que les fibres nerveuses qui transmettent les influx aux muscles squelettiques.

Les pathologies présentant une démyélinisation voient leur vitesse de conduction nerveuse ralentie.



Les fibres à plus petit diamètre (fibres C) ont une vitesse de conduction qui varie de 0,5 à 2 m/s. Ces fibres non myélinisées conduisent certains influx qui concernent la douleur, le toucher, la pression, le chaud et le froid, depuis la peau.

II.2. Déficiences du système nerveux périphérique

La structure anatomique et fonctionnelle terminale du système moteur est dénommée unité motrice. Elle comprend le neurone moteur, son axone, et l'ensemble des fibres musculaires sous la dépendance du neurone.

Toutes les atteintes des structures de l'unité motrice (désignées sous le terme de maladies neuromusculaires) aboutissent à une diminution de la force musculaire.

Une neuropathie, terme générique caractérisant l'ensemble des affections nerveuses, concerne essentiellement le système nerveux périphérique. Le processus déclenché durant une neuropathie concerne l'affection du neurone (corps de la cellule nerveuse) et/ou de ses prolongements (axones, dendrites, ou gaine de myéline).

Les lésions du système nerveux périphérique induisent des troubles sensitifs se cantonnant dans le territoire innervé correspondant. Le déficit sensitif est limité dans son étendue en raison du chevauchement du territoire des racines sensitives (dermatome) et des nerfs.

Les causes sont nombreuses, les atteintes pouvant être bilatérale ou unilatérale. Le niveau de l'atteinte (tronculaire, radiculaire, médullaire ou central) est important car il définit

les muscles atteints, l'importance et la diffusion de l'atteinte, l'association d'une atteinte des antagonistes, d'un déficit sensitif ou non, du caractère unilatéral ou bilatéral.

Pour cette étude nous nous sommes proposés d'analyser deux pathologies, -i) la paralysie périphérique du nerf Sciatique Poplité Externe (SPE), qui se caractérise par une atteinte unilatérale périphérique de la flexion dorsale du pied (en résulte un pied tombant), et - ii) la maladie de Charcot-Marie-Tooth (CMT) compte tenu de son caractère bilatéral.

II.3. Rappel anatomique membre inférieur

Les mouvements au niveau du membre inférieur impliqués dans la locomotion sont innervés par les régions spinales basses (*Figure 3*).

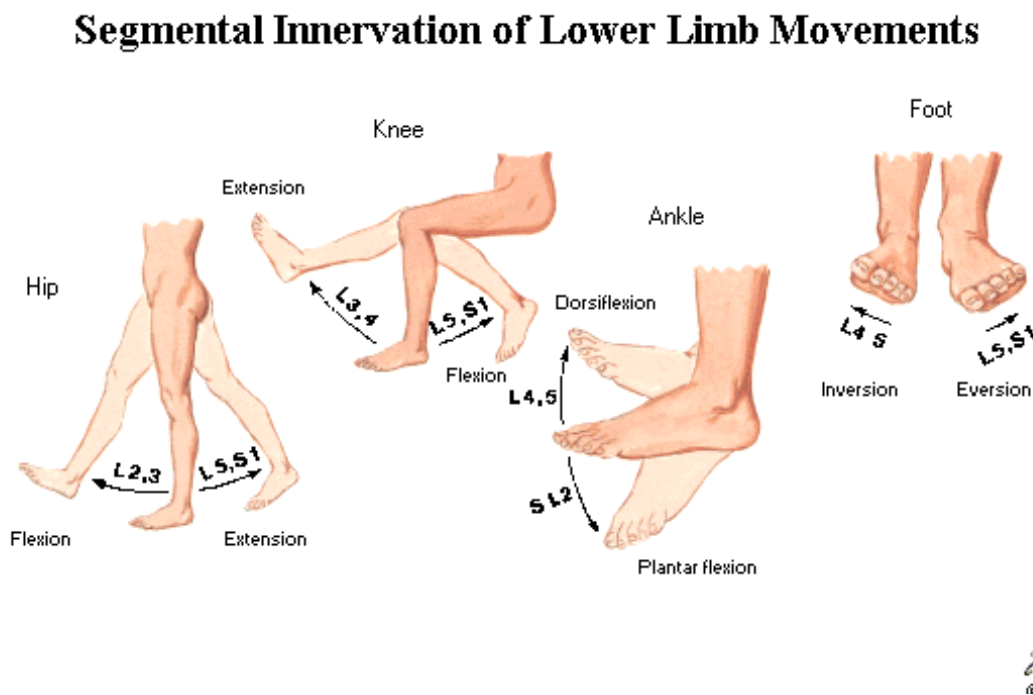
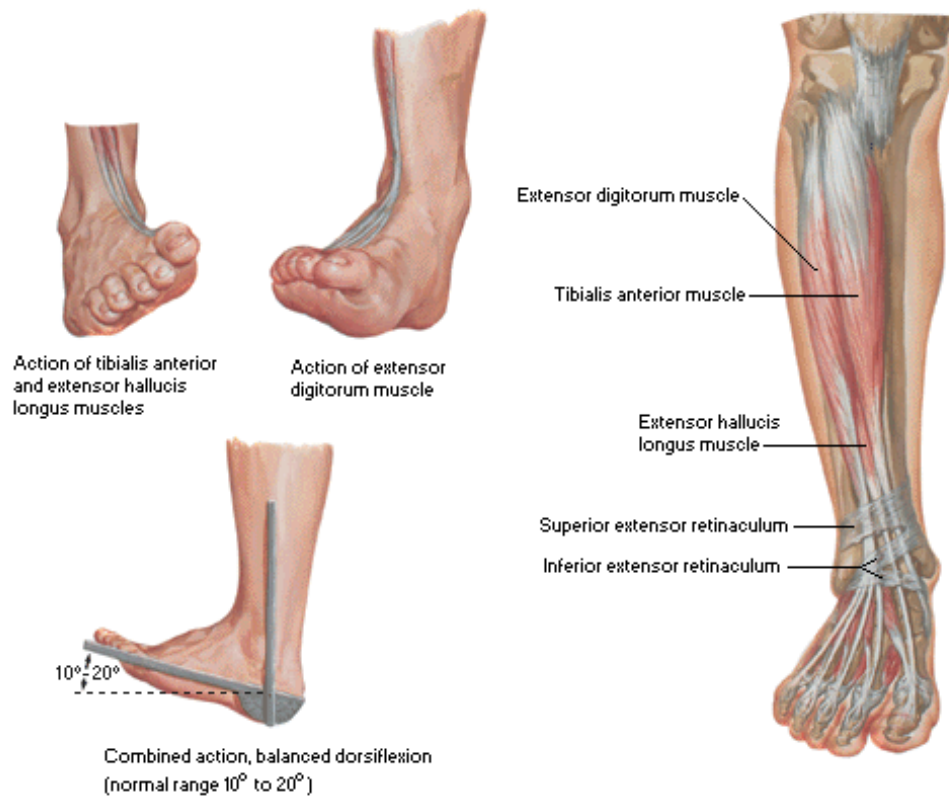


Figure 3 : Mouvements du membre inférieur et leurs innervations.

Plus précisément, pour les pathologies qui nous intéressent, les mouvements de flexion plantaire / dorsale (articulation talocrurale) et inversion / éversion (articulation subtalaire) (*Figure 3*) sont bien souvent affectés.

Les muscles sollicités pour la réalisation de ces mouvements sont les suivant :

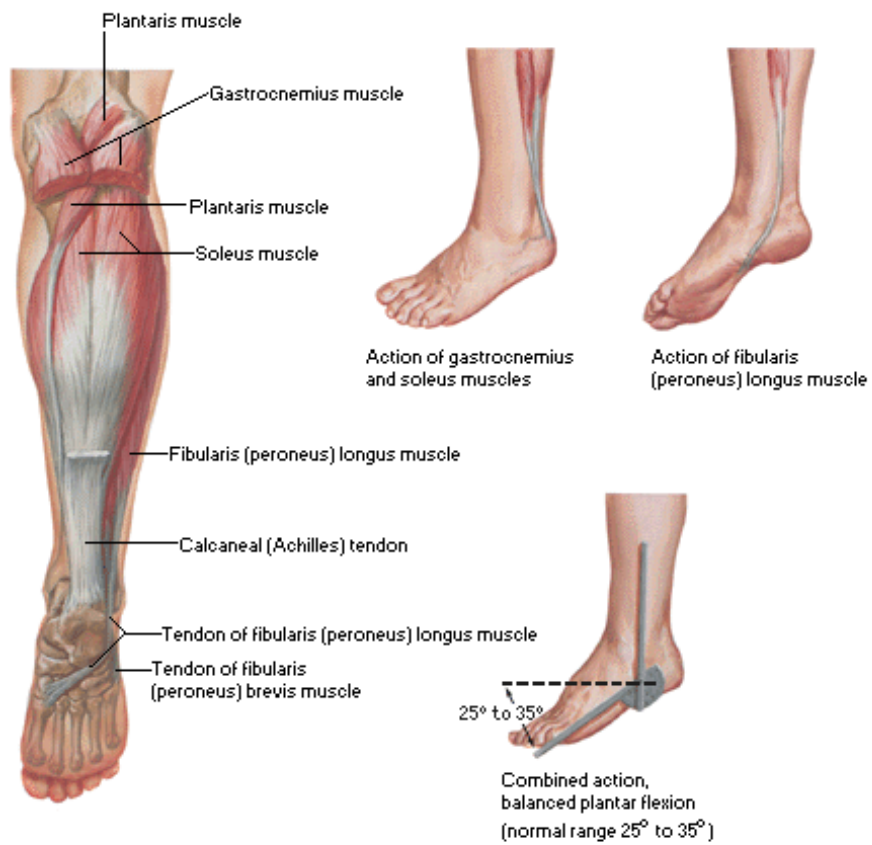
Dorsiflexors of Foot




©Hovartis

Figure 4 : Muscles fléchisseurs dorsaux.

Plantar Flexors of Foot



of Netix
©Hovartis

Figure 5 : Muscles fléchisseurs plantaires.

Ci-dessous, le récapitulatif des muscles assurant la mobilité du pied (*Tableau 2*) :

Innervation	Muscles	Action
Nerf péronier commun	Tibialis anterior	Flexion dorsale et inversion du pied
	Extensor hallucis longus	Flexion dorsale et inversion du pied ; extension du gros orteil
	Extensor digitorum longus	Flexion dorsale et éversion du pied ; extension des orteils
	Peroneus tertius	Flexion dorsale et éversion du pied
Nerf sciatique	Fibularis (peroneus) longus	Flexion plantaire et éversion du pied
	Fibularis (peroneus) brevis	
Nerf tibial	Gastrocnemius	Flexion plantaire du pied et flexion de la jambe
	Soleus	Flexion plantaire du pied
	Plantaris	
	Flexor hallucis longus	Flexion plantaire et inversion du pied ; flexion du gros orteil
	Flexor digitorum longus	Flexion plantaire et inversion du pied
	Tibial posterior	

Tableau 2 : Rappel anatomique des muscles assurant la mobilité du pied.

II.4. Paralyse du nerf sciatique poplité externe (SPE)

L'atteinte isolée du nerf SPE (common peroneal nerve ou nerf péronier commun) est habituellement d'origine traumatique ou au moins mécanique. Les différentes causes de lésions nerveuses possibles sont une compression prolongée ou des microtraumatismes répétés, un étirement, une ischémie majeure ou une rupture. Dans tous les cas les patients ayant cette atteinte ont un pied tombant ou ballant (foot drop) (Stewart, 2008) de façon réversible ou non (Sorell, 1976 ; de Bruijn et al., 2007).

Rappel neuro-anatomique

La bifurcation du nerf sciatique en nerf tibial et péronier commun se situe au niveau du creux poplité (*Figure 6*).

Tibial Nerve

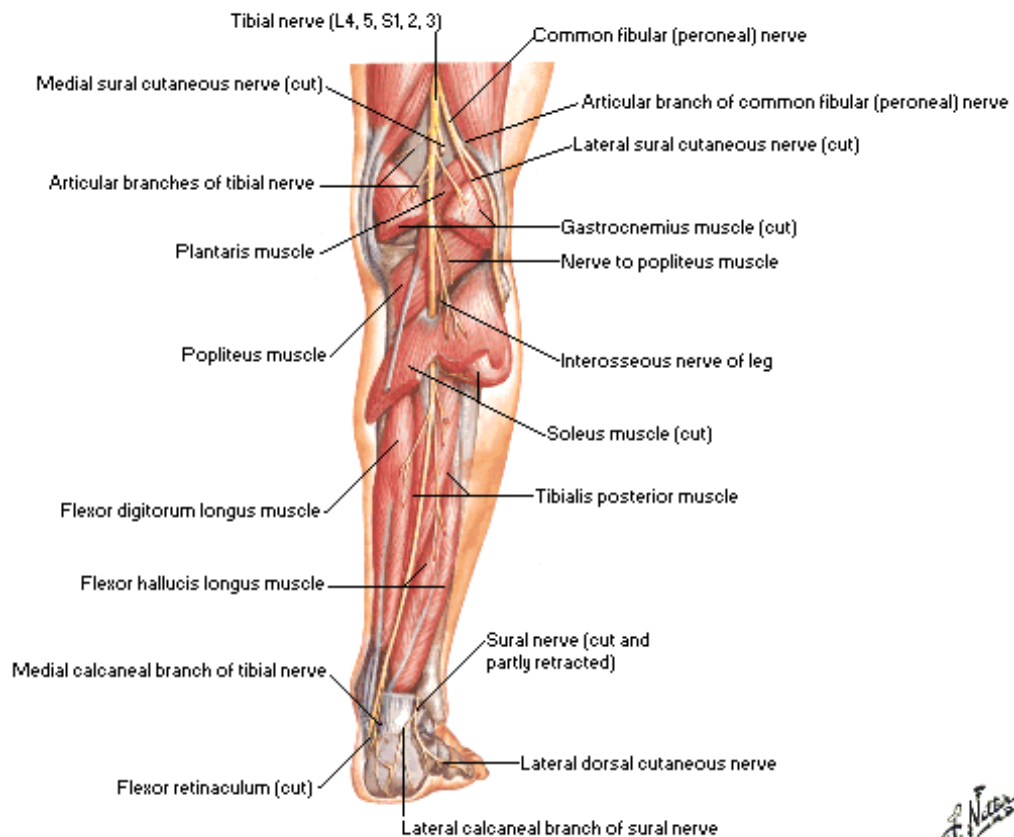


Figure 6 : Illustration du nerf tibial.

Le nerf SPE (*Figure 7*) chemine le long du bord externe du creux poplité en direction de la tête du péroné. Il contourne la tête du péroné et arrive à la face antérieure de la jambe où il perfore le muscle long péronier (fibularis longus). A l'intérieur de ce muscle, le nerf se divise en un nerf péronier superficiel (superficial fibular nerve) et un nerf péronier profond (deep fibular nerve). Le nerf péronier superficiel, surtout sensitif, descend entre le muscle long péronier et le péroné vers le dos du pied. Le nerf péronier profond, avant tout moteur, se dirige vers l'avant, rejoint les muscles extenseurs et descend le long de la face latérale du muscle jambier antérieur (tibialis anterior) vers le dos du pied.

Common Fibular [Peroneal] Nerve

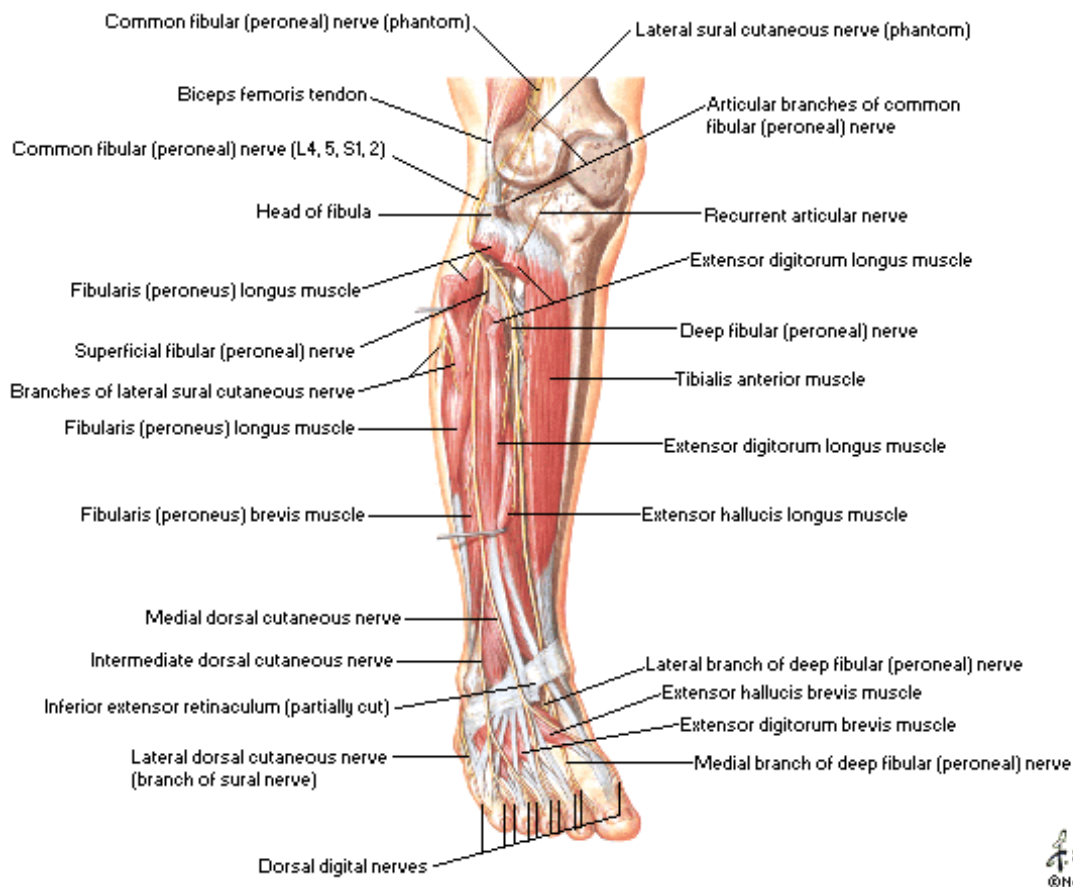


Figure 7 : Illustration du nerf péronier.

Le nerf péronier superficiel donne des rameaux musculaires aux muscles long et court péronier (fibularis longus et brevis). Le reste du nerf est purement sensitif : ses branches terminales interne et externe innervent la peau du dos du pied à l'exception du premier espace inter-digital.

Le nerf péronier profond donne plusieurs rameaux musculaires aux muscles extenseurs de la jambe et fléchisseurs dorsaux du pied. La branche terminale du nerf est sensitive et innerve les bords du premier espace inter-digital.

Conséquence fonctionnelle d'une lésion du nerf Sciatique Poplité Externe

Une lésion du nerf péronier commun (SPE) se répercute sur les muscles extenseurs des orteils et fléchisseurs dorsaux du pied. Lors de la marche, le pied tombe vers le bas et les orteils touchent le sol. Bien souvent, en guise de compensation, la hanche et le genou sont excessivement fléchis et il résulte le steppage (Stewart, 2008).

Malgré une restauration partielle de la force musculaire, des difficultés pour marcher et gravir des escaliers persistent souvent 5 ans après la lésion (de Bruijn et al., 2007).

II.5. Maladie de Charcot-Marie-Tooth (CMT)

La maladie de Charcot-Marie-Tooth (CMT) est une neuropathie héréditaire sensitivo-motrice qui n'affecte pas l'espérance de vie. Elle est caractérisée par une amyotrophie neurogène distale progressive très lentement évolutive (ou par poussées), débutant habituellement dans l'enfance ou l'adolescence, due à une perturbation de la conduction de l'influx nerveux. Les muscles de la loge antéro-externe de la jambe sont atteints les premiers. L'amyotrophie a une évolution ascendante, sans toutefois remonter au-dessus du tiers inférieur de la cuisse. Les membres supérieurs sont eux aussi affectés par cette pathologie.

La prévalence de la maladie est évaluée à 1/2500 (Martyn & Hughes, 1997) (soit environ 30000 personnes en France), sans distinction ni de sexe ni d'âge.

L'électrophysiologie et la biopsie nerveuse permettent de distinguer les différentes formes classées selon :

- la nature de l'atteinte du nerf (axonale et/ou myélinique)
- le mode de transmission génétique (autosomique dominant, autosomique récessif, lié à l'X)
- les anomalies génétiques en cause et les protéines déficitaires.

Classification proposée par l'Association Française contre les Myopathies :

Formes démyélinisantes (Vitesse de conduction nerveuse <35 m/s)

- Formes autosomiques dominantes : CMT1A, CMT1B, CMT1C, CMT1D
- Formes autosomiques récessives : CMT4A, CMT4B1, CMT4C, CMT4D, CMT4E, CMT4F, HSMNR, CMT4H

Formes axonales (Vitesse de conduction nerveuse >40 m/s)

- Formes autosomiques dominantes : CMT2A1, CMT2A2, CMT2B, CMT2C, CMT2D, CMT2E, CMT2F, CMT2G, CMT2I/J, CMT2L
- Formes autosomiques récessives : CMT2B1, CMT2B2, CMT4C2

Formes intermédiaires (Vitesse de conduction nerveuse de 25 ms à 45 m/s)

- Formes dominantes liées à l'X : CMTX1, CMTX2, CMTX3, CMTX4, CMTX5
- Formes autosomiques dominantes : DI-CMTA, DI-CMTB, DI-CMTC

Caractéristiques cliniques

Une faiblesse musculaire distale et une diminution de la sensibilité sont les principales caractéristiques des patients atteints de la maladie de Charcot-Marie-Tooth (Dyck et al., 1993). Plus particulièrement, on note chez ces patients un pied tombant, en rotation par rapport à l'axe longitudinal (inversion) et, de façon plus ou moins prononcée, un déficit musculaire des fléchisseurs plantaires (Vinci & Perelli, 2002).

- *Rotation du pied par rapport à l'axe longitudinal* (conséquence d'un déséquilibre musculaire entre la force des éverseurs et celle des inverseurs). Lors de l'appui, cette position du pied en inversion diminue la surface de contact au sol avec pour conséquences une diminution de l'équilibre et une apparition de douleur sur le bord latéral où la pression est maximale. Cette rotation du pied ajoutée à l'instabilité (déséquilibre musculaire) peut induire des entorses de cheville lorsque le pied est en appui, par un étirement des ligaments latéraux de la cheville. Lors de la station debout, la compensation suite à un pied en rotation (inversion), est une rotation interne et flexion de la hanche et un genou fléchi, induisant une posture disgracieuse qui produit une rigidité de la hanche et un bassin en antéversion avec des douleurs au bas du dos (Geurts et al., 1992). Des interventions chirurgicales sont parfois choisies pour rééquilibrer les forces musculaires ou fixer les articulations responsables de la rotation.

- *Le pied tombant* est causé par un dysfonctionnement ou une diminution de la force des muscles fléchisseurs dorsaux de cheville. Lors de la marche, le pied tombant altère la phase oscillante, l'angle de cheville ne pouvant être maintenu à 90°, ce qui engendre un risque d'accrocher le sol avec les orteils et rend dangereuse la marche pieds nus. Ainsi le port d'orthèse de type releveur de pied pour compenser ce risque est nécessaire (Siegel, 1988).

- *L'insuffisance de la flexion plantaire* est un problème important qui doit être pris en considération lors de la prise en charge. Les patients ayant une faiblesse des muscles fléchisseurs plantaires ne tolèrent pas des chaussures avec un talon car le triceps sural (gastrocnemius et soleus) n'est pas capable de stabiliser la cheville en flexion plantaire. Lorsqu'ils portent de telles chaussures, ces patients fléchissent légèrement leurs genoux ce qui les fatigue rapidement avec un risque d'apparition de crampes au niveau des quadriceps. De plus le risque est que les genoux fléchissent subitement, risquant d'entraîner une chute.

Manifestations et évolution de la maladie

Les premiers signes concernent généralement les pieds qui se creusent et deviennent insensibles. Peu à peu des difficultés locomotrices apparaissent (diminution du périmètre de marche) avec une augmentation du risque de chutes et d'entorses. Comme illustré ci-dessous, des rétractions tendineuses peuvent provoquer la mise en « griffe » des orteils, et l'amyotrophie jambière donne un aspect caractéristique « en mollet de coq » (*Figure 8*).



Figure 8 : Illustration de la partie distale du membre inférieur d'un patient atteint de la maladie de CMT.

L'atteinte des mains n'est pas systématique et apparaît généralement après plusieurs années d'évolution de la maladie. Les mouvements fins sont alors difficiles à exécuter, les doigts peuvent se mettre en « griffe » et l'amyotrophie peut provoquer la perte de la fonction de préhension avec une diminution de force. En principe toutes ces atteintes sont bilatérales, sans asymétrie significative concernant la présence de déformations, de faiblesse et d'atrophie musculaire (Bienfait et al., 2006).

Les crampes musculaires sont fréquentes, surtout en période d'évolution de la maladie. Les déformations et l'amyotrophie sont variables, par contre l'apparition précoce d'une fatigue, l'équilibre instable, la station debout pénible, la montée d'escaliers difficile et l'habileté manuelle fortement diminuée sont plus fréquents.

Il n'existe pas de traitement étiologique de prise en charge. Le traitement est donc essentiellement symptomatique (kinésithérapie, traitements orthopédiques) et dépend du handicap fonctionnel et des déformations observées (cure chirurgicale des pieds creux et/ou des déformations du rachis). La plupart des processus de rééducation tendent à améliorer l'équilibre debout et la marche.

Les patients atteints de la maladie de Charcot-Marie-Tooth, une population hétérogène.

Bien qu'elles soient utiles comme outil de diagnostic, les études sur la conduction nerveuse ne sont pas un bon indicateur de l'état fonctionnel du patient (Bergin et al., 1995). En complément, Bienfait et al. (2006) précisent qu'il n'y a pas de signe clinique robuste ou de symptôme qui puisse différencier clairement les patients ayant la maladie de CMT à forme axonale de ceux à forme démyélinisante.

En effet, ces mêmes auteurs ont mis en évidence de nombreuses différences et similitudes entre les formes démyélinisante (CMT1A) et axonale (CMT2) (Bienfait et al., 2006) :

- Par rapport aux CMT1A, les patients CMT2 ont une survenue des signes de la maladie plus tardive, une meilleure conservation des réflexes, une faiblesse des extenseurs du genou et des fléchisseurs dorsaux de cheville moins fréquente. De même, le déséquilibre musculaire, caractérisé par une faiblesse plus importante des fléchisseurs dorsaux par rapport aux fléchisseurs plantaires, est significativement plus présent chez les CMT1A par rapport aux CMT2. Enfin, les vitesses de conduction nerveuse du nerf moteur médian (bras) sont toujours inférieures à 38m/s chez les CMT1A alors que c'est seulement le cas chez 16% des CMT2.

- En revanche, l'utilisation d'aides à la marche et l'évolution de la maladie ne sont pas significativement différentes et il n'existe pas de différence significative entre les groupes de patients concernant la déformation des pieds ou des mains. Enfin, bien que les signaux proprioceptifs et la sensation vibratoire soient transmis par les grosses fibres des nerfs périphériques (Light & Perl, 1984), il n'y a pas de différence de perception vibratoire entre les patients présentant des neuropathies axonales ou démyélinisantes (Bergin et al., 1995).

III. CONDITIONS D'UTILISATION DES ORP

Les principales tâches motrices exercées lors du port de ce type d'appareillage sont la marche, le maintien de station debout, la montée et descente d'escalier (Sienko Thomas et al., 2002), et le transfert assis-debout (Park et al., 2004).

Pour ce travail, notre attention s'est plus particulièrement portée sur la station debout non perturbée et la marche qui sont deux tâches d'équilibre qui participent toutes les deux à l'acquisition, au maintien et/ou au développement de l'autonomie de vie des patients. L'étude combinée de ces deux tâches motrices est d'autant plus justifiée qu'à notre connaissance, la majorité des études publiées qui s'y sont déjà intéressées (lors du port d'ORP) ciblaient une population hémiparétique (Mojica et al., 1988 ; Chen et al., 1999 ; Cattaneo et al., 2002 ; Wang et al., 2005 ; Pohl & Mehrholz, 2006).

III.1. Station debout non perturbée

III.1.1. Introduction

Massion (1994) associe deux fonctions à la posture :

- La fonction antigravitaire est définie par la mise en œuvre de l'assemblage des segments corporels pour s'opposer à la force de pesanteur. Dans ce cadre, l'individu doit lutter contre la gravitation s'exerçant verticalement, mais aussi contre les couples déstabilisateurs créés par celle-ci. Cette fonction passe par le maintien du tonus postural et par la gestion des oscillations corporelles.
- La seconde fonction concerne l'interface avec le monde extérieur pour la perception et l'action. Dans ce cadre, l'individu définit la position relative des segments corporels par rapport au monde extérieur, mais aussi par rapport à ses objectifs propres.

a) **Approche neurosensorielle**

On considère aujourd'hui que la posture est gérée par l'association de multiples réseaux neuronaux (Horak & Macpherson, 1996). Ces réseaux neuronaux se basent sur des informations sensorielles diverses dans l'objectif de construire une coordination segmentaire,

permettant de lutter contre les contraintes internes et externes. Cette organisation investit aussi bien les structures sensorimotrices périphériques que les différents niveaux hiérarchiques centraux.

Le maintien postural se base principalement sur 3 entrées sensorielles (visuelle, somesthésique, vestibulaire). Les informations issues de ces différentes entrées sensorielles peuvent présenter une certaine redondance. Cette redondance d'informations est positive dans la mesure où la sommation et la complémentarité des différents systèmes de contrôle sensoriel et moteur vont offrir toute sa finesse et son adaptabilité au système postural. Les afférences sensorielles utiles au contrôle de la posture ont toutes une projection centrale.

Les afférences visuelles

Deux modes visuels sont investis dans le maintien de la station debout (Amblard et al., 1985). Le premier détectant les informations à basses fréquences permet de définir l'orientation corporelle, principalement par le biais de la vision périphérique (Finlay, 1982). Le second, détectant des informations de plus hautes fréquences serait utilisé pour la stabilisation corporelle (Paulus et al., 1984) via la vision fovéale (Andersen & Braunstein, 1985). Dans une situation d'équilibre non perturbé, ces deux systèmes ont un poids identique dans la régulation de la station debout (Nougier et al., 1998).

Les afférences somesthésiques

L'entrée somesthésique fait référence à l'ensemble des afférences du corps (soma). Elle est principalement utilisée dans la définition de l'organisation géométrique des segments corporels entre eux. Elle regroupe les voies intéroceptives (kinesthésie) et les voies extéroceptives de la sensibilité du toucher. Les organes anatomiques liés à cette sensibilité sont l'ensemble des récepteurs musculaires, tendineux, cutanés et des capsules articulaires. La proprioception, ou kinesthésie, se construit sur la base des informations issues des récepteurs musculaires (fuseaux neuromusculaires), tendineux (organes tendineux de Golgi), articulaires (corpuscules de Ruffini ou de Paccini), et cutanés (corpuscules de Meisner, de Ruffini et de Paccini, disques de Merkel, terminaisons libres).

Les afférences issues de la voûte plantaire, sont particulièrement spécialisées dans la régulation de l'équilibre debout. Par la mesure fine de la répartition des pressions sous les appuis, les informations tactiles plantaires sont très fortement impliquées dans la définition de l'orientation (Kavounoudias et al., 1999) ainsi que dans la stabilisation de l'équilibre debout (Magnusson et al., 1990 ; Dietz et al., 1992 ; Kavounoudias et al., 2001). Elles sont

particulièrement spécialisées dans la détection des mouvements corporels de faible amplitude (Kavounoudias et al., 2001).

Les informations somesthésiques sont utilisées dans la construction du schéma corporel et dans la définition de l'orientation du schéma corporel par rapport au monde extérieur.

Il existe deux types de réflexes issus de ces afférences. Le réflexe myotatique, issu des afférences en provenance des fuseaux neuromusculaires (afférences Ia), a longtemps été considéré comme le premier système de régulation de la posture (Fitzpatrick et al., 1992). Par opposition à l'allongement musculaire, il limite la déviation des segments par rapport à leur position initiale (Lloyd, 1950). Les organes tendineux de Golgi (situés à la jonction du tendon et du muscle) ainsi que les récepteurs cutanés de la sole plantaire sont des récepteurs sensibles à la variation de charge (Duysens et al., 2000). Les organes tendineux de Golgi, sont activés suite à une contraction musculaire d'intensité variable, mais peuvent aussi être stimulés suite à un étirement passif du muscle (Stuart et al., 1970). Les afférences de type Ib transmettent l'information de leur stimulation, ce qui induit l'inhibition des muscles agonistes associée à une stimulation des antagonistes (réflexe myotatique inverse).

Les afférences vestibulaires

Le labyrinthe qui est l'organe anatomique de la sensibilité vestibulaire est composé de trois structures : l'utricule, le saccule et les canaux semi-circulaires. Les otolithes contenus dans l'utricule et le saccule permettent de détecter les accélérations linéaires horizontales et verticales. Les cellules ciliées situées dans les canaux semi-circulaires permettent de détecter les accélérations angulaires. Ces récepteurs sont spécialisés dans la mesure des accélérations gravitaires et des accélérations de la tête.

L'influence des informations vestibulaires sur le contrôle de l'équilibre reste controversée. En effet, les seuils de détection vestibulaires seraient supérieurs aux accélérations créées par les oscillations posturales (Fitzpatrick & Mc Closkey, 1994).

L'organisation et l'adaptation du contrôle postural dépendent en partie de l'intégrité des boucles réflexes proprioceptive, vestibulaire et visuelle. Par des contrôles distincts, mais aussi interdépendants (Fitzpatrick et al., 1996 ; Duysens et al., 2000), elles permettent d'expliquer une partie du maintien postural.

b) Approche biomécanique

L'analyse biomécanique de la station debout non perturbée met en évidence deux forces, l'une externe et l'autre interne, s'exerçant sur l'individu. Parce que nous évoluons dans un

environnement gravitaire, nous subissons une force verticale dirigée du haut vers le bas sur notre Centre de Gravité (CG), autrement dit sur le barycentre des centres de masse des différents segments qui nous composent.

La conservation durable de l'équilibre suppose la projection verticale du CG à l'intérieur de la surface de sustentation (surface délimitée par les appuis en contact avec le sol). On constate chez les sujets sains une constance de la position de cette projection à mi-distance entre les pieds, signifiant que le poids est supporté équitablement par les deux appuis et entre 20 et 50 mm en avant de l'articulation des chevilles. Cette dernière information traduit le fait que le maintien de la station debout met avant tout à contribution les muscles de la loge postérieure de la jambe, fléchisseurs plantaires de la cheville, et composés principalement du triceps sural (gastrocnemius et soleus). Une étude conduite par Okada & Fujiwara (1983) a permis de montrer que le maintien d'une posture orthostatique se traduit par une activité quasi-isométrique du muscle soléaire (avec un niveau correspondant à moins de 10% de la force maximale volontaire).

Pour des raisons de simplification, le comportement moteur permettant le maintien de la station debout chez l'homme est depuis longtemps assimilé à celui d'un pendule inversé (Gurfinkel, 1973). Ce modèle suggère que le corps se comporte comme un pendule rigide oscillant autour de l'axe des chevilles. D'un point de vue mécanique, un pendule sera en équilibre dès lors que les positions du CG et du point d'application des forces de réaction sur le support (centre des pressions résultant, CP_{Res}) sont alignées.

Chez l'homme, du fait des perturbations internes et externes à la posture, le système postural est en constante oscillation, induisant un décalage entre les positions du CP_{Res} et du CG. Aujourd'hui, il est admis que les mouvements du CG sont contrôlés par ceux du CP_{Res} (variable contrôlante, produit brut du système neuromusculaire). Chez l'homme, la station debout ne pouvant être strictement immobile, le CP_{Res} oscille constamment autour du CG afin d'en réguler la position. L'augmentation de la distance entre la position du CP_{Res} et celle de la projection verticale du CG entraîne un accroissement des accélérations communiquées au CG (Brenière et al., 1987). Aussi, une position du CP_{Res} en arrière va induire une accélération antérieure du CG, proportionnelle à la distance précédemment considérée (*Figure 9*).

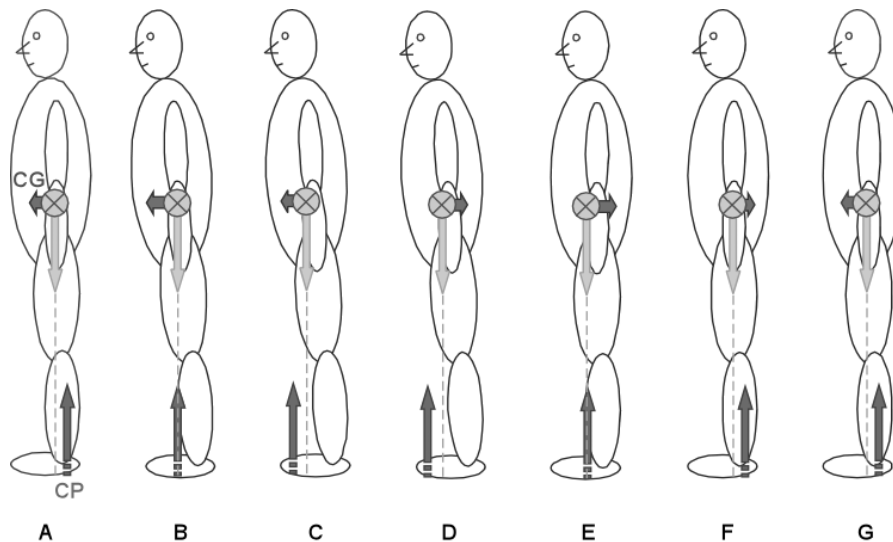


Figure 9: Modèle biomécanique du pendule inversé (d'après Rougier et al., 2001). Instant A : le point d'application du CP est situé en arrière de la projection verticale du CG. La différence entre ces deux positions détermine l'accélération horizontale communiquée au CG, et par la suite sa vitesse horizontale (flèche foncée horizontale partant du CG). Instant B : le CP et la projection du CG sont confondus, l'accélération communiquée au CG est nulle. Instant C : le CP est en avant de la projection verticale du CG, la vitesse du CG décroît jusqu'à être inversée (instant D). Le processus de régulation des positions du CG se poursuit tant que la station debout non perturbée est maintenue (instants E, F, G, etc.). Ces mouvements décrits ici selon la direction antéro-postérieure, sont de même nature selon la direction médio-latérale.

Il est possible de considérer ce modèle comme étant valide et utile pour la description de la station debout non perturbée. Il se doit tout de même d'être décrit plus finement, notamment en fonction de l'axe d'oscillation. En effet, alors que les mouvements selon l'axe antéro-postérieur sont contrôlés à partir d'une stratégie de cheville, ceux intervenant selon l'axe médio-latéral sont contrôlés par une stratégie de hanche, par un mécanisme de charge-décharge de chacun des appuis (Winter et al., 1996 ; Genthon & Rougier 2003 ; Rougier, 2007).

III.1.2. Caractéristiques posturales des sujets ayant un déficit musculaire des releveurs de pied

Atteinte unilatérale (cas d'une atteinte du SPE)

A notre connaissance, il n'existe pas d'étude publiée ayant défini les caractéristiques posturales de patients avec une déficience unilatérale des muscles releveurs de pied d'origine périphérique (atteinte du nerf sciatique poplité externe).

Atteinte bilatérale (cas de la maladie de Charcot-Marie-Tooth)

Par rapport aux sujets sains, les patients ayant une neuropathie périphérique présentent une dégradation de leur capacité posturale (Bergin et al., 1995). Plus précisément, il semble que la sévérité de l'instabilité posturale dépend du degré de l'atteinte de la maladie (d'un point de vue clinique), mais aussi du type de fibres afférentes affectées (Nardone et al., 2007). Ainsi, chez des patients atteints par la même forme CMT, il existe une variabilité concernant la capacité à contrôler l'équilibre. En effet, les patients les plus atteints (d'un point de vue électrophysiologique) ont une dégradation significative du contrôle de la station debout par rapport aux sujets sains, mais aussi par rapport aux patients les moins atteints (Nardone et al., 2000). Ce dernier groupe de patients pouvant présenter des oscillations posturales comparables à celles des sujets sains (Nardone et al., 2000). En revanche, l'instabilité posturale notée chez les patients CMT n'induit pas obligatoirement une posture différente (dans le plan sagittal) de celle observée chez des sujets sains (Nardone et al., 2000).

Concernant les différences du contrôle de l'équilibre debout chez des patients ayant la maladie de CMT avec des formes différentes (axonales ou démyélinisante), les études présentent des résultats contradictoires. Alors que Bergin et al. (1995) ne montrent pas de différence significative du contrôle de la station debout (d'avant en arrière) entre les patients avec une neuropathie axonale et ceux avec une neuropathie démyélinisante, Nardone et al. (2006) notent que les patients CMT atteints de la forme axonale (CMT2) sont moins stables (surface du CP_{Res}) que ceux atteints de la forme démyélinisante (CMT1A). Ce résultat s'accompagne logiquement d'une différence entre CMT2 et sains et d'une absence de différence entre CMT1A et sains (Nardone et al., 2006). Une étude plus récente vient contrebalancer ce dernier résultat avec une stabilité posturale (vitesse de déplacement du CP_{Res}) largement dégradée chez les CMT1A par rapport aux sains (van der Linden et al., 2010).

Concernant les liens qui peuvent exister entre paramètres posturaux et cliniques, il apparaît que le contrôle de l'équilibre debout n'est pas corrélé à la perte de force musculaire (Bergin et al., 1995 ; Nardone et al., 2000 ; Nardone et al., 2006). Ainsi, la détérioration du contrôle de la station debout peut être difficilement due au seul déficit moteur (Nardone et al., 2000). De même la capacité posturale (surface du CP_{Res}) n'est corrélée, ni aux variables cliniques, ni aux variables électromyographiques (Nardone et al., 2000 ; Nardone et al., 2006). En revanche, van der Linden et al. (2010) mettent en évidence la contribution des déficits somatosensoriels à détériorer la stabilité posturale par la corrélation entre la vitesse de déplacement du CP_{Res} et le seuil de détection vibratoire.

III.1.3. Effets d'un traitement fonctionnel par orthèse mécanique sur le contrôle de la station debout

Cas de patients avec une déficience du SPE, ou atteints de la maladie de CMT

A notre connaissance, il n'existe pas d'étude publiée ayant caractérisé les effets du port d'orthèses de type releveur de pied sur le contrôle postural de patients avec une déficience unilatérale des muscles releveurs de pied d'origine périphérique (atteinte du nerf sciatique poplité externe) ou bilatérale (maladie de Charcot-Marie-Tooth).

III.2. La marche

III.2.1. Introduction

La marche a la particularité d'être à la fois un mouvement réflexe durant les premiers mois de la vie, une activité automatique ne sollicitant pas de processus attentionnels importants dans le cas de la marche naturelle, mais aussi d'un acte volontaire en tant que tel quand les circonstances l'exigent.

Bouisset et Maton (1995) définissent la marche comme un déplacement consistant en une translation de l'ensemble du corps, consécutive à des mouvements de rotation. Elle utilise une répétition de séquences des segments corporels pour déplacer le corps vers l'avant tout en maintenant l'équilibre (Perry, 1992).

La marche est une activité motrice cyclique qui alterne une phase d'appui (pied en contact avec le sol) et une phase oscillante (pas de contact du pied avec le sol). Son analyse s'effectue selon le cycle de marche commençant par le contact d'un pied au sol et finissant par le contact subséquent de ce même pied. Un cycle de marche est ainsi composé d'une phase d'appui (environ 60% du cycle) et d'oscillation (environ 40% du cycle) des membres inférieurs droit et gauche. Lorsque les deux membres sont en phase d'appui, on parle d'appui bipodal (ou double appui). Lorsqu'un des deux membres est en phase d'appui pendant que l'autre est en phase oscillante, on parle d'appui unipodal (ou simple appui). Une analyse plus fine (*Figure 10*) permet un découpage avec :

- *La phase de mise en charge* (0 à 10% du cycle de marche). Cette phase commence par le contact initial du pied avec le sol (0 à 2%) et se termine par le lever du pied opposé. Elle correspond donc au premier appui bipodal. Son rôle est de transférer le poids vers la jambe en

phase d'appui, d'absorber les chocs et de conserver la vitesse de marche tout en maintenant l'équilibre.

- *La phase de milieu d'appui* (10 à 30% du cycle de marche). C'est la première moitié de l'appui unipodal. Elle permet au corps d'avancer au-dessus du pied en appui et se termine quand le centre de gravité du corps est aligné avec l'avant pied.

- *La phase de fin d'appui* (30 à 50% du cycle de marche). C'est la deuxième moitié de l'appui unipodal. Elle permet l'avancée du corps jusqu'au contact du pied opposé avec le sol.

- *La phase pré-oscillante* (50 à 60% du cycle de marche). Cette phase correspond au deuxième appui bipodal. Son rôle est la propulsion du corps vers l'avant avec le transfert de poids vers la jambe en phase d'appui.

- *La phase de début d'oscillation* (60 à 73% du cycle de marche). Elle correspond au premier tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand le pied passe à côté du pied controlatéral. Le rôle de cette phase et des deux suivantes est de permettre l'avancée du membre oscillant sans qu'il ait de contact avec le sol.

- *La phase de milieu d'oscillation* (73 à 86% du cycle de marche). Elle correspond au deuxième tiers de la phase oscillante. Elle se termine quand le tibia est vertical.

- *La phase de fin d'oscillation* (86 à 100% du cycle de marche). Elle correspond au troisième tiers de la phase oscillante.

Ce cycle de marche découpé en diverses phases sert de référentiel de discussion à toute étude ou examen s'intéressant à la marche humaine. Les graphiques sont en général normalisés par rapport à la durée de ce cycle de marche et les différentes phases sont exprimées en pourcentage de celui-ci.

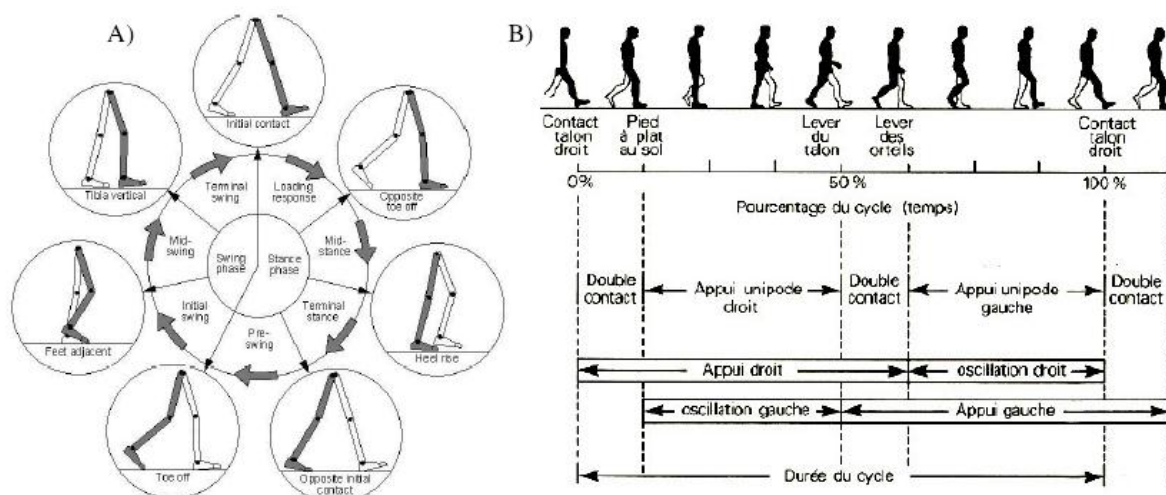


Figure 10 : Deux représentations complémentaires du cycle de marche : A) d'après Whittle (2002) et B) d'après Viel (2000).

D'après Perry (1992) les fonctions locomotrices de la marche sont : la propulsion/progression, l'équilibre, l'absorption des chocs et la conservation d'énergie. La marche est détériorée si une au moins de ces fonctions est déficiente.

Lors de la phase d'appui, à partir du talon, le poids du corps passe le long du bord externe du pied, se dirige vers les cinquième et quatrième métatarsiens pour traverser tout l'avant pied avec écrasement quasi égal de tout l'avant-pied (Cavanagh & Michiyoshi, 1980). La dernière zone de contact se situe au niveau de la pulpe de l'hallux (Bojsen-Moller & Lamoureux, 1979).

Pour que le déroulement du pas se fasse dans des conditions optimales, 4 « roulements » successifs doivent être possibles (Plas et al., 1989) (*Figure 11*) :

- lorsque le talon prend contact avec le sol, il « roule » autour du talon pendant que le pied s'abat pour se trouver à plat ;
- une fois le pied en appui, le segment jambier « roule » sur le dôme de l'astragale, passant de flexion plantaire peu marquée (entre 7° et 10° à 0% du cycle) à flexion dorsale peu marquée (entre 5° et 10° vers 45% du cycle) ;
- lorsque le talon se soulève, l'avant-pied « roule » autour de la région convexe sous la métatarso-phalangienne du I (vers 50% du cycle) ;
- la sole plantaire ayant quitté le sol, un ultime « roulement » se produit sous la pulpe de l'hallux (vers 60% du cycle).

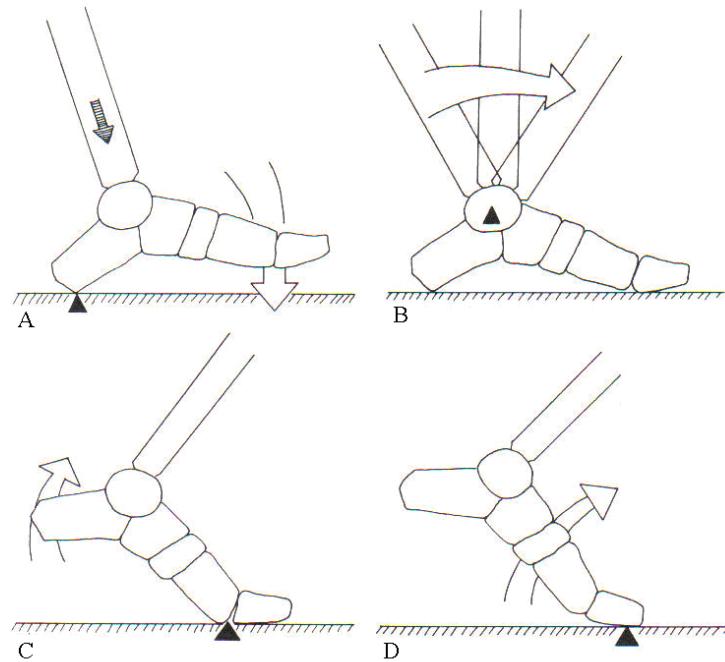


Figure 11 : Les quatre roulements observables lors du déroulement du pas (d'après Plas et al., 1989). (A) Le talon aborde le sol et « roule » jusqu'à ce que la sole plantaire toute entière soit en contact. (B) Le pilon tibial glisse et roule sur le dôme de l'astragale. (C) Lorsque le talon se soulève, le pied roule autour de la métatarso-phalangienne du I. (D) Phase ultime, la pulpe de l'hallux roule sur le sol, c'est le dernier contact.

Les orteils quittent le sol à 60% du cycle de marche. Lors de la phase oscillante, la distance orteils-sol varie entre 0,5 et 1,5 cm, selon les sujets (Winter, 1991). Les angulations des articulations de hanche et genou peuvent être modifiées pour préserver cette distance en cas de déficit musculaire des fléchisseurs dorsaux de cheville.

Du point de vue de l'activité musculaire (*Figure 12*), on note que les muscles jouent trois rôles pendant la marche (Viel, 2000) :

- freinage des segments emportés par l'énergie cinétique ;
- amortissement des chocs et vibrations ;
- accélération des segments.

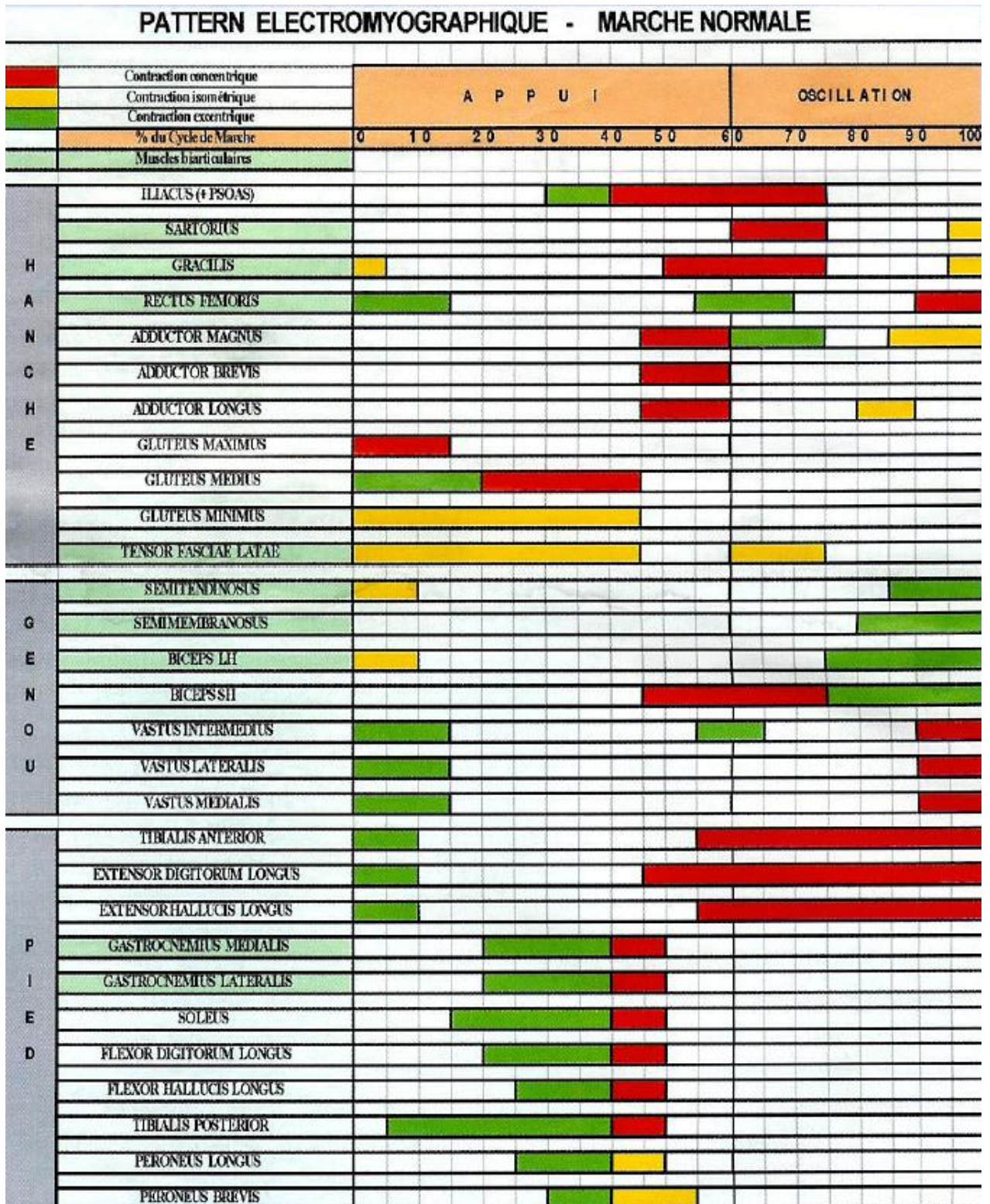


Figure 12 : Patrons d'activité électromyographique pendant la marche normale (d'après Filipetti, 2003).

III.2.2. Caractéristiques locomotrices de sujets ayant un déficit musculaire des releveurs de pied

Atteinte unilatérale (cas d'une atteinte du SPE)

Lehmann et al. (1986) ont caractérisé la marche de sujets sains, volontaires pour se soumettre à une paralysie temporaire du nerf péronier, entraînant une paralysie unilatérale réversible des muscles responsables de la flexion dorsale et de l'éversion de la cheville. Les auteurs ont noté des anomalies, tant en phase d'appui qu'en phase oscillante avec une attaque du pas davantage plantigrade (contact initial pied à plat) que taligrade (contact initial par le talon), instabilité médio-latérale du pied en appui, moindre propulsion en fin d'appui, steppage et inversion du pied avant la pose du pied au sol.

Lors d'une paralysie des muscles fléchisseurs plantaires, les pas sont plus courts par rapport aux sujets sains avec une asymétrie de longueur en fonction du côté lésé (le pas effectué lorsque le côté lésé est en appui étant significativement plus court) (Lehmann et al., 1985a).

Atteinte bilatérale (cas de la maladie de Charcot-Marie-Tooth)

Lors de la marche, le déficit bilatéral des muscles fléchisseurs dorsaux associé, selon les cas, à un déficit des fléchisseurs plantaires de la cheville (Vinci & Perelli, 2002) induit :

- au moment du contact initial du pied avec le sol, une flexion plantaire excessive (Newman et al., 2007) conduisant à une marche plantigrade ;
- en fin de phase d'appui, une diminution de la flexion plantaire (Vinci & Perelli, 2002) limitant la phase de propulsion ;
- en phase oscillante, un pied tombant (Vinci & Perelli, 2002) risquant d'accrocher le sol.

Ces différentes caractéristiques participent à la diminution de la vitesse confortable de marche (15% inférieur à celle observée chez les sujets sains) (Newman et al., 2007).

De façon originale, Don et al., (2007) distinguent les patients au regard de leur déficience fonctionnelle. Alors que ces auteurs ne sont pas parvenus à identifier un schéma de marche clair par rapport aux sujets sains, ils ont noté deux schémas de marche distincts en créant des sous-groupes de patients :

- les patients ayant uniquement un pied tombant (déficit des fléchisseurs dorsaux) présentent un « steppage » à la marche conduisant à une diminution de la vitesse d'oscillation et à une préservation de la consommation énergétique ;
- les patients ayant une association du déficit des muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux présentent une marche « maladroite » caractérisée principalement par une vitesse de marche très faible, une diminution de la longueur des pas, et une réduction importante de la cadence.

III.2.3. Effets d'un traitement fonctionnel par orthèse mécanique sur la marche

Cas de patients avec déficience du nerf sciatique poplité externe

Lors de la marche de sujets sains, le port d'ORP réduit l'excitation musculaire du tibialis anterior (Crabtree & Higginson, 2009). Cependant, le port de ce type d'orthèse ne perturbe pas le processus de restauration de la force chez des patients ayant une parésie récente des muscles fléchisseurs dorsaux (Geboers et al., 2001 ; 2002a). Ainsi, ces patients peuvent utiliser une ORP pour améliorer leur capacité locomotrice sans craindre d'effets négatifs dus à l'immobilisation partielle de l'articulation de la cheville.

Lors de la marche, les ORP semblent se substituer correctement aux fonctions musculaires déficitaires, en accompagnant le mouvement de cheville au moment de l'attaque du pas et en participant à la phase de propulsion (Lehmann et al., 1980).

La vitesse de marche confortable est significativement améliorée lors du port d'ORP (Kim et al., 2004) et le ressenti des patients concernant la fonction locomotrice avec ORP est positif chez les patients avec une parésie d'origine périphérique des fléchisseurs dorsaux (Geboers et al., 2002b).

Quelles que soient les caractéristiques mécaniques des ORP (butée à 5° en flexion plantaire ou dorsale, assistance à la flexion dorsale par un ressort), toutes permettent une attaque du pied au sol taligrade, une augmentation des amplitudes de forces de réaction au sol, une augmentation de la longueur du pas du pied non lésé, et une meilleure stabilité médio-latérale durant la phase d'appui (Lehmann et al., 1986). En revanche les différents réglages évoqués engendrent des effets particuliers qui doivent être adaptés aux besoins eux aussi particuliers des patients (Lehmann et al., 1986).

Chez des patients ayant une paralysie des muscles fléchisseurs plantaires, le port d'ORP modifie les valeurs des paramètres spatio-temporelles, cinématiques et cinétiques en les rapprochant de celles observées chez des sujets sains (Lehmann et al., 1985b).

Cas de patients atteints de la maladie de Charcot-Marie-Tooth

Pour cette population, la prescription de chaussures orthopédiques reste très largement répandue. Cette solution orthopédique semble pouvoir apporter des bénéfices concernant la vitesse de marche et le ressenti du patient (Guzian et al., 2006).

Bien que les ORP puissent être un problème du point de vue de l'esthétique, leur utilisation semble apporter une correction fonctionnelle adaptée au problème du pied tombant (Vinci & Gargiulo, 2008).

La prescription éclairée d'un modèle d'orthèse adapté permet d'améliorer la performance physiologique des patients CMT lors de la marche (Bean et al., 2001).

En plus d'une amélioration de la sensation de confort lors de la marche, Killen et al. (2007) ont mis en évidence des différences concernant les paramètres spatio-temporels et cinématiques entre le port d'ORP et le port de chaussures, et entre les différents modèles d'ORP.

Le fait de pouvoir proposer à chaque patient un éventail de modèles d'ORP à tester permet d'identifier, d'un point de vue du ressenti mais aussi des performances de marche objectivées par l'utilisation d'outils de mesure, le modèle le plus adapté à ses besoins (Vinci et al., 2010).

IV. FONCTIONS DES ORTHESES DE TYPE RELEVEUR DE PIED

Les ORP sont la plupart du temps prescrites pour améliorer les capacités locomotrices des patients. Le but est de se rapprocher du pattern de marche de sujets sains (Lehmann, 1979). Lors du port de l'orthèse, le membre inférieur déforme le dispositif qui doit être capable de résister sans casser ou perdre sa fonction (Mc Hugh, 1999).

Ci-dessous un récapitulatif des fonctions de ce type d'appareillage et de l'impact de ses caractéristiques mécaniques d'un point de vue fonctionnel.

Phases de la marche				
	Phase oscillante	Contact initial	Milieu phase d'appui	
			Fin phase d'appui	
Attitude problématique	Pied tombant	Marche plantigrade ou digitigrade	Instabilité médio-latérale	Propulsion insuffisante
Risques	Accrocher le sol avec les orteils (risque de chute)	S'installer dans un pattern de marche énergétiquement coûteux (Lehmann, 1979) et peu esthétique	Entorse de cheville	Mauvaise performance locomotrice
Fonction des ORP	Relever le pied pour éviter d'accrocher le sol avec les orteils	Permettre un contact initial par le talon	Stabiliser l'articulation de la cheville dans le plan médio-latéral (Lehmann, 1979)	Permettre la mise en flexion dorsale puis aider au mouvement de flexion plantaire
Caractéristiques mécaniques correspondantes	Résistance à la flexion plantaire	Résistance à la flexion plantaire	Résistance aux mouvements d'éversion/inversion	Résistance à la flexion dorsale
Attitude problématique engendrée par un mauvais réglage de l'ORP	<i>Résistance insuffisante</i> Soulèvement du pied insuffisant (cheville en flexion plantaire)	Conservation d'une marche plantigrade ou digitigrade Si le contact initial se fait malgré tout par le talon : Abattement du pied au sol trop rapide	Stabilisation insuffisante (risque d'entorse de cheville)	Aide à la propulsion insuffisante
	<i>Résistance excessive</i> Création d'un moment de force fléchisseur du genou (Figure 13)	Création d'un moment de force fléchisseur du genou (Figure 13)	Mobilité articulaire trop restreinte	Création d'un moment de force extenseur du genou (mise en recurvatum du genou) (Figure 14)

Les deux forces de résistance (flexion plantaire et dorsale) ne nécessitent pas d'avoir les mêmes intensités (Mc Hugh, 1999). En effet, la force nécessaire pour compenser le déficit des fléchisseurs plantaires en fin de phase d'appui (résistance à la flexion dorsale) est plus importante que la force nécessaire pour relever le pied lors de la phase oscillante (résistance à la flexion plantaire).

Prescrire au patient un appareillage offrant une résistance excessive au(x) mouvement(s) de flexion plantaire et/ou dorsale peut engendrer au niveau du genou des moments de force affectant le patron « normal » de marche.

Moment de force fléchisseur du genou :

Une résistance excessive au mouvement de flexion plantaire induit un moment de force fléchisseur du genou qui est déstabilisateur (*Figure 13*) (Lehmann, 1979). Ce moment est proportionnel à la force de résistance (Lehmann, 1979).

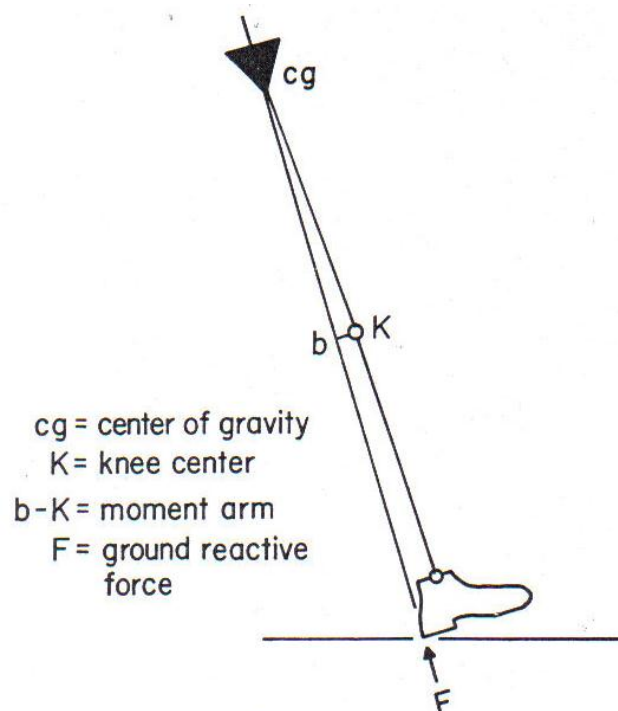


Figure 13 : Représentation du moment de force fléchisseur déstabilisateur du genou lors du contact initial (d'après Lehmann, 1979).

La raideur du système ne doit pas être excessive, au risque de mettre en péril la stabilité du genou lors du contact initial par le talon, mais doit être suffisante pour relever le pied lors de la phase oscillante. Il s'agit donc de trouver le meilleur compromis entre la stabilité du genou en début d'appui et la hauteur d'orteils par rapport au sol en phase oscillante (Lehmann, 1979).

Moment de force extenseur du genou :

Lors de la marche, une limite à la flexion dorsale peut engendrer un moment d'extension du genou en fin de phase d'appui, et ce d'autant plus si la butée se situe en position de flexion plantaire (*Figure 14*) (Lehmann, 1979).

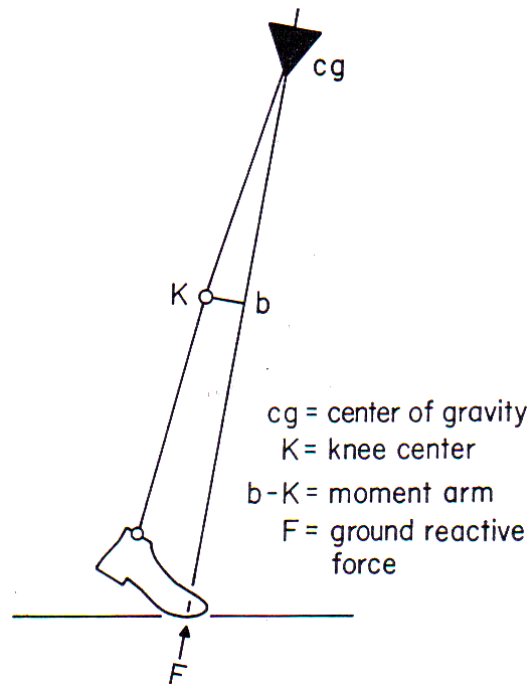


Figure 14 : Représentation du moment de force extenseur du genou lors de la fin de phase d'appui (d'après Lehmann, 1979)

La valeur de la résistance aux différents mouvements est fonction des caractéristiques de la pathologie propres à chaque individu soulignant l'intérêt d'un dispositif médical releveur de pied aux caractéristiques modulables. D'après Yamamoto et al. (1997), les paramètres d'une ORP doivent être modulables après leur fabrication pour s'adapter aux caractéristiques physiques évolutives de chaque patient.

Deux catégories de modèles d'ORP sont disponibles sur le marché :

- *ORP articulée avec butée.* L'orthèse avec limite à la flexion plantaire laisse libre la flexion dorsale de cheville mais empêche la flexion plantaire avec, en général, un angle de cheville maximal de 90°.

- *ORP avec assistance au mouvement.* Cette catégorie d'ORP propose une assistance aux mouvements de flexion plantaire et/ou dorsale de cheville qui peut prendre différentes formes :
 - i) déformation du matériau constituant l'orthèse dans le cas de modèles monoblocs
 - ii) sollicitation d'un système de rappel (allongement d'une bande élastique, écrasement ou étirement d'un ressort/piston, etc.).

Très tôt les ORP de type monobloc en plastique ont été étudiées par Lehmann et al., (1979 ; 1983 ; 1987). Il en ressort que :

- L'abattement du pied au sol est amorti par l'orthèse lors du contact initial et autorise une flexion dorsale de cheville (de l'ordre de 5 à 10°) lors de la phase d'appui alors que le membre controlatéral oscille. Ces deux fonctions requièrent une raideur suffisante (mais non excessive) de l'orthèse. Lors du temps oscillant du (ou des) membre(s) lésé(s), l'orthèse maintient un angle de cheville neutre (90°).
- La stabilité médio-latérale de l'arrière pied ne semble pas suffisante.

Les auteurs concluent que ce modèle d'ORP est utile en cas de pied tombant mais inefficace en cas de pied varus spastique.

Voies de développement de nouveaux modèles d'ORP :

Les nouvelles voies de développement doivent considérer que le port de ce type d'appareillage est susceptible d'induire des effets défavorables, tels que la perte partielle des mouvements fonctionnels du pied et de la cheville, une consommation énergétique importante et une altération de la proprioception (Mollan & James, 1977 ; Lehmann et al., 1987).

La force de résistance aux mouvements est variable en fonction des phases du cycle de marche et doit être adaptée aux besoins particuliers de chaque patient. Ainsi, de nombreuses pistes de recherche sont explorées pour tenter de répondre à ces différentes contraintes. Voici quelques exemples de nouveaux modèles d'ORP :

- Résistance variable développée par l'orthèse en fonction de la phase du cycle de marche (Blaya & Herr, 2004 ; Chin et al., 2009).
- Stimulation électrique musculaire associée au port d'ORP (Kim et al., 2004).
- ORP robotisée avec assistance aux mouvements de flexion dorsale de cheville en fonction de l'activité électromyographique mesurée au niveau de la jambe (Kao & Ferris, 2009).
- ORP produisant un mouvement de flexion plantaire (Gordon et al., 2006).
- ORP avec un système d'amortissement réglable du mouvement de flexion plantaire (Yamamoto et al., 2005 ; Bleyenheuft et al., 2008).

Modèles d'Orthèses étudiés :

L'objectif industriel du travail doctoral est la validation de l'utilisation d'un nouveau modèle d'orthèse « Liberté » (Ormihl-Danet, Villeurbanne) (ORPL) (sans butée, avec assistance modulable à la flexion dorsale de cheville par un système de rappel composé d'une bande élastique liant le pied à la jambe). Cette validation passe par la comparaison du nouveau modèle à un modèle standard de référence (ORP Monobloc en série de type « Houston », ORPM) (Figure 15).

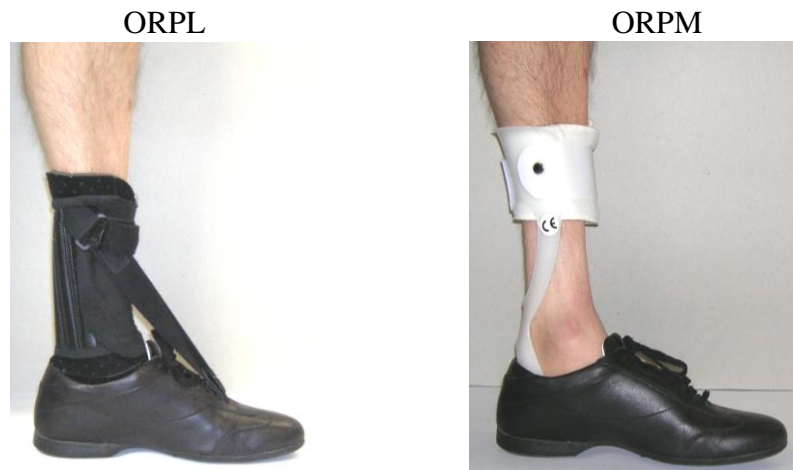


Figure 15 : Illustration d'une ORP Liberté (ORPL) et Monobloc (ORPM).

• **L'Orthèse Releveur de Pied Monobloc (ORPM)**

Deux modèles d'ORPM ont été étudiés (Figure 16) :

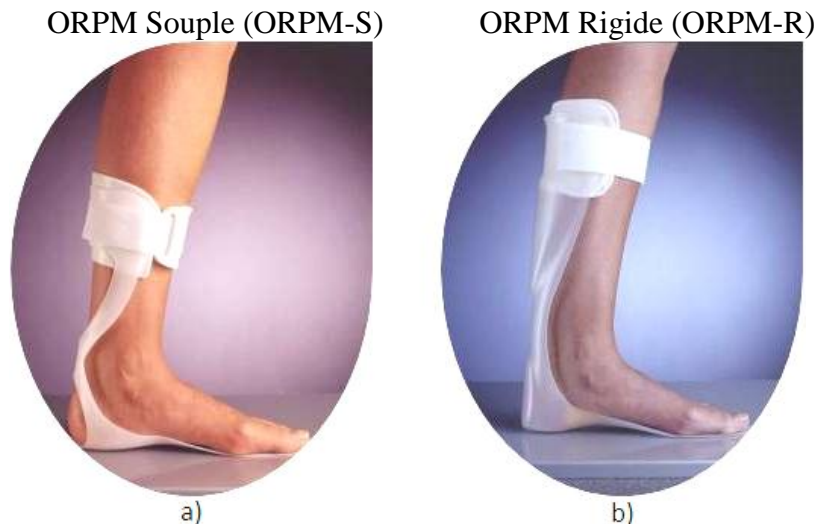


Figure 16 : a) ORPM-S : modèle Ajouré Soft® (Ormihl-Danet, Villeurbanne); b) ORPM-R : modèle Ajouré® (Ormihl-Danet, Villeurbanne).

● **L'Orthèse Releveur de Pied Liberté (ORPL)**

L'ORPL (orthèse Liberté, Ormihl-Danet) propose une modularité de ses caractéristiques mécaniques (variation de la tension de la bande élastique). Cette variation résulte d'une modification du serrage de la bande élastique lors de la mise en place de l'orthèse. L'étude des effets de la modularité des propriétés mécaniques de cette orthèse s'est fait par la standardisation de deux niveaux de tensions différents. Ceux-ci ont été définis grâce à des marqueurs visuels positionnés sur la bande élastique. C'est la variation de cette distance qui a permis de distinguer les conditions ORPL élastique peu tendu (ORPL-) et ORPL élastique tendu (ORPL+). Pour garantir une tension d'élastique constante pour tous les sujets, pour une même condition (ORPL- ou ORPL+), la logique décrite ci-dessous a été respectée :

Distance entre les marqueurs visuels :

- bande élastique non tendue : 2 cm
- bande élastique à tension maximale : 3 cm

La variation maximale de la distance inter-marqueurs de la bande élastique est donc de 1 cm.

Conditions	Distance entre les marqueurs visuels	Pourcentage de variation de longueur d'étirement
ORPL-	2,3 cm	30%
ORPL+	2,7 cm	70%

Cette distance a été mesurée lorsque le sujet qui portait l'orthèse se tenait debout, avec un angle de cheville à 90°.

CHAPITRE 2 :

MATERIELS ET METHODES

I. EVALUATION DE LA MARCHE

I.1. Système expérimental utilisé pour l'évaluation des tests de marche

La reproductibilité du recrutement musculaire à vitesse choisie (Chung & Giuliani, 1997) et la reproductibilité des mouvements des membres (Growney et al., 1997) sont établies. Les imprécisions de déplacement du pied, variations de temps d'appui et désordres dans l'exécution du geste répétitif peuvent être utilisés comme base d'une analyse des perturbations (Viel, 2000).

L'évaluation de la marche, pour notre série d'études, s'est effectuée à l'aide d'un tapis de marche (GAITRite[®], CIR Systems Inc. Clifton, NJ 07012) (*Figure 17*).

Ce tapis est composé de plaques détectrices de pression. Chaque plaque couvre une surface de 61 cm², et contient 2304 capteurs de pression ordonnés en grille (48x48). L'ensemble des plaques détectrices sont connectées pour former la longueur de tapis expérimental souhaité (7,30 m). La fréquence d'acquisition du système de mesure est de 80 Hz. L'enregistrement des données ainsi recueillies s'est effectué sur un ordinateur équipé du logiciel « GAITRite ».

Lorsque le sujet se déplace sur le tapis, la pression exercée par les pieds sur la surface active les capteurs de pression. Ce sont les algorithmes intégrés dans le système qui font de ce tapis un outil d'analyse de la marche. En effet, ces algorithmes isolent les zones de contact et les identifie comme des empreintes de pas.



Figure 17 : Illustration du système d'évaluation de la marche GAITRite.

De nombreuses études ont évalué la validité et la fiabilité des mesures issues du système GAITRite[®]. Ce travail, pour les paramètres spatio-temporels, a été réalisé par Selby-Siverstein & Besser (1999), Mc Donough et al. (2001) et Bilney et al. (2003). Enfin, Menz et al. (2004) et van Uden & Besser (2004) se sont assurés de la reproductibilité des mesures issues de cet outil de mesure.

Cet outil exploite des données moyennées résultant de plusieurs pas et cycles de marche augmentant ainsi la fiabilité des mesures.

I.2. Traitement des données de marche

En plus de fournir la géométrie de la surface exerçant une pression (pied gauche), le tapis enregistre sa place relative par rapport à une autre zone de pression (pied droit) dans les deux dimensions de l'espace (*Figure 18*).

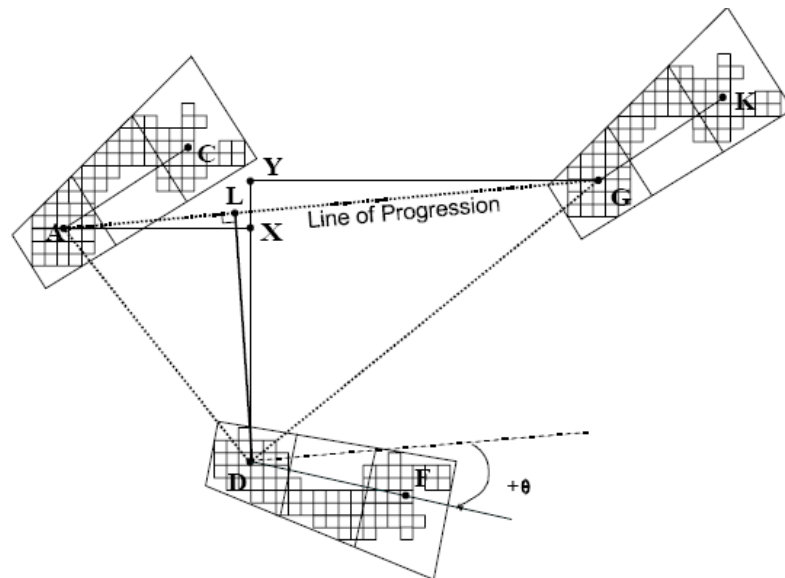


Figure 18 : Illustration des empreintes de pas enregistrées par le système GAITRite[®], avec différents points de repères utilisés pour déterminer les paramètres spatiaux.

Ainsi différents paramètres sont définis (Figure 1):

- Longueur du pas (longueur (AL)) / foulée (longueur (AG))
- Largeur base de support (longueur (DL))
- Angulation du pied par rapport à la ligne de progression (+ θ)

Les paramètres spatio-temporels mesurés via le tapis GAITRite sont :

- Paramètres temporels : Temps de pas (s) ; Temps de foulée (s) ; Temps de phase d'oscillante (s ou % du cycle) ; Temps de phase d'appui (s ou % du cycle) ; Temps de double appui (s ou % du cycle)
- Paramètres spatiaux : Longueur du pas (cm) ; Longueur de foulée (cm) ; Ecartement des talons (cm) ; Angle du talon au sol ($^{\circ}$)
- Paramètres spatio-temporels : Vitesse (cm/s) ; Cadence (nombre pas/min)

Le pas (« *step* ») est compris entre un point de contact avec le sol d'un pied et le point de contact de l'autre pied. Le pas est caractérisé par sa longueur et sa durée. La longueur du pas droit est la distance comprise entre le contact initial du pied gauche et le contact initial du pied droit. En complément, la foulée (« *stride* ») est la distance entre deux événements successifs (contact initial) du même pied. Une foulée comprend deux pas.

La vitesse de marche de confort est celle choisie spontanément par le sujet. Elle correspond à la vitesse pour laquelle la consommation énergétique est minimale (Ralson, 1958 ; Fox et al. 1975).

La cadence correspond à la vitesse de marche en fonction du nombre de pas (i.e. la fréquence à laquelle le sujet marche). Elle est exprimée en pas par minute.

Chez des sujets sains, les fluctuations pas à pas sont relativement faibles et le Coefficient de Variation (CV) de nombreux paramètres (longueur de pas, temps de pas) ne dépasse pas quelques pourcents (Gabell & Nayak, 1984 ; Hausdorff et al., 1997 ; Terrier & Schutz, 2003). Cette faible variabilité témoigne de la précision et de la fiabilité de calibrage des systèmes régulant la marche. De ce fait, la variabilité peut être un indicateur d'une anomalie de marche. Hausdorff et al. (2001) ont montré qu'il est possible de repérer les sujet chuteurs grâce à la mesure systématique du CV du temps de pas. En effet, la variabilité pas à pas est considérée comme étant un marqueur direct du contrôle de la marche et est utilisée comme un indice clinique de la constance dans la locomotion (Hausdorff et al., 1997 ; Hausdorff et al., 2001).

Pour Maki (1997), les chutes sont liées au coefficient de variation du temps de pas. De plus, il n'observe pas de relation entre ce coefficient de variation et la vitesse moyenne de marche. En fait, le degré de variabilité est plus intimement lié au risque de chute que les valeurs moyennes de la vitesse de marche, de la longueur de pas ou même du temps nécessaire à l'exécution d'un pas (Hausdorff et al., 1997 ; Hausdorff et al., 2001 ; Maki, 1997 ; Menz et al., 2004 ; Nakamura et al., 1996). La différence de signification entre valeurs moyennes et variabilité est d'autant plus probante qu'il est possible de démontrer que la variabilité des paramètres est régulée indépendamment des valeurs moyennes (Hausdorff, 2004).

L'utilisation des CV a été utilisée pour évaluer la marche de personnes âgées (Dubost et al., 2006), ou plus généralement pour des marches avec déficiences bilatérales (Hausdorff, 2005). A notre connaissance la marche de patients à déficience unilatérale, caractérisée par une asymétrie des phases de pas, n'a pas encore été étudiée avec cet outil. Nous avons donc utilisé les CV, dont le caractère discriminant n'est plus à démontrer, pour évaluer une marche asymétrique, en adaptant son calcul en commençant par dissocier pour un même paramètre le CV côté non-lésé du CV côté lésé.

$$CV = \frac{ET}{Moy} \times 100$$

où, *CV* est le coefficient de variation, *Moy* la moyenne, et *ET* l'écart-type.

II. EVALUATION DE LA STATION DEBOUT NON PERTURBEE

L'utilisation de l'analyse posturale par plate-forme de force a déjà permis de mettre en évidence les effets du port d'orthèse sur le contrôle de la station debout (Calmels et al., 1991 ; Rougier et al., 2004).

Bien que les données issues d'une double plate-forme de force puissent être utiles pour évaluer le contrôle de l'équilibre debout chez des sujets sains (Mizrahi & Susak, 1989), leur utilisation semble plus pertinente pour des populations présentant des asymétries posturales (Genthon & Rougier, 2005) dues à des pathologies neurologiques (Mizrahi et al., 1989 ; Ring & Mizrahi, 1991), ou orthopédiques (Isakov et al., 1992 ; Isakov & Mizrahi, 1997).

II.1. Système expérimental utilisé pour l'évaluation des tests posturaux

(Genthon, 2006)

Les évaluations de l'équilibre debout se sont basées sur des mesures cinétiques, au moyen d'un système composé de deux plates-formes de force rectangulaires (21 × 32 cm) (*Figure 19*) (PF02, Equi+, France). La double plate-forme utilisée est montée sur 8 capteurs dynamométriques mono-axiaux (étendue de mesure 0-150 N) : 4 capteurs par plate-forme. Les signaux issus des 8 capteurs étaient simultanément amplifiés, convertis d'une forme analogique à une forme digitale par une carte d'acquisition 14 bits, puis enregistrés sur un ordinateur à une fréquence de 64 Hz (sans action de filtrage).



Figure 19 : Double plate-forme de force utilisée : Vue de dessus (gauche), Vue de profil (milieu), Vue de dessous (droite).

Ce système permet l'acquisition indépendante des centres de pression plantaires et par suite d'analyser la contribution spécifique de chacun des appuis dans le contrôle de l'équilibre (Genthon & Rougier, 2003). Pour cela, les sujets étaient installés debout avec un pied dans

chaque empreinte des plates-formes de forces (talons écartés de 9 cm, pied à 30°, bras relâchés le long du corps) (Figure 20).



Figure 20 : Illustration du système d'évaluation du contrôle postural. Le sujet sera debout avec un pied sur chaque plate-forme de force. L'examineur, s'assurant du bon déroulement du protocole et de la saisie informatique.

II.2. Variables mesurées

Les trajectoires des centres de pression de chaque appui ont été calculées sur la base des forces de réaction verticales, enregistrées sous chacun des appuis droit et gauche. Les trajectoires des centres de pression plantaires sont déterminées dans une base temporelle selon deux axes indépendants : médio-latéral (ML) et antéro-postérieur (AP) :

$$\text{ML : } CP_{\text{droit}} = \frac{1}{2} \times L \times \frac{(F_3 + F_4) - (F_1 + F_2)}{\sum_{i \rightarrow 4} F} \quad \text{AP : } CP_{\text{droit}} = \frac{1}{2} \times H \times \frac{(F_1 + F_3) - (F_2 + F_4)}{\sum_{i \rightarrow 4} F}$$

où $F(i \rightarrow 4)$ sont les forces de réaction verticales enregistrées à l'aide des quatre capteurs de force placés sous la plate-forme de force droite, L et H sont respectivement la largeur et la hauteur de la plate-forme de force (distance inter-capteurs) (Figure 21). La même méthodologie a été utilisée pour le calcul des trajectoires du CP sous le pied gauche.

Le calcul des trajectoires du CP_{Res} , selon les deux axes ML et AP, s'est ensuite basé sur les coordonnées des CP droit et gauche et de la répartition de poids corporel sur les appuis (Winter et al. 1996) :

$$CP_{\text{Res}} = CP_d \times \frac{R_d}{R_d + R_g} + CP_g \times \frac{R_g}{R_d + R_g}$$

où R_d et R_g sont les forces verticales appliquées sous les pieds droit et gauche

($\frac{R_d}{R_d + R_g}$ représente donc le pourcentage de poids corporel appliqué sur le pied droit).

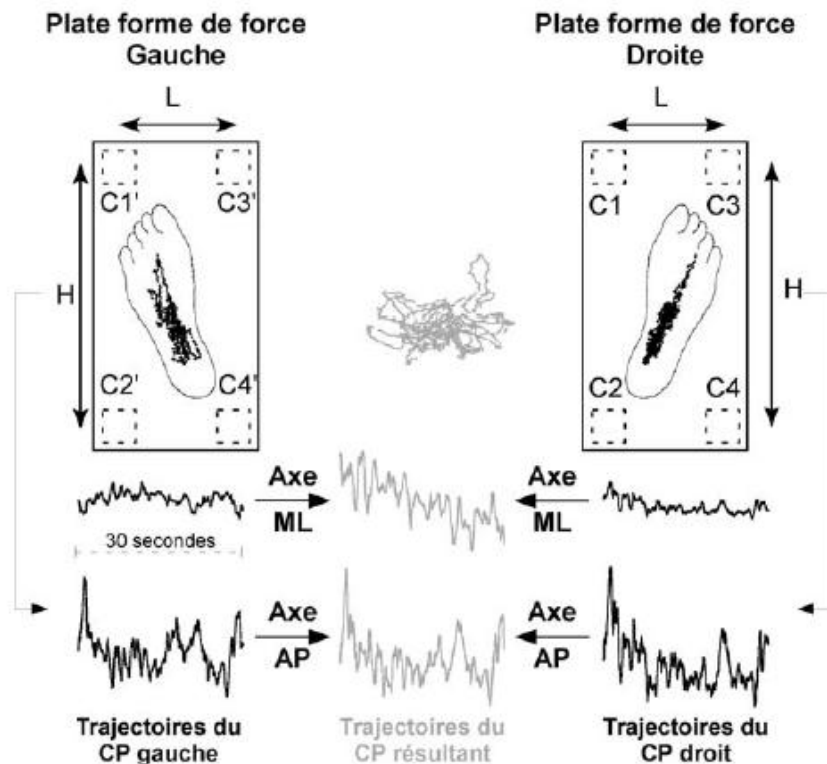


Figure 21 : Méthode de calcul du CP_{Res}. Partie haute : représentation du système double plate-forme de force ainsi que des trajectoires plantaires des CP droit, gauche et résultant d'un sujet sain. Partie basse : Décomposition des mêmes trajectoires selon les axes ML et AP.

II.3. Signification fonctionnelle des variables mesurées

Les CP mesurés sous chacun des appuis ou CP plantaires sont les barycentres des forces verticales appliquées sous les pieds droit et gauche. Ils correspondent aux points d'applications des forces de réactions appliquées sous les pieds droit et gauche. Les mouvements des CP plantaires sont la conséquence directe des actions musculaires mises en jeu par chaque appui pour contrôler l'équilibre (Okada et Fujiwara, 1983, Gatev et al. 1999 ; Kim et al. 2003). Dans le cas d'oscillations de grandes amplitudes, la contraction des muscles de la loge postérieure de la jambe est liée à un transfert du CP vers l'avant de l'appui. A l'inverse, la contraction des muscles de la loge antérieure induit un mouvement arrière du CP sous l'appui (*Figure 22*). L'amplitude du transfert du CP est liée à l'intensité de la force musculaire développée (Kim et al. 2003). Il est intéressant de noter que les contractions des groupes musculaires inverseurs et éverseurs induisent respectivement un transfert latéral et médial du CP sous l'appui, (Kim et al.

2003). Dans le cas d'un équilibre debout non perturbé, et du fait de la position antérieure du corps, la régulation posturale résulte principalement d'un niveau de tension plus ou moins important des muscles de la loge postérieure. Le travail musculaire des muscles de la loge antérieure est relativement faible, mais ne peut pas être négligé.

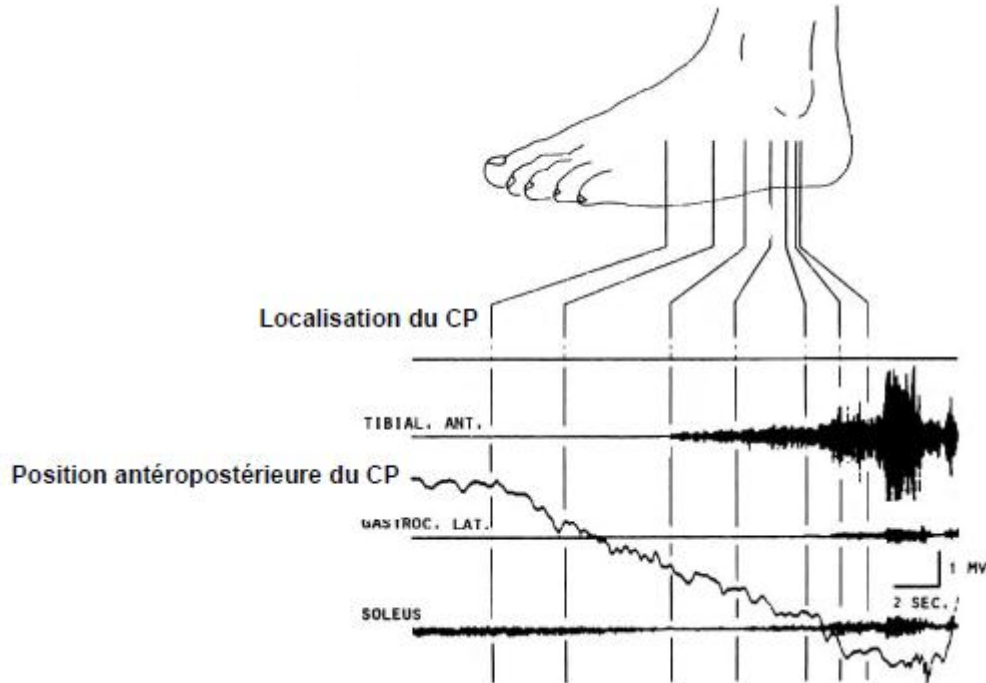


Figure 22 : Effet de la contraction musculaire des principaux muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville sur les trajectoires du CP mesurées sous un appui (d'après Okada et Fujiwara, 1983). Un CP en avant est lié à une forte activation du soleus alors qu'un CP en arrière est lié à une forte activation du tibialis.

L'analyse des trajectoires des CP sous chacun des appuis est pertinente dans la mesure où elle permet de rendre compte des actions musculaires mises en jeu par chacun des appuis dans le contrôle de la posture debout. La station debout non perturbée est fréquemment assimilée à un pendule inversé, oscillant autour de l'axe des chevilles (Winter et al. 1996). Dans ce cadre, les caractéristiques des trajectoires des CP plantaires, principalement organisées selon l'axe de flexion plantaire et dorsale de la cheville (Genthon et Rougier, 2003), pourraient être utilisées afin de décrire spécifiquement la stratégie de cheville mise en place sous chacun des appuis. Les interprétations doivent tout de même rester prudentes, dans la mesure où selon l'axe AP, un mouvement de hanche peut aussi induire un déplacement des CP sous les appuis.

Le CP résultant est le barycentre des CP mesurés sous les appuis droit et gauche. Cette trajectoire est très fréquemment utilisée pour décrire le comportement postural (Raymakers et al. 2005). On peut considérer que la trajectoire du CP_{Res} comme la performance brute du système neuromusculaire mis en jeu pour contrôler l'équilibre.

Le comportement postural de nos sujets a été caractérisé par deux méthodes d'analyse basées sur des outils mathématiques distincts permettant une compréhension spécifique du signal.

La première méthode utilisée consiste à décrire les caractéristiques spatio-temporelles de la trajectoire du CP. Cette « méthode classique » est la plus anciennement utilisée. Les paramètres utilisés sont par exemple : les positions moyennes ou la surface (Tagaki et al. 1985), la variance ou la vitesse moyenne. Ces paramètres décrivent les caractéristiques générales de la trajectoire. Ils sont simples d'utilisation et facilement lisibles. La critique majeure pouvant être faite porte sur la sensibilité de certains de ces paramètres aux conditions de l'expérimentation et notamment au temps d'acquisition. Dans le cadre d'études cliniques, les protocoles sont mis en place en fonction des caractéristiques propres des sujets. Les temps d'acquisition peuvent alors être variables, rendant plus difficile la comparaison de données issues de différentes études. De plus, les paramètres tels que la longueur ou la surface ne permettent pas de distinguer des effets spécifiques à l'axe d'étude.

La seconde méthode se base sur une analyse fréquentielle des trajectoires (Scott & Dzendolet, 1972 ; Soames et al., 1976). L'analyse fréquentielle la plus classique consiste à caractériser les spectres de fréquence obtenus après transformée rapide de Fourier des signaux stabilométriques. Les auteurs se limitent généralement à la caractérisation globale des spectres de fréquence sur des bandes de fréquence particulières au moyen de paramètres tels que la fréquence moyenne ou médiane ou la racine des moindres carrés (Roots Mean Square, RMS). Ces paramètres permettent de définir les caractéristiques spatio-temporelles des signaux posturaux selon différents axes spécifiques. Calculés dans une base fréquentielle, ces paramètres sont sensibles à l'amplitude de la bande de fréquence de calcul. Dans la mesure où les paramètres sont calculés sur une bande de fréquence similaire, les données issues de différentes études peuvent être plus facilement comparées. Certains auteurs se sont attachés à décrire spécifiquement les différents pics de fréquence caractéristiques d'un spectre. Cette méthode a permis par exemple de distinguer trois bandes de fréquence principales dans les spectres du CP_{Res} (Thomas & Whitney, 1959 ; Murray et al. 1975 ; Bouisset & Duchene, 1994). Chaque pic de fréquence aurait une signification particulière. Les basses fréquences seraient liées aux régulations posturales (Thomas & Whitney, 1959; Murray et al. 1975). Les plus hautes fréquences seraient liées aux perturbations internes à la posture (respiration, battements cardiaques, instabilité de la contraction musculaire) (Bouisset & Duchene, 1994).

Les paramètres ont été choisis en fonction de nos moyens techniques, de leur lisibilité et de leur aptitude à répondre aux objectifs des études. Ce travail de thèse répond à deux objectifs

principaux : -i) caractériser le comportement postural de patients nécessitant le port d'ORP de façon uni ou bilatérale, -ii) comparer les effets du port de différents modèles d'orthèses lors du maintien de la station debout.

Les paramètres ont été utilisés afin de caractériser les trajectoires des CP sous chacun des appuis (droit et gauche). Le choix des paramètres a été fait dans l'objectif de caractériser indépendamment l'orientation et la stabilisation posturale (Massion, 1992).

L'orientation posturale (composante statique) a été caractérisée depuis les positions moyennes des différents déplacements (CP résultant, droit et gauche) et de la répartition de poids corporel sur les deux appuis.

La stabilisation posturale (composante dynamique) a été caractérisée au travers de l'analyse fréquentielle des trajectoires (CP résultant, droit et gauche) (Farenc & Rougier, 2000). Cette méthode a été choisie pour sa robustesse et sa capacité à rendre compte des caractéristiques spatio-temporelles des trajectoires.

Paramètres caractéristiques de l'orientation posturale

Les positions moyennes

Le calcul des positions moyennes des différentes trajectoires (CP_{droit} , CP_{gauche} , CP_{Res}) a été effectué dans un repère dont le centre est défini par l'intersection entre la ligne postérieure des talons et la ligne médiane entre les deux appuis (*Figure 23*).

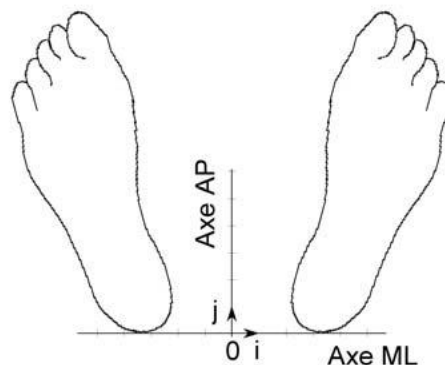


Figure 23 : Représentation du repère d'analyse.

La répartition de poids corporel sur les appuis

Le pourcentage de poids corporel appliqué sur le pied droit a été calculé comme suit :

$$\% Poids_{droit} = \frac{R_{droit}}{R_{droit} + R_{gauche}} \times 100$$

où R_{droit} et R_{gauche} sont les forces de réaction verticales enregistrées respectivement sous les appuis droit et gauche. Le même calcul a été effectué pour l'appui gauche.

Significations fonctionnelles des paramètres

Selon la trajectoire étudiée, la signification fonctionnelle des différentes positions moyennes est différente.

Par définition, les positions moyennes des CP mesurés sous les appuis droit et gauche représentent la localisation moyenne du point d'application des forces sous les pieds droit et gauche. Les positions moyennes des CP plantaires sont utilisées pour définir la localisation principale des pressions sous les pieds des sujets.

La répartition de poids corporel sur les appuis est utilisée afin de caractériser le positionnement des sujets dans le plan frontal.

Paramètres caractéristiques de la stabilisation posturale

La variance (v) est définie mathématiquement par la formule suivante :

$$v = \frac{\sum (x - m)^2}{N}$$

où x désigne les valeurs des positions instantanées du CP, N le nombre de valeurs de position, et m la moyenne de ces valeurs. La variance est une mesure arbitraire servant à caractériser la tendance qu'ont les valeurs à se disperser de part et d'autre d'une valeur centrale. Autrement dit, une variance élevée reflète des mouvements importants du CP autour de sa position moyenne.

Caractérisation spatio-temporelle des trajectoires : l'analyse fréquentielle

Les spectres de fréquence ont été caractérisés au moyen de deux paramètres (Farenc et Rougier, 2000) : la racine des moindres carrés (Root Mean Square, RMS) et la fréquence de la puissance médiane (FPM) (Figure 24) :

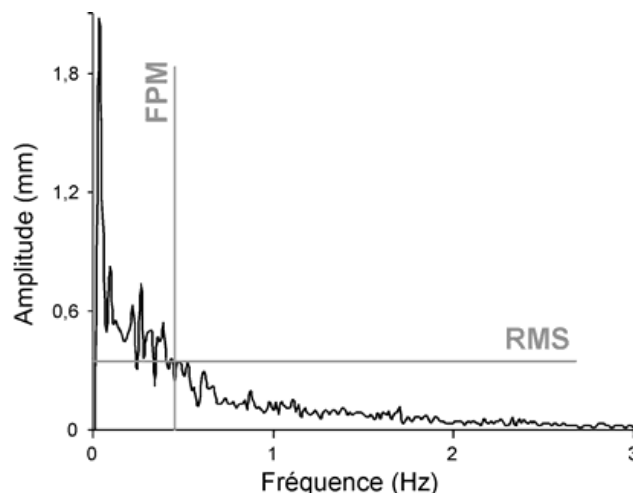


Figure 24 : Exemple de spectre de fréquence de CP sous un appui. Les paramètres RMS et FPM sont notés.

La *RMS*, représentative de l'énergie totale du spectre, permet de quantifier les amplitudes moyennes des oscillations indépendamment de la fréquence. Elle représente les caractéristiques spatiales de la trajectoire et est calculée à partir de la relation suivante :

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=j}^{i=k} A_i^2}{k}}$$

où i représente chaque classe de fréquence, j et k les bornes inférieure et supérieure de la bande de fréquences choisie, A_i l'amplitude de chaque classe.

La *FPM* est la fréquence médiane du spectre. Elle permet d'étudier la distribution fréquentielle des amplitudes et par la suite le temps moyen nécessaire au mouvement analysé pour revenir dans une position identique.

$$FPM = \frac{\sum_{i=j}^{i=k} (S_i \times A_i)}{\sum_{i=j}^{i=k} A_i}$$

où S_i est la fréquence centrale de chaque classe.

Afin de s'affranchir du problème lié à l'orientation des pieds, les *RMS* et *FPM* des CP plantaires ont été calculées sur la base des spectres planaires résultant. A l'opposé, ces mêmes paramètres ont été calculés selon les axes *ML* et *AP* pour les trajectoires du CP résultant du fait de la mise en jeu de groupes musculaires différents dans leurs contrôles respectifs.

Significations fonctionnelles des paramètres

Les paramètres fréquentiels ont été utilisés afin de décrire les caractéristiques des spectres de fréquence des différentes trajectoires acquises à l'aide d'une double plate-forme de force (CP résultant, droit et gauche). Ils permettent de caractériser tout autant les caractéristiques spatiales (RMS) que les caractéristiques temporelles (FPM) des différentes trajectoires mesurées. En fonction de la trajectoire étudiée, les paramètres fréquentiels n'ont pas la même signification.

Sous les appuis (CP droit et gauche), les paramètres fréquentiels ont été calculés sur une bande de fréquence de 0 à 3Hz. La RMS, calculée dans le plan, permet d'analyser l'amplitude moyenne des trajectoires des CP droit et gauche. La FPM, calculée dans le plan, représente la fréquence médiane des déplacements des CP droit et gauche. Ces paramètres sont représentatifs de l'organisation des forces de réaction mises en jeu sous les deux pieds. Ils sont liés à l'amplitude et à l'organisation des contractions musculaires mises en jeu sous les appuis.

La RMS et la FPM du CP_{Res} ont été calculés en fonction de l'axe considéré (ML ou AP).

III. EVALUATION SUBJECTIVE

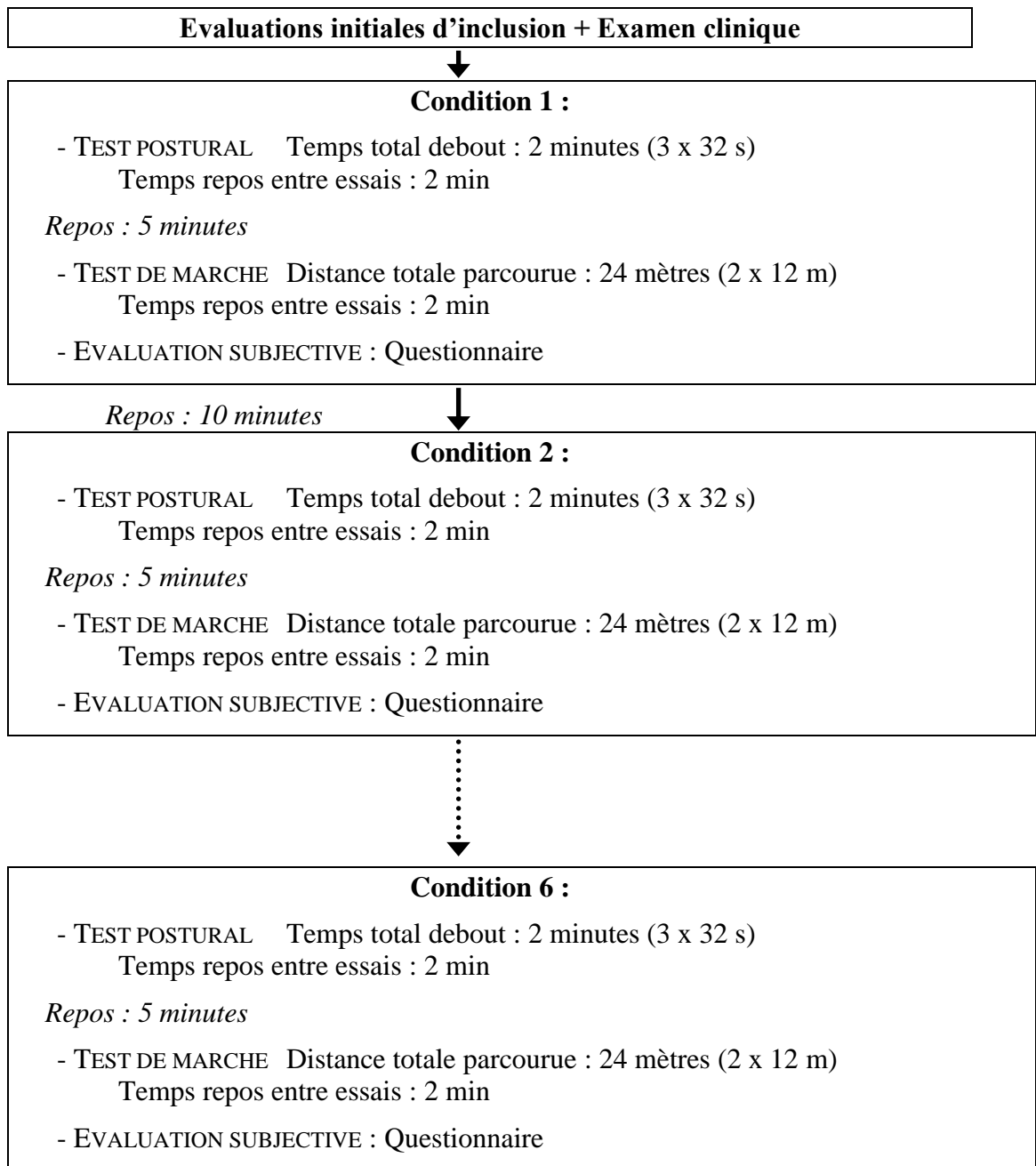
Après chaque condition expérimentale, les sujets ont été soumis à un questionnaire d'évaluation subjective (*Annexe 1*) visant à évaluer la facilité ou difficulté de mise en place de l'orthèse ; le confort ; la sécurité ; l'efficacité lors des deux tâches motrices ; et l'esthétique des appareillages.

Le questionnaire a été établi au regard de celui utilisé par de Wit et al. (2004) où les patients ont dû donner leur impression sur leur confiance et la difficulté perçue à réaliser la tâche, en utilisant une échelle à 5 points. Même si la validité et la fiabilité de ces échelles n'a pas été établie, le résultat à ce questionnaire est un point important à l'étude de de Wit et al. (2004). En effet, la plupart des patients se sont senti plus confiants et ont éprouvé moins de difficulté lors de la réalisation de la tâche (marche sur 10 m) avec orthèse.

L'intérêt d'un tel questionnaire est d'autant plus justifié que les ORP sont portées par de nombreux patients qui peuvent marcher sans elles mais qui ont une marche peu sûre (Lehmann, 1979).

Ci-dessous une représentation de l'installation des différents des outils de mesure avec le tapis de marche GAITRite® (à gauche), la double plate-forme de force (au milieu), le système informatique pour l'acquisition et l'enregistrement des données (à droite), et l'espace appareillage (en haut).





A noter :

L'ordre des conditions a été randomisé pour l'ensemble des sujets inclus en tenant également compte des groupes en fonction de la pathologie (SPE ; CMT).

L'ordre de passage « Test postural, Test de marche » était lui aussi aléatoire.

IV. ANALYSE PREDICTIVE

Les principales méthodes mathématiques utilisées pour prédire une valeur à partir d'une autre sont l'analyse de régression et l'analyse prédictive. L'analyse de régression permet d'établir une prédiction, reposant sur l'étude de la corrélation entre variables, dans un intervalle de confiance plus ou moins grand. Cette analyse ne permet cependant pas d'établir un test de diagnostic reposant sur un seuil comme aide à la décision. Pour ce faire, l'analyse prédictive permet de formuler les probabilités d'obtenir un résultat en fonction de la valeur d'une variable par rapport à un seuil donné. Il s'agit donc de définir un test de diagnostic dont les caractéristiques sont de deux ordres :

- celles de la validité intrinsèque du test (définie par la sensibilité et la spécificité),
- celles de la validité prédictive (définie par la valeur prédictive positive et la valeur prédictive négative).

Ces caractéristiques sont établies à partir d'un tableau de contingence d'un échantillon de sujets classés en fonction de leur état de santé selon une méthode de référence (Malade / Non malade) et le test étudié (Test positif / Test négatif).

		Méthode de référence	
		Malade	Non malade
Test étudié	Test positif	VP	FP
	Test négatif	FN	VN

où, VP est de nombre d'individus malades avec un test positif (Vrais Positifs),
 FP est de nombre d'individus non malades avec un test positif (Faux Positifs),
 FN est de nombre d'individus malades avec un test négatif (Faux Négatifs),
 VN est de nombre d'individus non malades avec un test négatif (Vrais Négatifs).

IV.1. Validité intrinsèque :

La validité intrinsèque du test est définie par le couple {sensibilité – spécificité}, où :

- La **sensibilité** est la probabilité que le test soit positif lorsque la maladie est présente :

$$VP/(VP + FN)$$

- La **spécificité** est la probabilité que le test soit négatif lorsque la maladie n'est pas présente : $VN/(VN + FP)$

La validité intrinsèque peut être évaluée par l'indice de Youden (Youden, 1950) qui est un test d'efficacité (Sensibilité+Spécificité-1) allant de 0 à 1, avec 1 lorsque le test est parfait (Landais et al., 1994).

Comme le soulignent Delacour et al., (2005), quand un test conduit à des résultats quantitatifs continus, il est nécessaire de définir une valeur seuil permettant de définir chez chaque sujet si le test est positif ou négatif. Le choix de cette valeur seuil influence la sensibilité et la spécificité du test et donc ses valeurs prédictives. Pour notre travail, le seuil choisi était celui pour lequel l'indice de Youden était maximal (*Figure 25*).

IV.2. Validité prédictive :

La valeur prédictive est quant à elle définie par le couple {valeur prédictive positive - valeur prédictive négative}, où :

- La **valeur prédictive positive** est la probabilité que la maladie soit présente lorsque le test est positif : $VP/(VP + FP)$
- La **valeur prédictive négative** est la probabilité que la maladie ne soit pas présente lorsque le test est négatif : $VN/(VN + FN)$

En situation clinique, c'est cette validité (qui dépend de la prévalence de la maladie) qui est la plus importante car c'est à partir de celle-ci que le médecin doit évaluer si la maladie est présente ou pas.

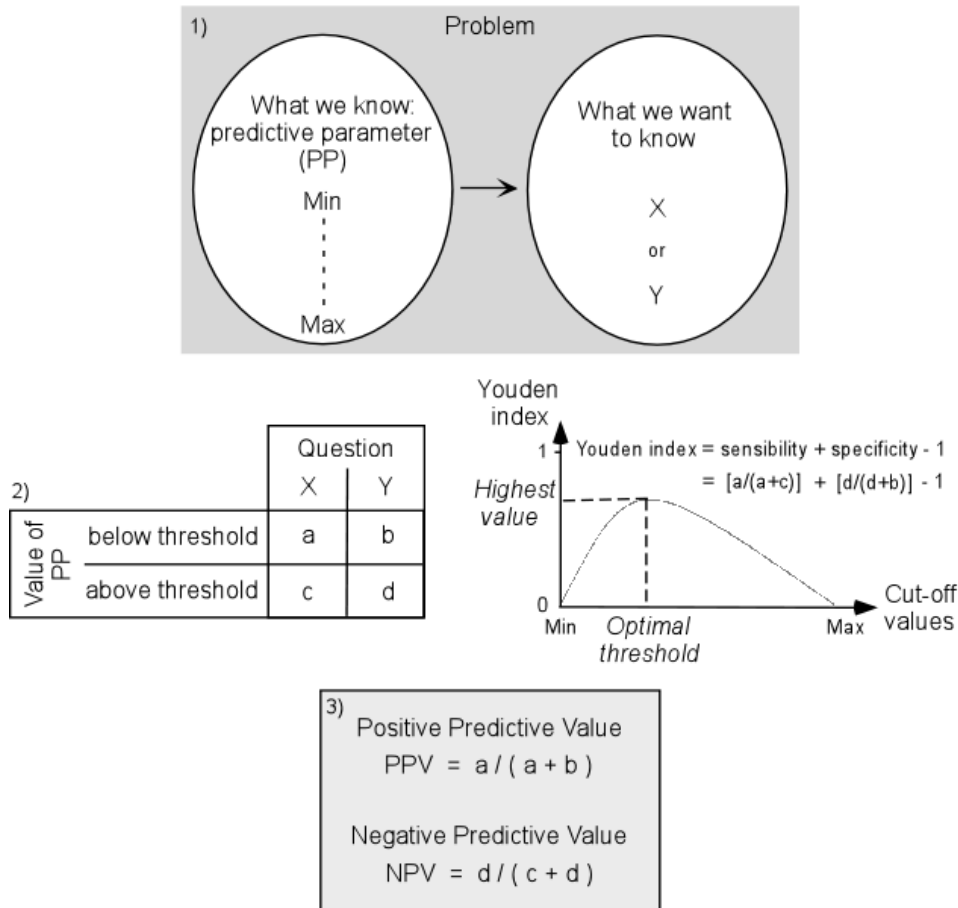


Figure 25 : Schématisation de la méthodologie employée pour définir la valeur seuil et par suite la validité prédictive. Par correspondance, la « Question » est de savoir si la maladie est présente ou pas, et la « Value of PP » est le résultat du test, et « below threshold » ou « above threshold » sont respectivement les tests positifs (en-deçà du seuil) ou négatifs (au-delà du seuil).

Cet outil statistique a été utilisé, notamment dans le domaine de la rééducation chez une population hémiparétique (Salbach et al., 2001 ; Rabadi & Blau, 2005 ; Mehrholz et al., 2007 ; Kollen et al., 2006 ; Masiero et al., 2007), mais pas à notre connaissance dans le domaine de l'appareillage pour aider au choix du modèle d'orthèse à prescrire.

Pour notre travail, nous avons adapté cet outil pour pouvoir, à terme, anticiper les effets du port de différents modèles d'orthèse (ORPM vs. ORPL) chez des patients aux caractéristiques cliniques différentes. Aussi, l'objectif a été d'identifier, au regard des caractéristiques cliniques des patients (« predictive parameter ») le modèle d'orthèse (« X ou Y ») qui permettait d'améliorer autant que possible le contrôle de la station debout et/ou de la marche (Figure 25).

CHAPITRE 3 :

CARACTERISATION MECANIQUE DES ORTHESES ETUDIEES

La connaissance des caractéristiques mécaniques des dispositifs aide au choix du modèle d'ORP à prescrire (Lehmann, 1979).

Pour ce travail doctoral, nous avons souhaité suivre la méthodologie développée par Yamamoto et al., (1993), pour situer les dispositifs étudiés par rapport aux autres modèles déjà étudiés dans la littérature scientifique, et ainsi apprécier objectivement leurs particularités.

Modèles d'orthèses étudiés :

L'ORP monobloc de type « Houston » (ORPM) en série est le modèle standard de référence le plus largement répandu et prescrit. En plus d'être rapidement adaptable au(x) pied(s) du patient, ce type d'appareillage existe en différentes raideurs afin de s'adapter au mieux aux besoins des patients (Sumiya et al., 1996b). Nous avons donc étudié une ORPM Souple (ORPM-S) et une ORPM Rigide (ORPM-R) (*Figure 16, Page 47*).

L'autre modèle d'orthèse propose une assistance au mouvement de flexion dorsale de cheville par un système de rappel composé d'une bande élastique liant le pied à la jambe (*Figure 15, Page 47*) (ORPL). Cette assistance étant modulable, nous avons étudié l'orthèse avec tensions différentes de la bande élastique (tension faible : ORPL- ; tension forte : ORPL+).

Matériel et Méthode :

Il s'agissait de définir les caractéristiques mécaniques en quantifiant la force de résistance développée par les releveurs lorsqu'ils sont positionnés à différentes angulations (Nagaya, 1997).

Les moments de force développés par les orthèses lors des mouvements de flexion plantaire et dorsale ont été mesurés à l'aide d'un banc d'essai construit pour l'occasion (*Figures 26-28*).

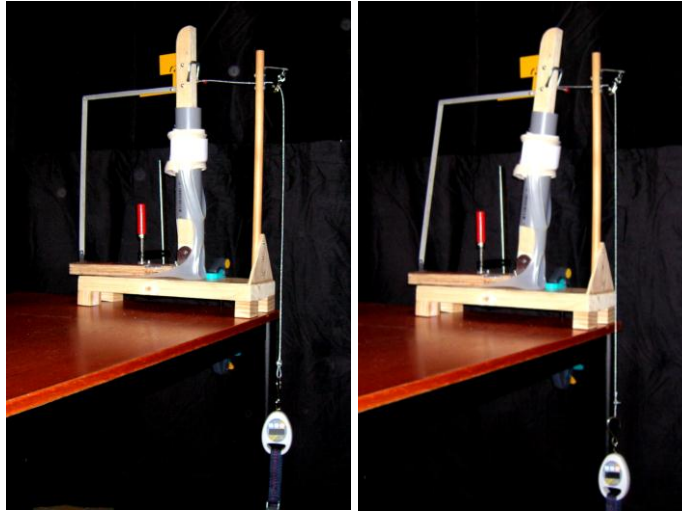


Figure 26 : Mise en flexion plantaire de l'ORPM permettant de mesurer le moment de force de flexion dorsale développé par l'orthèse (résistance à la flexion plantaire).

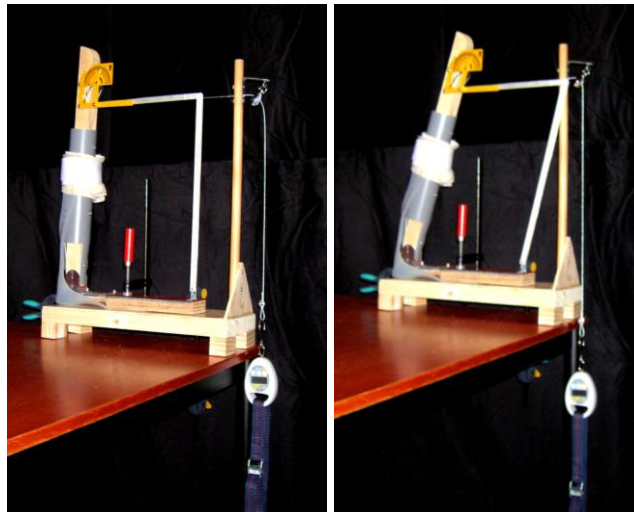


Figure 27 : Mise en flexion dorsale de l'ORPM permettant de mesurer le moment de force de flexion plantaire développé par l'orthèse (résistance à la flexion dorsale).

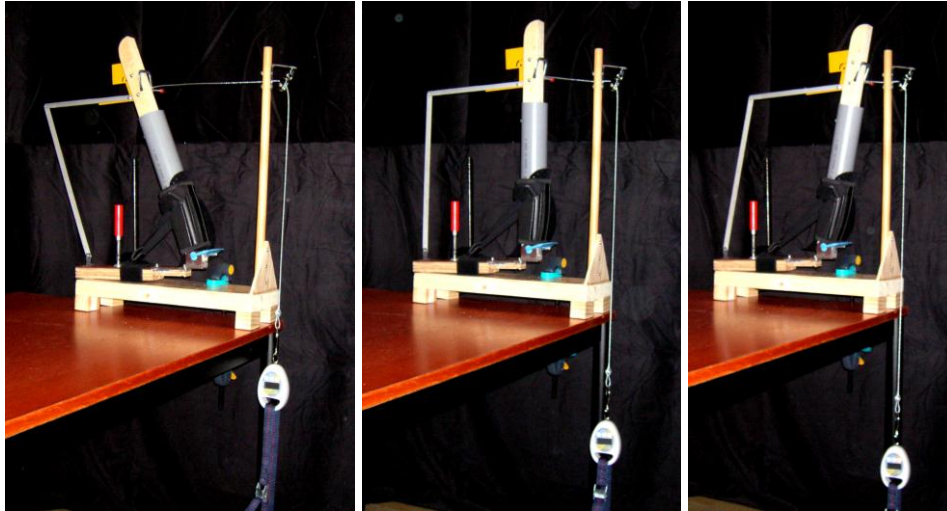


Figure 28 : Mesure du moment de force de flexion dorsale développé par l'orthèse sur l'ensemble de la plage angulaire considérée (résistance à la flexion plantaire).

La procédure consistait à positionner l'orthèse à différentes angulations (de 20° de flexion plantaire à 15° de flexion dorsale) en relevant les forces nécessaires correspondantes. La plage angulaire était celle précédemment étudiée par Yamamoto et al., (1993). Les moments de force développés par l'orthèse en fonction de la déformation ont été calculés de la façon suivante :

$$M = d \times F \times \sin(\theta)$$

où, M est le moment de force (N.m), d le bras de levier (m), F la force développée par l'orthèse (N), et θ l'angle de la déformation (°).

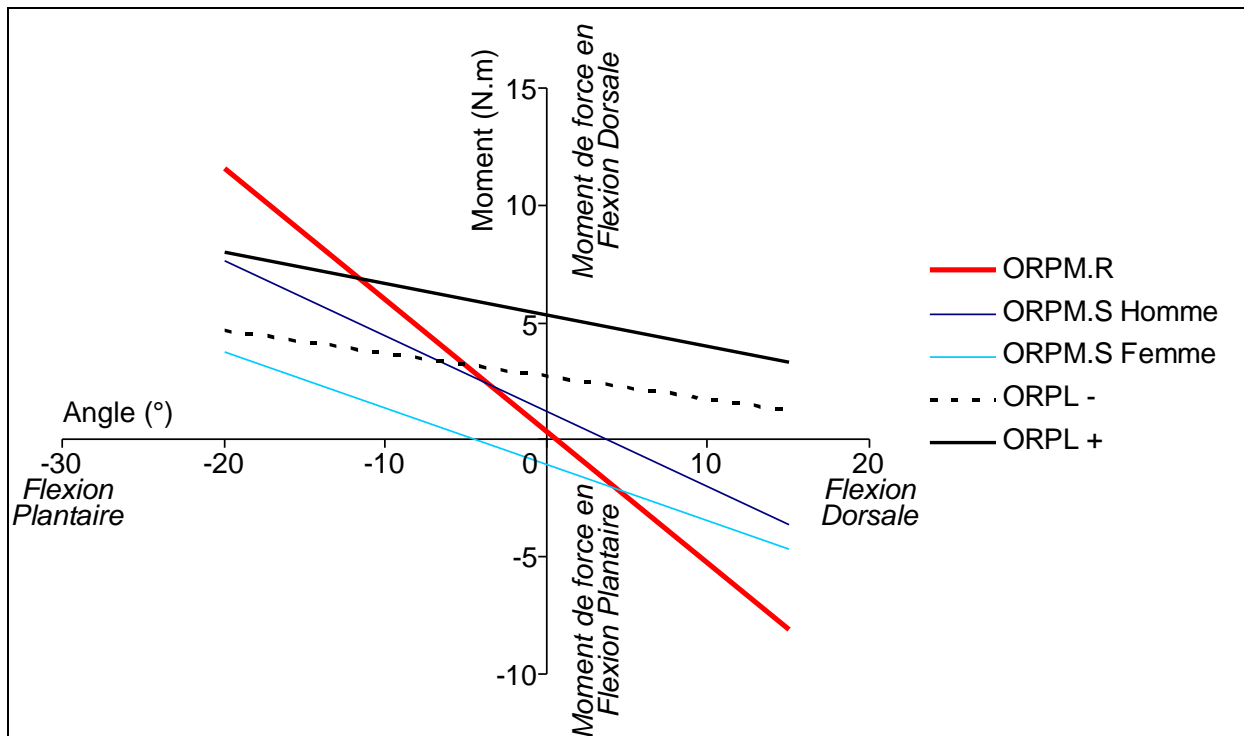
Résultats :

Figure 29 : Caractéristiques mécaniques des releveurs étudiés.

Releveurs de type Monobloc

Pour ce type de releveur, il existe des positions neutres (de repos) où l'orthèse ne développe aucune force. Ces positions neutres, différentes en fonction des modèles, correspondent aux intersections des droites avec l'axe des abscisses. Ainsi, la position neutre du releveur Rigide est obtenue à une angulation (pied-jambe) de 90° (0° sur le graphique), de 5° en flexion dorsale pour le releveur Souple Homme, et de 5° en flexion plantaire pour le releveur Souple Femme (*Figure 29*).

Lorsque les orthèses sont positionnées dans des angulations différentes de leur position neutre (de repos), celles-ci développent un moment de force de sens opposé à celui de la contrainte. Aussi, en position de flexion plantaire, les releveurs développent un moment de force en flexion dorsale (*Figure 29*). Inversement, en position de flexion dorsale, les releveurs développent un moment de force en flexion plantaire (*Figure 29*). Enfin, on note que plus on s'éloigne de la position neutre, plus les moments de force développés augmentent, et ce dans des rapports différents en fonction de la raideur des modèles (pentes des droites différentes entre les modèles Rigide et Souple) (*Figure 29*).

Releveur avec une bande élastique comme système de rappel (Liberté)

Les courbes correspondant à l'ORPL ne coupent jamais l'axe des abscisses, ce qui illustre le fait que ce modèle de releveur, dans la plage angulaire considérée, développe constamment un moment de force (*Figure 29*).

De façon originale, on note que l'ORPL développe uniquement un moment de force en flexion dorsale.

Enfin, on note que plus la tension de la bande élastique est forte, plus le moment de force développé par l'orthèse est important (*Figure 29*).

Discussion - Conclusion

De nombreux systèmes expérimentaux ont déjà été développés pour évaluer les caractéristiques mécaniques d'orthèses de type releveur de pied dans les plans sagittal et/ou frontal correspondant aux mouvements effectués lors de la marche (Yamamoto et al., 1993 ; Sumiya et al., 1996a ; Nagaya, 1997 ; Cappa et al., 2003 ; Cappa & Patanè, 2005).

D'une part, le système expérimental de Sumiya et al. (1996b) a permis de mettre en évidence que la raideur des orthèses en plastique dépend de la quantité de matière autour de la cheville. Plus précisément, la diminution de la résistance des ORP aux mouvements est proportionnelle à la réduction de la largeur de la partie arrière de l'orthèse. Plus généralement, il est possible de prédire (par analyse de régression multiple) la flexibilité des orthèses en flexion plantaire et dorsale au regard des caractéristiques structurales d'ORPM. Ainsi, la largeur maximale de l'orthèse au niveau de la cheville permet de prédire la résistance aux mouvements de flexion plantaire et dorsale ; l'épaisseur du plastique, la flexibilité en flexion dorsale ; et la plus petite largeur de la tige, la flexibilité en flexion plantaire (Nagaya, 1997).

D'autre part, l'interaction entre l'orthèse et le membre du patient au cours de la marche a permis de mettre en évidence l'importance de l'alignement du centre articulaire de la cheville avec celui de l'orthèse. En effet, la différence d'alignement est proportionnelle aux mouvements de cisaillement entre l'embrasse jambière et la jambe du patient (Fatone & Hansen, 2007).

Au cours de l'utilisation d'ORPM, la déformation du matériau constituant l'orthèse peut entraîner à terme une modification des caractéristiques mécaniques, voire une rupture de l'appareillage. Aussi, une analyse 3 dimensions en éléments finis a permis de situer les contraintes maximales au niveau du talon et du bas de la tige de l'orthèse (au niveau du tendon d'Achille) (Chu et al., 1995). Plus précisément, le pic de contrainte en tension intervient au niveau du bas de la tige de l'orthèse lors de la fin de la phase d'appui, alors que le pic de

contrainte en compression intervient au niveau du talon lors du contact initial (Chu et al., 1995 ; Chu & Reddy, 1995). Ces renseignements sont en adéquation avec ce qui est observé lorsque les orthèses cassent. En pratique, ce type de résultat permet d'identifier la ou les zones à risque de rupture et de proposer de renforcer ces zones pour que les ORP résistent dans la durée (Lai et al., 2010).

La présentation de nos résultats sur ce type de graphique initialement proposé par Yamamoto et al. (1993) permet l'analyse rapide de différents paramètres mécaniques :

- La valeur de l'intersection du tracé avec l'axe des abscisses correspond à l'angle de la position neutre du releveur.
- La pente des courbes correspond à la raideur du dispositif. Plus la pente est importante, plus l'orthèse peut être considérée comme rigide car elle développe plus de force pour une même déformation.
- La position du tracé sur le graphique (en-dessous ou au-dessus de l'axe des abscisses) permet d'identifier le sens du moment de force développé par l'orthèse en fonction de l'angulation.

Alors que l'ORPM résiste aux mouvements de flexion plantaire et dorsale, l'ORPL résiste seulement au mouvement de flexion plantaire en développant un moment de force en flexion dorsale sur toute la plage angulaire considérée. Aussi, les actions motrices où les positions en flexion dorsale sont particulièrement exploitées (descente d'escaliers, mise en position accroupie, fin de la phase d'appui, etc.) devraient être facilitées par le port de ce type de releveur.

Cette étude de la caractérisation mécanique du modèle d'orthèse « Liberté » permet de situer l'orthèse par rapport aux modèles déjà existants. De plus, la connaissance des caractéristiques mécaniques des ORP est nécessaire pour conduire à une prescription objectivement fondée et espérer obtenir des bénéfices fonctionnels optimaux pour les patients (Bregman et al., 2009). Ainsi, à la lumière des résultats obtenus par Sumiya et al. (1996b) les orthèses que nous avons testées ne semblent pas adaptées à une population hémiparétique avec une spasticité sévère. En effet ces auteurs préconisent une résistance maximale à la flexion plantaire de 28 N.m pour assister la flexion dorsale chez ce type de patients (Sumiya et al., 1996b).

CHAPITRE 4 :

EFFETS DU PORT D'ORTHESES DE TYPE RELEVEUR DE PIED

I. CAS DE SUJETS SAINS LORS DE LA STATION DEBOUT NON PERTURBEE

(Guillebastre & Rougier, 2007 ; Guillebastre et al., 2007) (*Annexe 2-3*).

I.1. Introduction

La déficience des muscles releveurs de pied, entraînant un pied ballant, est un symptôme fréquent consécutif à des atteintes de type neurologiques et/ou neuromusculaires. Ce symptôme induit une instabilité posturale avec comme conséquence des chutes, limitant le degré d'indépendance des patients. D'un point de vue biomécanique, cette moindre capacité d'équilibration se manifeste par des asymétries tant au niveau de la répartition du poids de corps sur les deux appuis que des actions de réactions exercées sous les pieds. Ceci se retrouve par exemple après un accident vasculaire cérébral, première cause d'invalidité, le plus souvent sous la forme d'hémiplégie.

Par rapport à des sujets sains, l'équilibre quasi-statique des sujets hémiplégiques se caractérise par quatre points principaux : -i) une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis au bénéfice de la jambe non parétique, -ii) une asymétrie de la localisation des pressions sous les deux pieds (Dickstein et al., 1984) : antérieures et vers l'extérieur sous l'appui parétique ; postérieures sous l'appui non parétique, -iii) une asymétrie de l'amplitude des trajectoires des CP mesurés sous les deux pieds : les mouvements du CP de la jambe parétique ont une amplitude réduite de moitié et peuvent être désynchronisés par rapport à ceux de la jambe « saine » (Genthon et al., 2003), -iv) une limite de stabilité réduite (Pérennou et al., 1996).

Le port unilatéral d'ORP constitue, aujourd'hui, l'aide mécanique la plus couramment prescrite pour corriger le symptôme de pied tombant. En plus d'éviter le steppage au cours de la marche, qui représente un risque de chute (Lehmann et al., 1987), l'ORP améliore les capacités d'équilibration des patients en position orthostatique (Wang et al., 2005). Plus précisément, les quelques études s'intéressant en partie à la station debout non perturbée avec ORP ont mis en évidence une répartition du poids de corps sur les deux appuis plus équilibrée (Chen et al., 1999 ; Wang et al., 2005).

Du fait de la nature asymétrique de cette pathologie, il semble important de dissocier dans une tâche de maintien d'équilibre non perturbé le travail de l'appui déchargé (ou

parétique) de celui de l'appui chargé, par l'analyse des positions et des mouvements des centres des pressions de chaque appui (CP_{Cha} et $CP_{Déc}$) pour mieux comprendre la signification des mouvements du CP résultant (CP_{Res}) (Genthon et al., 2003).

Dans la mesure où l'évaluation de patients ayant un déficit musculaire des fléchisseurs dorsaux de cheville peut s'avérer lourde, il peut être judicieux d'évaluer, dans un premier temps, les caractéristiques fonctionnelles de ce type d'orthèse sur le comportement postural de sujets sains. L'utilisation de sujets en bonne santé pour réaliser cette tâche posturale permet de minimiser la variabilité comportementale et d'accroître sensiblement le nombre de conditions expérimentales pouvant être effectuées. Pour ces raisons, et même si les produits ne leur sont pas destinés, il est intéressant de recourir à ce type de population pour tester du matériel relevant du domaine de la santé.

Parce que le port d'orthèse affecte les mouvements du pied, les stratégies d'équilibration de sujets debout devraient être modifiées. Des données quantifiées issues de plates-formes de forces doivent donc permettre d'objectiver les effets comportementaux induits par différents modèles d'ORP (pouvant eux-mêmes proposer différentes caractéristiques mécaniques) lors du maintien de la station debout non perturbée. Du fait de l'effet certainement unilatéral de l'orthèse, il semble important de dissocier le travail mis en œuvre par les deux appuis. Pour cela, l'utilisation d'une double plate-forme de forces semblait nécessaire (Genthon & Rougier, 2003).

I.1.1. Etude 1 :

Les modèles d'ORPM qui ont été utilisés sont des modèles standards de référence qui existent en différentes raideurs.

Dans le souci d'avoir une condition la plus proche possible de celle d'utilisation normale par les patients hémiparétiques, il nous est apparu important de faire adopter aux sujets sains une distribution de poids asymétrique proche de celle observée classiquement en moyenne (67%) chez les patients hémiparétiques (Shumway-Cook et al., 1988).

I.1.2. Etude 2 :

On sait peu de chose sur les effets d'ORP avec un système de rappel d'assistance au mouvement (modèle Liberté, ORPL). Cette assistance mécanique aux caractéristiques

spécifiques permet une libération articulaire de la cheville dans le plan sagittal. Ainsi, les mouvements de flexion plantaire et de flexion dorsale (subséquente à une position du pied en flexion plantaire) sont respectivement permis et assistés par une bande élastique liant le pied à la jambe (*Figure 15, Page 47*). Cette ORPL propose une modularité qui fait défaut aux autres modèles d'ORPM. Cette possibilité de réglage concerne la tension de rappel permettant de maintenir le pied en position anatomique.

Dans le souci de recréer des conditions les plus proches possible de celles d'utilisation normale par les patients hémiparétiques, il nous est apparu important d'imposer un certain nombre de contraintes aux sujets sains. Ils ont donc dû reproduire l'asymétrie de répartition de poids sur les deux appuis (Shumway-Cook et al., 1988), et la différence existant entre les valeurs de positions moyennes des CP plantaires selon l'axe antéro-postérieur observées classiquement chez les patients hémiparétiques (Dickstein et al., 1984 ; Geurts et al., 2005).

L'objectif principal de ces deux travaux a été de caractériser les effets (*Etude 1*) du port d'ORPM standard et ceux (*Etude 2*) d'une ORPL avec assistance au mouvement de flexion dorsale de cheville aux caractéristiques mécaniques modulables, sur le contrôle de l'équilibre debout.

I.2. Matériel et méthodes

Les sujets participant à ces expérimentations étaient volontaires, sans déficit neurologique ni antécédent traumatique récent. La consigne qui leur était donnée était de rester debout sur une double plate-forme de force, sans chaussures (*cf. Chapitre 2 - Evaluation de la station debout non perturbée, Page 54*), le plus stable possible, c'est-à-dire de minimiser autant que possible leurs mouvements corporels.

Grâce à un logiciel spécifique (Equi+, prog02), les déplacements des CP plantaires, chargé (CP_{Cha}), déchargé (CP_{Déc}) et résultant (CP_{Res}), étaient calculés selon les axes ML et AP.

I.2.1. Etude 1 :

Caractéristiques morphologiques des 16 sujets ayant participé à cette étude : 5 femmes et 11 hommes ; taille : $175,5 \pm 9,9$ cm ; poids : $72,9 \pm 8,2$ kg ; âge : $21,9 \pm 1,8$ ans (moyenne \pm écart-type).

Les sujets avaient pour consigne supplémentaire de répartir leur poids de corps de telle sorte que deux tiers du poids soit appliqué sur une jambe durant toute la prise de mesure. Par analogie avec des cas pathologiques, le port de l'orthèse s'est fait sur l'appui déchargé.

Au total, quatre conditions étaient proposées selon un ordre aléatoire. Une première, utilisée comme référence, voyait les sujets porter seulement une chaussette, cela pour renforcer la solidarité entre les orthèses et le pied lui-même. Dans les deux autres conditions, une des deux orthèses suivantes était portée sous la chaussette : soit une orthèse ORPM-R, soit une ORPM-S.

Chaque condition comprenait 6 essais de 32 secondes. Le temps de repos entre les essais était de 15 secondes, et entre les conditions de 6 minutes.

Pour l'étude des CP plantaires et du CP_{Res} selon chacun des axes ML et AP, ces trajectoires ont été analysées du point de vue fréquentiel (Farenc & Rougier, 2000). Cette méthode repose sur la quantification de spectres (amplitudes des déplacements en fonction des fréquences) par l'intermédiaire de paramètres tels que la RMS et la FM.

Afin de s'affranchir du problème lié à l'orientation des pieds, les RMS et FM des CP plantaires des jambes chargée et déchargée ont été calculées sur la base des spectres planaires résultants. À l'opposé, ces mêmes paramètres ont été calculés selon les axes ML et AP pour les trajectoires du CP_{Res} du fait de la mise en jeu de groupes musculaires différents dans leurs contrôles respectifs.

I.2.2. Etude 2 :

Caractéristiques morphologiques des 11 sujets ayant participé à cette étude : 3 femmes et 8 hommes ; taille : $172,5 \pm 9,4$ cm ; poids : $67,2 \pm 10,2$ kg ; âge : $22,9 \pm 1,8$ ans (moyenne \pm écart-type).

Les sujets avaient pour consignes supplémentaires de : -i) créer une asymétrie de la répartition du poids de telle sorte que deux tiers de poids corporel soit appliqué sur une jambe, - ii) antérioriser la position moyenne du CP de l'appui appareillé, par rapport au CP de l'appui non appareillé, durant toute la prise de mesure. Par analogie avec des cas pathologiques, le port de l'orthèse s'est fait sur l'appui déchargé. C'est sur la base d'un feedback visuel permettant d'apprécier le respect des consignes que l'investigateur validait ou non les essais effectués.

Le protocole expérimental était constitué de trois conditions réalisées dans un ordre aléatoire. Une première condition pieds nus, servant de condition de référence (REF). Deux conditions avec ORPL : avec élastique peu tendu (ORPL-), ou avec élastique tendu (ORPL+).

Chaque condition comprenait 4 essais de 64 secondes. Le temps de repos entre les essais était de 30 secondes, et entre les conditions de 10 minutes.

La *figure 30* illustre la position des pieds et les différentes trajectoires type des CP plantaires et résultant, obtenus chez les sujets évalués.

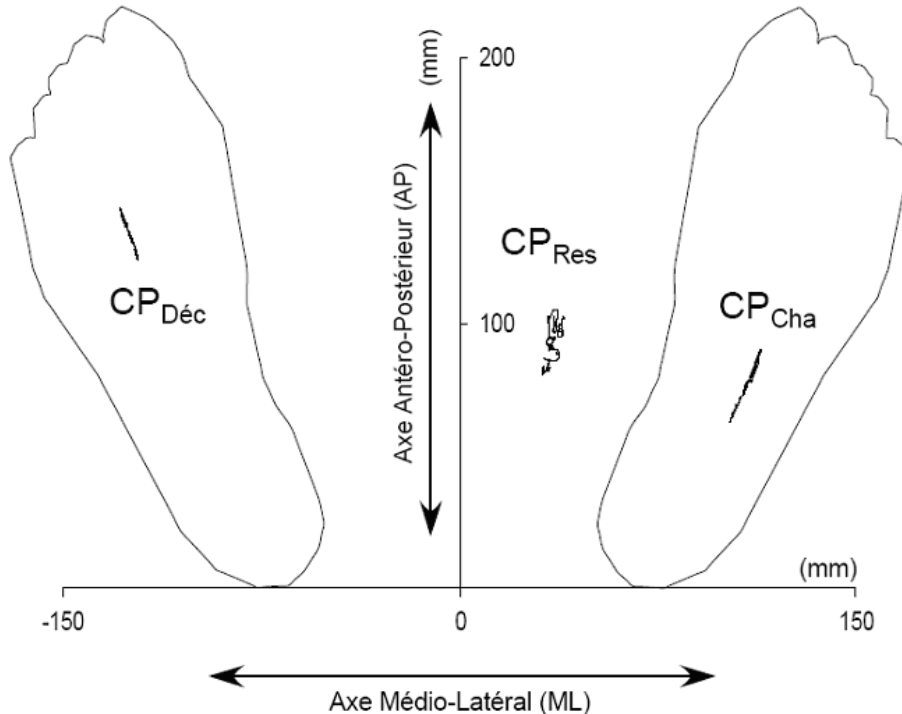


Figure 30 : Illustration du système d'axes utilisé, avec la position des pieds et les différentes trajectoires des centres des pressions plantaires ($CP_{Déc}$ et CP_{Cha}) et résultant (CP_{Res}). Ces trajectoires correspondent à celles d'un sujet en position orthostatique asymétrique, avec avancée de la position du $CP_{Déc}$ par rapport à celle du CP_{Cha} . (D'après Guillebastre et al., 2007).

Les trajectoires des CP plantaires ont été caractérisées au travers de deux paramètres : les positions moyennes, et la variance qui apportent des renseignements complémentaires dans la prise en compte des caractéristiques spatiales des différentes trajectoires (*cf. Chapitre 2 - Evaluation de la station debout non perturbée, Page 55*). Le système de rappel agissant principalement dans le plan sagittal au niveau de la cheville, nous ne nous sommes intéressés qu'aux trajectoires des CP plantaires et résultant mesurées selon l'axe AP.

L'objectif de ces deux études étant d'évaluer les effets comportementaux induits par le port des différents modèles d'orthèses aux caractéristiques réglables, une analyse de variance (ANOVA) non paramétrique pour échantillons appariés, fondée sur les rangs (ANOVA de Friedman) a été réalisée. Un test T de Wilcoxon non paramétrique unilatéral fondé sur les rangs a été utilisé en analyse post-hoc de façon à préciser l'origine des effets. Le premier seuil de signification retenu était de $p < 0,05$.

I.3. Résultats

I.3.1. Etude 1 :

Comme les consignes données aux sujets le précisait, une asymétrie dans la répartition des forces verticales sur les appuis a bien été observée chez l'ensemble des sujets (67 ± 1 %) du poids de corps étant appliqué sur le pied chargé). Cela est vérifié par l'ANOVA de Friedman dont le résultat n'est pas statistiquement significatif ($H(16,3)=0,375$; $p>0,05$).

Positions moyennes des CP plantaires et du CP_{Res} en fonction des axes ML et AP

a) Analyse de la position moyenne des CP plantaires

Quelles que soient les conditions, les résultats concernant le CP de la jambe chargée (CP_{Cha}) ne montrent pas d'effet significatif que ce soit sur l'axe ML ($H(16,3)=2,55$; $p>0,05$) ou AP ($H(16,3)=3,60$; $p>0,05$). Autrement dit, le port d'orthèse sur la jambe déchargée n'apparaît pas intervenir dans le contrôle de la jambe chargée (*Figure 31*).

Inversement, on note de nombreux effets significatifs sur la position moyenne des CP de la jambe déchargée ($CP_{Déc}$), que ce soit en AP ($H(16,3)=15,075$; $p<0,01$) ou en ML ($H(16,3)=21,975$; $p<0,01$) (*Figure 31*). Plus particulièrement, les résultats de la condition ORPM-R montrent des valeurs du $CP_{Déc}$ significativement inférieures en ML ($T=11$; $p<0,01$), comme en AP ($T=8$; $p<0,01$), vis-à-vis de la condition REF. Du fait du système d'axes utilisé, cela signifie que les positions moyennes sont reculées et plus proches de l'axe médian. Des effets allant dans le même sens sont aussi observés en condition ORPM-S mais dans une moindre mesure.

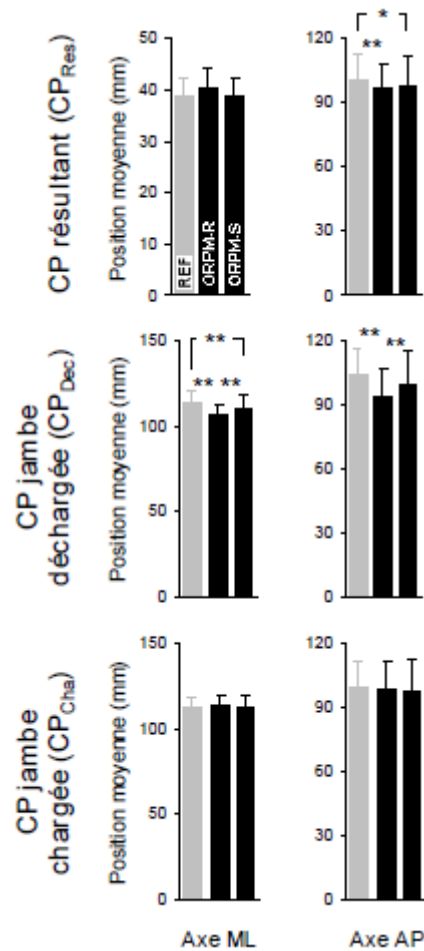


Figure 31 : Positions moyennes des trajectoires du CP_{Res} (en haut) du $CP_{Déc}$ (au milieu) et du CP_{Cha} (en bas) en fonction des deux axes (ML et AP) pour les trois conditions expérimentales. Noter le recul sur l'axe AP de ces positions lors du port d'orthèses, ainsi que l'absence d'effet selon l'axe ML qui traduit la même asymétrie pour toutes les conditions. (D'après Guillebastre & Rougier, 2007).

b) Analyse de la position moyenne du CP_{Res}

L'absence d'effet significatif en ML avec l'ANOVA de Friedman ($H(16,3)=6,525$; $p>0,05$) est la conséquence du respect de la consigne concernant le maintien de l'asymétrie de répartition du poids (Figure 31). En revanche, un effet significatif est observé selon l'axe AP ($H(16,3)=12,975$; $p<0,01$). Précisément, des effets simples sont observés pour toutes les conditions appareillées et plus particulièrement pour la condition ORPM-R ($T=13$; $p<0,01$) où un recul de la position moyenne du CP_{Res} est observé vis-à-vis de la référence. Il en est de même pour l'autre condition appareillée, mais les effets s'avèrent moins significatifs.

Malgré une absence de différence significative au niveau du CP_{Cha} , l'importance de celles du $CP_{Déc}$ est telle qu'elles influencent le CP_{Res} , et donc les capacités d'équilibration des sujets.

Analyse fréquentielle

Cette analyse permet d'apprécier les effets en termes d'amplitudes et de fréquences sur les trajectoires des CP planaires de chacun des appuis et leur impact sur les déplacements du CP_{Res}.

a) Analyse des amplitudes moyennes (RMS)

Globalement, les résultats montrent que les amplitudes moyennes du CP_{Déc} varient de façon significative pour toutes les conditions ($H(16,3)=14,925$; $p<0,01$). Plus particulièrement, les RMS sont diminuées en condition ORPM-R ($T=12$; $p<0,01$) vis-à-vis de la condition REF (*Figure 32*). Ces résultats au niveau du CP plantaire n'ont pas de répercussion significative au niveau de la RMS du CP_{Res}, que ce soit en ML ou en AP (*Figure 33*).

À l'opposé, aucun effet statistiquement significatif n'a pu être trouvé au niveau des RMS plantaires calculées à partir des spectres planaires de la jambe chargée ($H(16,3)=2,775$; $p>0,05$).

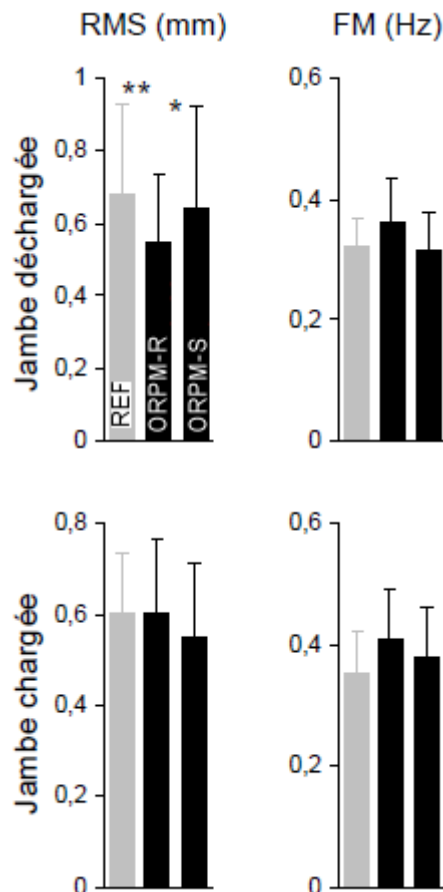


Figure 32 : Paramètres RMS et FM planaires (moyenne \pm écart-type), sous forme de diagrammes à bandes, permettant de caractériser les déplacements des CP_{Cha} et CP_{Déc} (du pied muni d'une ORPM-R ou d'une ORPM-S). Noter la diminution d'amplitude (mesurée d'après la RMS) des mouvements du CP de la jambe déchargée et l'augmentation de la fréquence médiane (FM) des mouvements du CP de la jambe chargée. (D'après Guillebastre & Rougier, 2007).

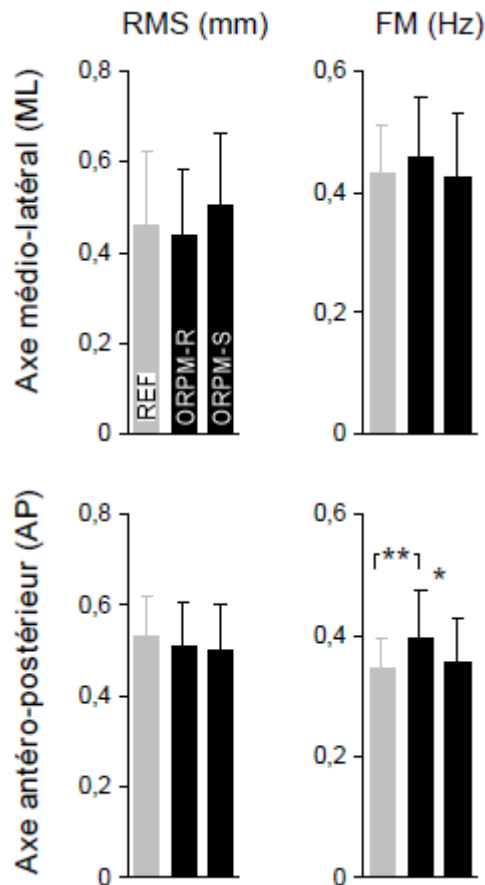


Figure 33 : Paramètres RMS et FM (moyenne \pm écart-type), sous forme de diagrammes à bandes, permettant de caractériser les déplacements du CP_{Res} selon les axes ML et AP. Noter l'allure générale des diagrammes montrant une diminution d'amplitude (RMS) accompagnée d'une augmentation de la fréquence médiane (FM), cette dernière étant statistiquement significative selon l'axe AP. (D'après Guillebaste & Rougier, 2007).

b) Analyse des fréquences médianes (FM)

L'ANOVA de Friedman ne met en évidence aucun effet significatif au niveau des FM de la jambe chargée ($H(16,3)=3,233$; $p<0,05$) comme sur la jambe déchargée qui porte, selon les conditions, les orthèses ($H(16,3)=4,796$; $p>0,05$). On peut cependant observer une certaine similitude des allures des diagrammes à bandes des FM entre la jambe chargée et la jambe déchargée (Figure 32).

Les différents effets observés sur les jambes chargée et déchargée ont un impact au niveau des fréquences médianes du CP_{Res} selon l'axe AP ($H(16,3)=8,25$; $p<0,05$). On note plus particulièrement une augmentation des FM de ces mouvements de CP_{Res} pour la condition ORPM-R ($T=15$; $p<0,01$) vis-à-vis de la condition REF (Figure 33). À l'opposé aucun effet statistiquement significatif n'est observé sur l'axe ML pour ces FM ($H(16,3)=3,167$; $p>0,05$).

À noter également en condition appareillée un glissement du spectre vers les hautes fréquences (Figure 32). On a donc une diminution d'amplitude des mouvements du CP de la jambe déchargée lors des mouvements les plus lents. Cela est particulièrement intéressant dans

la mesure où ces mouvements lents sont ceux qui permettent de déplacer le plus largement le centre de gravité des sujets.

Globalement, on remarque que le port d'orthèse induit une augmentation des FM et une réduction des RMS sur l'appui déchargé. En d'autres termes, cela signifie que les déplacements du CP de cet appui sont moindres en amplitude et que le temps requis pour que ce CP revienne à sa même position est réduit.

I.3.2. Etude 2 :

L'ANOVA de Friedman, dont le résultat n'est pas statistiquement significatif, a permis de vérifier le respect de la consigne, par les sujets, de l'asymétrie de répartition du poids corporel sur les deux appuis ($67 \pm 1 \%$) du poids corporel était appliqué sur le pied chargé pour les trois conditions) ($H(11,3)=0,350$; $p>0,05$).

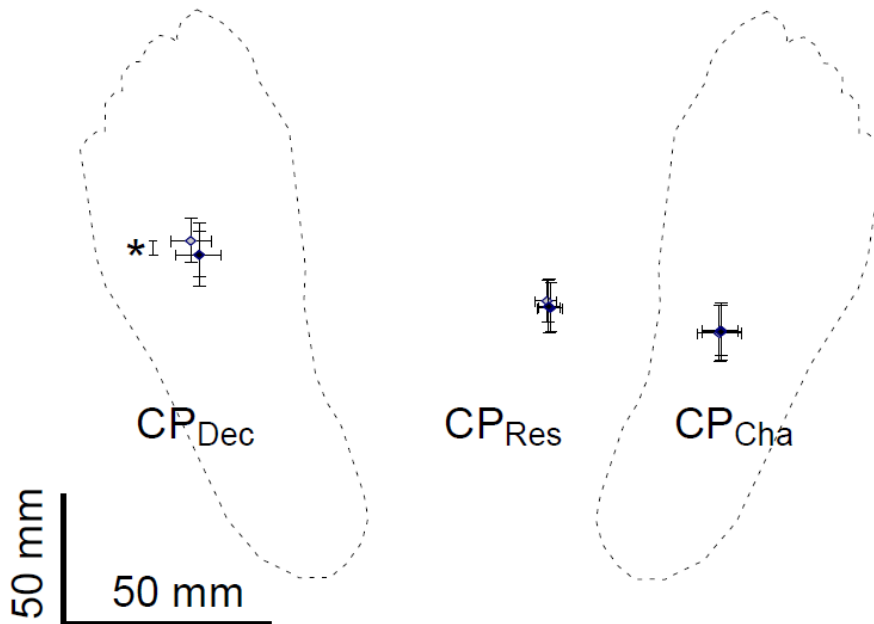
En ce qui concerne l'avancée du $CP_{D\acute{e}c}$ par rapport au CP_{Cha} , une analyse des effets simples a vérifié le respect de cette consigne pour toutes les conditions : REF ($T=0$; $p<0,01$), ORPL- ($T=0$; $p<0,01$), ORPL+ ($T=0$; $p<0,01$).

La consigne du maintien de la double asymétrie posturale (absolue selon l'axe ML et relative selon l'axe AP) a bien été respectée par les sujets.

Positions moyennes des CP plantaires et du CP_{Res} selon l'axe AP

a) Analyse des positions moyennes des CP plantaires en AP

Les résultats concernant la jambe chargée (CP_{Cha}), ou non appareillée, ne montrent pas d'effet de la condition expérimentale ($H(11,3)=0,629$; $p>0,05$) (*Figure 34*). Autrement dit, le port d'orthèse sur la jambe déchargée n'influence pas la position moyenne du CP_{Cha} .



*Figure 34 : Illustration des positions moyennes des trajectoires du CP_{Res} , du $CP_{D\acute{e}c}$ et du CP_{Cha} pour les 3 conditions expérimentales selon les axes ML et AP. Noter le recul de ces positions lors du port d'orthèse (couleur noire) vis-à-vis de la condition de référence (couleur grise), ainsi que les valeurs moyennes du $CP_{D\acute{e}c}$ (en moyenne 139 mm) largement supérieures à celles du CP_{Cha} (en moyenne 81 mm) qui traduit l'avancée du CP de la jambe déchargée par rapport au CP de la jambe chargée. * : $p < 0,05$. (D'après Guillebastre et al., 2007).*

À l'inverse, le port d'orthèse sur la jambe déchargée (ou appareillée) induit un effet statistiquement significatif sur les positions moyennes ($H(11,3)=0,027$; $p < 0,05$). Plus précisément, en condition ORPL- comme en condition ORPL+, les valeurs des positions moyennes du $CP_{D\acute{e}c}$ sont significativement reculées vis-à-vis de la condition REF (respectivement $T=2$; $p < 0,01$ et $T=9$; $p < 0,05$). Bien que la consigne de l'avancée relative du $CP_{D\acute{e}c}$ par rapport au CP_{Cha} soit respectée, le port d'ORPL induit un recul du CP de l'appui appareillé. Enfin on ne relève pas d'effet simple entre les conditions appareillées ($T=33$; $p > 0,05$).

b) Analyse des positions moyennes du CP_{Res} en AP

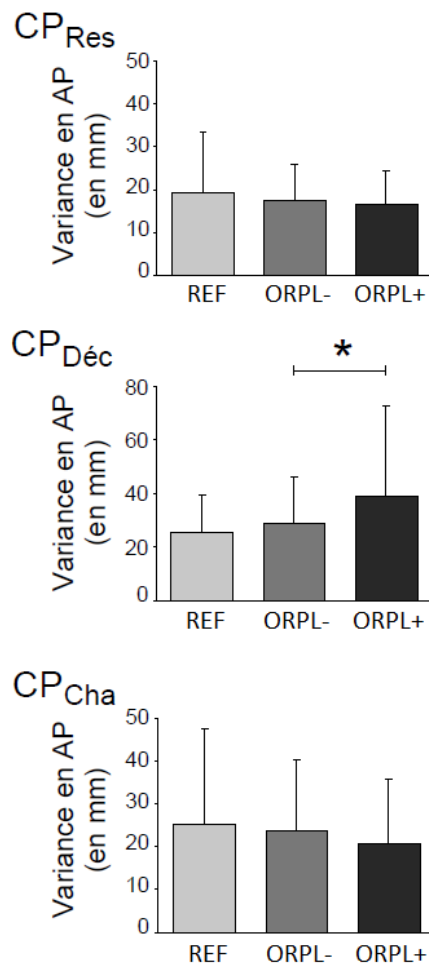
L'ANOVA de Friedman ne met en évidence aucun effet statistiquement significatif sur les positions moyennes du CP_{Res} selon l'axe AP ($H(11,3)=0,061$; $p > 0,05$). La position antéro-postérieure du CP_{Res} n'est donc pas modifiée par le port de l'orthèse.

Variances moyennes des CP plantaires et du CP_{Res} selon l'axe AP

a) Analyse des variances des trajectoires des CP plantaires en AP

L'ANOVA de Friedman n'a pas mis en évidence d'effet significatif au niveau de la jambe chargée (ou non appareillée) ($H(11,3)=0,732$; $p>0,05$). L'amplitude des trajectoires du CP_{Cha} n'est pas modifiée lors du port de l'ORPL, et ce quels que soient les niveaux de tension du système de rappel.

Cependant, on observe un effet significatif sur la variance de l'appui appareillé ($H(11,3)=0,027$; $p<0,05$). Précisément, un effet simple est observé entre les conditions ORPL- et ORPL+ ($T=7$; $p<0,05$) (Figure 35). Autrement dit, l'augmentation de la tension de la bande élastique augmente significativement la valeur de la variance des mouvements du CP_{Déc}.



*Figure 35 : Variance des trajectoires du CP_{Res} (en haut) du CP_{Déc} (au milieu) et du CP_{Cha} (en bas) pour les 3 conditions expérimentales selon l'axe AP. Concernant le CP_{Déc}, noter la différence des valeurs de variance statistiquement significative entre les deux conditions appareillées (ORPL- et ORPL+) qui traduit une difficulté de contrôle des mouvements du CP_{Déc}, dont la position moyenne ne varie pas (Figure 34) malgré l'augmentation de la contrainte imposée par le système de rappel. * : $p<0,05$. (D'après Guillebaste et al., 2007).*

b) Analyse des variances des trajectoires du CP_{Res} en AP

Le port de l'orthèse ne modifie pas la variance des trajectoires AP du CP_{Res} ($H(11,3)=0,629$; $p>0,05$) (Figure 35).

I.4. Discussion

I.4.1. Etude 1 :

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les effets comportementaux induits par le port d'orthèses chez des sujets sains requis d'adopter une répartition de poids asymétrique. Les résultats mettent en évidence des effets propres à chaque modèle d'ORPM (Souple et Rigide) sur les stratégies d'équilibration.

Analyse des positions moyennes du CP_{Cha}, CP_{Déc} et CP_{Res}

Concernant les positions moyennes en conditions ORPM, les valeurs du CP_{Déc} diminuent selon les axes ML et AP. L'appui est donc reculé et recentré lors du port d'une ORPM. Cette orthèse démontre ici sa capacité à modifier la position moyenne du CP_{Déc}, chez des sujets sains en position orthostatique asymétrique volontaire. À noter également que cet effet est d'autant plus important que l'ORPM est rigide. En effet, les différences entre les deux orthèses portent sur la raideur du matériau et la valeur de l'angle formé par le dispositif. L'ORPM-R est (comme son appellation l'indique) plus rigide et forme un angle à l'emplacement de la cheville davantage fermé. Ainsi, pour une même posture, on peut penser que le sujet déforme cette orthèse de façon plus importante que l'ORPM-S. La contrainte plus importante de l'ORPM-R a donc tendance à davantage faire reculer l'appui de la jambe déchargée (CP_{Déc}) que l'ORPM-S. De même, en ML, la position moyenne du CP_{Déc} est davantage centrée en condition ORPM-R qu'en condition ORPM-S. Il faut toutefois souligner que ce dernier effet s'explique avant tout par la position particulière des bords internes des pieds vis-à-vis de l'axe sagittal. Les mouvements des CP plantaires intervenant essentiellement selon l'axe longitudinal des pieds, un recul de la position moyenne sur AP retentit nécessairement sur la coordonnée ML qui diminue.

Les différents effets des CP plantaires influencent de manière significative les positions moyennes du CP_{Res}. Sur l'axe ML, on ne relève pas de différence significative entre les conditions, donc la stratégie d'équilibration en ML ne semble pas être modifiée par le port des

différentes orthèses, et le maintien de l'asymétrie posturale respectée. En revanche, sur l'axe AP, les résultats montrent un effet significatif pour les deux conditions appareillées, et plus particulièrement pour l'ORPM-R. Il y a donc une influence du changement de position du $CP_{D\acute{e}c}$ sur la position du CP_{Res} selon l'axe AP. La nouvelle position du CP_{Res} pourrait correspondre à des valeurs plus proches de la normale, si le CP_{Res} avait été avancé en raison d'une pathologie comme l'hémi-parésie, et donc conduire à une organisation spatiotemporelle des segments moins coûteuse pour maintenir l'équilibre. Les moindres effets observés sur les positions moyennes du CP_{Res} vis-à-vis du $CP_{D\acute{e}c}$ s'expliquent d'abord par la formule de calcul des premiers. La répartition du poids étant environ d'un tiers sur la jambe portant les orthèses et aucun effet n'étant constaté au niveau de la jambe chargée, il s'ensuit que les effets au niveau du CP_{Res} sont bien plus faibles que sous la jambe déchargée. En complément, il n'est pas exclu que les modifications du CP_{Res} , conséquentes à la fois des effets sur le $CP_{D\acute{e}c}$ et le CP_{Cha} , puissent être influencées par une action extéroceptive des orthèses sur la cheville allégée, moins soumise aux contraintes proprioceptives liées à l'appui.

Analyse fréquentielle

Sur la jambe déchargée, on note un effet significatif du port d'orthèses, qui se traduit par une diminution d'amplitude (RMS). Celle-ci peut être liée à une limitation mécanique de la cheville stabilisée par le port d'orthèses. Cette diminution est accompagnée d'une augmentation de la FM du CP de la jambe chargée.

La combinaison de ces évolutions sur les deux appuis induit un effet significatif, mais uniquement au niveau de l'augmentation de la FM du CP_{Res} selon l'axe AP. Il faut tout de même prendre en compte la similitude entre les allures des diagrammes à bandes de la RMS et de la FM du CP_{Res} selon les deux axes. Globalement, concernant le CP_{Res} , on remarque que l'augmentation de la FM est accompagnée d'une diminution de la RMS, résultant du port d'orthèses.

Il est possible d'expliquer l'absence d'effet significatif de la RMS au niveau du CP_{Res} du fait de la répartition spécifique du poids du corps sur les deux appuis. Même si on observe un effet significatif de la RMS au niveau de la jambe déchargée, c'est l'absence d'effet significatif de la jambe chargée qui prend le pas sur la valeur résultante, compte tenu du coefficient élevé associé aux effets de cette jambe. Autrement dit, les effets observés au niveau de la RMS de la jambe déchargée ne sont pas répercutés au niveau du CP_{Res} , car le pourcentage de la jambe chargée est plus important que celui de la jambe déchargée.

Les mouvements des CP plantaires intervenant essentiellement selon l'axe longitudinal des pieds, les valeurs planaires des $CP_{D\acute{e}c}$ et CP_{Cha} sont essentiellement dépendantes de leur composante AP, d'où l'absence d'effet significatif pour les deux variables (RMS et FM) en ML.

De ces deux points d'interprétation des résultats (prépondérance des effets de la jambe chargée et mouvements des CP plantaires essentiellement selon l'axe AP), il ressort que le seul effet significatif au niveau du CP_{Res} concerne la FM selon l'axe AP.

La mise en place d'un tel protocole avec le respect d'une posture orthostatique asymétrique constante chez des sujets sains ne se suffit pas à elle-même, mais veut se donner des valeurs de référence pour des sujets hémiparétiques caractérisés par cette même posture asymétrique. Il est donc possible d'utiliser nos résultats pour orienter et formuler de nouvelles hypothèses quant aux effets comportementaux induits par les différentes orthèses sur des sujets hémiparétiques.

En particulier, sachant que le $CP_{D\acute{e}c}$ d'un patient se caractérise par une position excentrée et reculée, il semble que les orthèses, et plus précisément l'ORPM-R, puissent corriger au moins partiellement cette position pour se rapprocher d'une position plus classique et donc moins coûteuse du point de vue de son contrôle. Nous devons malgré tout prendre en considération l'absence de tels effets dans les résultats de Chen et al. (1999) comme ceux de Wang et al. (2005), du fait semble-t-il de la spasticité et de l'équin fréquent du pied des patients hémiparétiques.

En revanche, Chen et al. (1999) comme Wang et al. (2005), ont mis en évidence que le port d'ORP par des sujets hémiparétiques de courte durée (moins de six mois), en position orthostatique, permet une meilleure répartition du poids sur les deux appuis. En ce qui concerne notre étude, nous n'avons pu mettre en évidence de tels effets, compte tenu de la consigne d'exécution de tâche contraignant les sujets à maintenir une même répartition de poids asymétrique durant les essais.

Ces mêmes auteurs n'ont cependant pas mis en évidence d'effet selon l'axe AP, compte tenu semble-t-il de l'équin fréquent chez l'hémiparétique, pour lequel nous avons (chez des sujets sains) le plus d'effets concernant la position moyenne du CP_{Res} ainsi que la FM.

Un autre résultat qui ressort de notre étude est l'augmentation de la fréquence médiane des mouvements du $CP_{D\acute{e}c}$ et du CP_{Res} avec le port des orthèses monoblocs. Ce résultat doit nous interpeller dans notre perspective initiale d'étendre ce type d'étude (avec ces modèles d'orthèse) à des patients hémiparétiques. Une augmentation de la FM de leurs mouvements de CP_{Res} , à l'image de ce que montrent nos résultats, serait en effet susceptible de modifier sensiblement leurs stratégies d'équilibration dans la mesure où ces patients se caractérisent déjà par des fréquences d'oscillations du CP supérieures à celles des sujets sains (Mizrahi et al.,

1989). Précisément, il a été montré que des déplacements du CP_{Res} avec des fréquences plus élevées, mais sans modification d'amplitude entraînent une réduction des mouvements du centre de gravité et une augmentation des moyens neuromusculaires (Rougier, 2001). Des répercussions quant à la fatigue pourraient donc être envisagées chez ces patients.

I.4.2. Etude 2 :

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les effets comportementaux induits par le port d'une ORPL chez des sujets dépourvus de déficience neurologique ou traumatologique. Ceux-ci avaient pour consigne d'adopter une répartition de poids asymétrique avec une avancée de la position du CP de la jambe déchargée (et appareillée selon les conditions) par rapport à celle du CP de la jambe chargée.

Les résultats mettent en évidence un effet du port de l'orthèse et des configurations de réglage sur les stratégies d'équilibration.

Effet général du port de l'orthèse sur la posture

Globalement, le port d'orthèse influence de manière significative les positions moyennes du $CP_{Déc}$ selon l'axe antéro-postérieur. D'après le référentiel choisi (*Figure 34*), cette modification correspond à un recul vers le talon du CP de l'appui appareillé en condition ORPL- comme en condition ORPL+. Cette orthèse démontre ici sa capacité à modifier la position moyenne du $CP_{Déc}$, chez des sujets sains en position orthostatique asymétrique avec avancée volontaire du $CP_{Déc}$ par rapport au CP_{Cha} . Ce recul du $CP_{Déc}$ est une adaptation possible des stratégies d'équilibration, autorisée par la nature peu restrictive de la consigne d'avancée relative du CP de l'appui portant l'orthèse vis-à-vis du CP de l'appui chargé. Cet effet confirme les résultats de l'*étude 1* évaluant les effets du port d'ORPM (Guillebaste & Rougier, 2007).

Mathématiquement, la position du CP_{Res} dépend de celles des CP plantaires et de la charge relative appliquée sur chaque appui (Winter et al., 1996). La répartition du poids étant environ d'un tiers sur la jambe portant l'orthèse et aucun effet n'étant constaté au niveau de la jambe chargée, il s'ensuit une absence de recul de la position moyenne du CP_{Res} .

Effet des configurations de réglage de l'orthèse sur la posture

Les différentes configurations mécaniques de l'orthèse (ORPL+ et ORPL-) induisent une contrainte respectivement plus ou moins importante au niveau de l'articulation de la

cheville dans le plan sagittal. L'augmentation de la tension de la bande élastique augmente de façon significative la variance de la trajectoire du CP_{Déc} (Figure 35) sans modifier sa position moyenne (Figure 34). L'amplitude accrue des déplacements du CP sous l'appui portant l'orthèse semble refléter une difficulté de contrôle de ses mouvements par le sujet. La liberté de position moyenne autorisée par la consigne peu restrictive d'avancée relative, complexifie sensiblement l'interprétation de résultats obtenus. On peut penser qu'en contrepartie de cette différence significative de variance entre les conditions appareillées (Figure 35), on ne note pas d'effet significatif du réglage sur les positions moyennes (Figure 34).

À l'inverse, le port de l'orthèse n'a pas induit de modification des amplitudes des déplacements du CP mesuré sous l'autre appui (CP_{Cha}). Ainsi, l'effet du port de l'orthèse semble être unilatéral, c'est-à-dire spécifique à l'appui sur lequel elle est portée. Le port d'une orthèse sous appui ne semble pas induire d'adaptation comportementale controlatérale.

De nouveau, l'absence d'effet significatif de la variance au niveau du CP_{Res} peut être expliquée par la répartition spécifique du poids corporel sur les deux appuis. Même si on observe un effet statistiquement significatif de la variance au niveau de la jambe déchargée, c'est l'absence d'effet significatif de la jambe chargée qui prend le pas sur la valeur résultante, compte tenu du coefficient élevé associé aux effets de cette jambe (Winter et al., 1996).

Intérêt et limites à l'utilisation de sujets sains pour tester du matériel médical

Les effets observés du port d'orthèse et de l'influence de réglage du système de rappel chez des sujets jeunes ($22,9 \pm 1,8$ ans), en bonne santé, requis d'adopter et de maintenir une posture particulière, ne sont naturellement pas directement extrapolables à la population concernée par l'appareillage étudié. En effet, les patients ont leurs stratégies d'équilibration corrigées par le port d'ORP (Chen et al., 1999 ; Wang et al., 2005 ; Pohl & Mehrholz, 2006), alors que notre étude met en évidence la mise en place de stratégies d'équilibration visant à contrer, par des actions sous la jambe chargée, les effets mécaniques de l'orthèse.

Il est cependant possible d'utiliser nos résultats pour évaluer et quantifier le poids des contraintes imposé par le port d'ORPL⁻ et celles de l'ORPL⁺ sur l'appui portant l'appareillage. Ainsi, d'après nos résultats, la différence de tension de la bande élastique a une influence significative sur les mécanismes de contrôle de l'appui. Ces derniers étant amenés à évoluer au cours de la récupération motrice de patients avec un déficit musculaire des fléchisseurs dorsaux de cheville, la possibilité chez ces patients de régler le niveau de tension de l'orthèse semblerait pleinement justifiée.

I.5. Conclusion

L'objectif de ces études était d'évaluer les effets comportementaux induits par le port de différents modèles d'orthèse de type releveur de pied chez des sujets en bonne santé. Il est à noter que la plupart des effets significatifs sont observés sur les seules trajectoires des CP plantaires, soulignant ainsi la pertinence et la nécessité de procéder à une mesure séparée des appuis lorsque le port d'orthèse est unilatéral.

Les principaux résultats de ces deux études ont mis en évidence un recul du CP_{Déc} lors du port de ce type d'appareillage. L'autre point commun des résultats issus de ces études est que le port des orthèses de type releveur de pied induit des modifications plus ou moins prononcées et fonction de leurs caractéristiques mécaniques. On peut donc penser que cette variabilité devrait répondre en partie à celle des patients dont le degré d'atteinte varie en fonction des individus et évolue dans le temps.

II. CAS DE SUJETS SAINS LORS DE LA MARCHÉ

(Guillebastre et al., 2009) (*Annexe 4*).

II.1. Introduction

Le port d'ORP comme les modèles monoblocs engendre une résistance aux mouvements de flexion plantaire et dorsale (*cf. Chapitre 3, Page 69*). Bien que la première résistance soit souhaitée, la deuxième n'est pas systématiquement favorable à l'amélioration de la performance locomotrice (Yamamoto et al., 1997). La résistance à la flexion plantaire doit permettre d'accompagner l'abaissement du pied au sol après le contact initial par le talon (Lee & Johnston, 1973), sans être excessive, ce qui risquerait de créer un moment de force fléchisseur déstabilisateur du genou (Lehmann et al., 1970). Pour ce qui est du mouvement de flexion dorsale, si sa résistance est excessive, l'amplitude articulaire est limitée et empêche le déplacement du centre de gravité vers l'avant lorsque le pied est au sol.

A notre connaissance deux travaux se sont déjà intéressés aux effets du port d'ORPM chez des sujets en bonne santé lors de la marche. D'une part, à cadence imposée, Opara et al. (1985) ont montré que le port unilatéral d'ORPM induit une diminution de la longueur du pas controlatéral (lorsque le sujet est en appui sur son pied appareillé). D'autre part, à vitesse de marche confortable, Balmaseda et al. (1988) ont mis en évidence une diminution de la durée d'appui avec une ORPM.

L'objectif de notre étude était de déterminer si le port de différents modèles d'ORP engendrait des effets comparables chez des sujets sains. Il faut cependant garder à l'esprit que ce type d'appareillage qui doit permettre d'améliorer les performances locomotrices des patients risque de dégrader la marche des sujets en bonne santé (Opara et al., 1985).

II.2. Matériel et Méthodes

Caractéristiques morphologiques des 11 sujets ayant participé à cette étude : 5 femmes et 6 hommes ; taille : $171,6 \pm 10,1$ cm ; poids : $67,2 \pm 7,9$ kg ; âge : $25,8 \pm 3,4$ ans (moyenne \pm écart-type). Les sujets étaient volontaires, sans déficit neurologique ni antécédent traumatique récent.

Le port de deux modèles d'ORP aux caractéristiques mécaniques différentes (ORPM et ORPL dans trois configurations différentes) ont été testés. La principale différence entre ces modèles étant qu'il existe une résistance au mouvement de flexion dorsale seulement pour l'ORPM. Les caractéristiques de l'ORPL peuvent être ajustées en modifiant la tension de la bande élastique qui constitue le système de rappel.

Chaque sujet effectuait, sans chaussures, 5 conditions expérimentales différentes : la condition référence consistait à marcher sans orthèse (REF), une condition avec une ORPM, et 3 conditions avec une ORPL (sans bande élastique : ORPL \emptyset ; avec une tension faible de la bande élastique : ORPL- ; avec une tension forte de la bande élastique : ORPL+). Pour cette étude, les orthèses étaient portées unilatéralement sur le côté dominant (droit) sans chaussure. Un bandage simple permettait de solidariser l'ORPM avec le pied des sujets.

Les sujets avaient pour consigne de marcher à une vitesse qu'ils jugeaient confortable, considérée comme reproductible (Bassey et al., 1976 ; Holt et al., 1995), sur une distance de 12 m. Pour éviter les effets dus à l'accélération et à la décélération, les mesures étaient enregistrées sur une distance de 7,32 m (longueur de la surface active de l'outil de mesure). Pour les 5 conditions expérimentales, 2 essais étaient effectués. Le temps de repos entre les essais était de 30 s et entre les conditions de 4 min.

Le tapis de marche GAITRite[®] enregistrait (80 Hz) les empreintes de chaque appui et son logiciel calculait les paramètres spatio-temporels de marche (*Figure 36*). Ces paramètres comprenaient la vitesse (cm/s), le temps (s) et la longueur de pas (cm) (des côtés droit appareillé et gauche non-appareillé). La phase d'appui de chaque pied (pourcentage du cycle de marche passé entre le contact initial du talon et le décollement des orteils du même pied), le pourcentage de temps nécessaire au tiers postérieur du pied pour entrer en contact avec le sol (Heel Off-On, %), et la longueur de la ligne médiane définie comme la longueur entre les barycentres des zones correspondantes au talon et au sol (Midline Length, cm) ont été évalués (*Figure 36*).

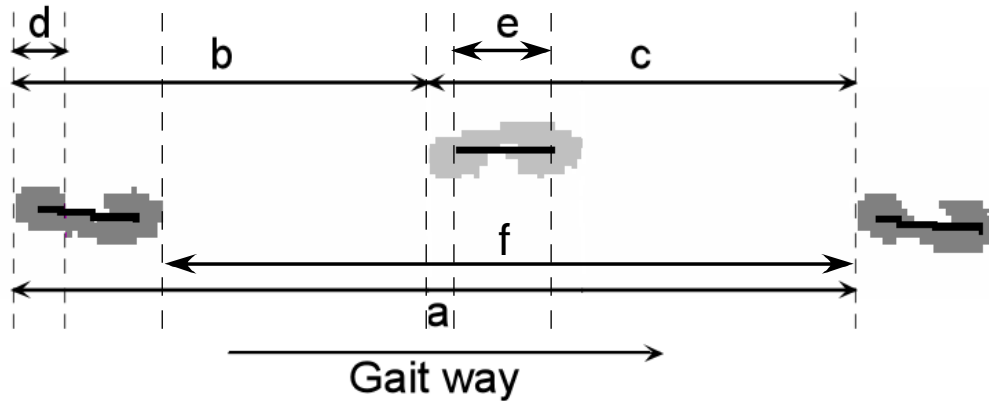


Figure 36 : Représentation des paramètres locomoteurs analysés (empreintes droites en gris foncé ; empreintes gauches en gris clair). A : cycle de marche ; B : Pas gauche ; C : Pas droit ; Pose du tiers postérieur de l'appui (Heel Off-On) ; E : Ligne médiane de l'appui. (D'après Guillebastre et al., 2009).

La normalité de la distribution des paramètres étant non significative, une analyse de variance (ANOVA) non paramétrique pour échantillons appariés, fondée sur les rangs (ANOVA de Friedman) a été réalisée suivi, lorsque nécessaire, du test de Dunn à comparaison multiple. L'asymétrie entre les côtés droit et gauche était évaluée par un test non paramétrique de Wilcoxon. Le premier seuil de signification retenu était de $p < 0,05$.

II.3. Résultats

II.3.1. Effets des orthèses sur la vitesse confortable de marche

L'analyse statistique montre que le port d'orthèse a un effet significatif sur la vitesse de marche ($H(11,10)=0,0093$; $p < 0,05$). Plus précisément, en comparaison avec les autres conditions, la vitesse diminuait lorsque les sujets portaient l'ORPM (Figure 37).

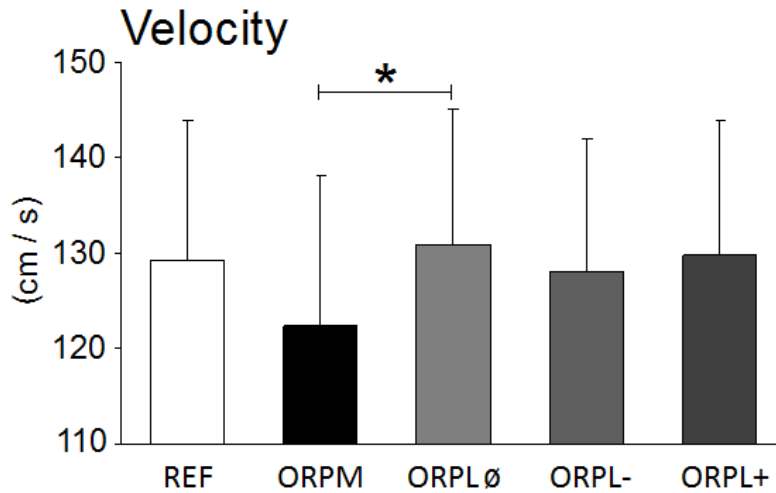


Figure 37 : Vitesse de marche confortable (moyenne \pm écart type) (: $p < 0,05$). (D'après Guillebastre et al., 2009).*

II.3.2. Caractéristiques spatio-temporelles des pas

Par rapport aux autres conditions, les caractéristiques des pas gauches étaient perturbées lorsque les sujets étaient en appui sur le pied droit portant l'ORPM. En effet, l'analyse statistique a montré un effet significatif des orthèses sur la longueur ($H(11,10)=0,0084$; $p < 0,05$) et la durée ($H(11,10)=0,0008$; $p < 0,05$) du pas gauche (*Tableau 3*). Les tests post-hoc mettent en évidence que la longueur des pas diminue significativement ($p < 0,05$) lors du port d'ORPM par rapport à la condition REF. En complément, la durée de pas augmente lors du port de l'ORPM ($p < 0,05$) par rapport aux autres conditions appareillées (*Tableau 3*).

		REF	ORPM	ORPL ⁰	ORPL ⁻	ORPL ⁺
Step length (cm)	Left	68.88 ± 6.26	* $\left\{ \begin{array}{l} 65.77 \pm 6.46^1 \\ 68.04 \pm 5.79 \end{array} \right.$	68.30 ± 6.16	67.76 ± 6.08	67.90 ± 6.29
	Right	68.77 ± 5.05		68.90 ± 5.34	68.12 ± 5.80	68.41 ± 5.65
Step time (s)	Left	0.53 ± 0.02	* $\left\{ \begin{array}{l} 0.56 \pm 0.03^{3,4,5} \\ 0.53 \pm 0.02 \end{array} \right.$	0.53 ± 0.02	0.53 ± 0.02	0.53 ± 0.02
	Right	0.53 ± 0.03		0.53 ± 0.03	0.53 ± 0.02	0.53 ± 0.02
Stance phase (%)	Left	60.88 ± 1.70	62.02 ± 1.05 ¹	61.17 ± 1.28	61.69 ± 1.31	61.62 ± 0.91
	Right	61.36 ± 1.11	61.50 ± 1.58	60.95 ± 1.23	61.32 ± 1.21	61.45 ± 1.45
Heel Off-On (%)	Left	14.76 ± 3.50	* $\left\{ \begin{array}{l} 11.54 \pm 3.60^{1,3} \\ 12.84 \pm 3.55 \end{array} \right.$	14.84 ± 4.01	13.66 ± 3.74	13.99 ± 4.15
	Right	15.36 ± 5.54		15.42 ± 5.52	13.44 ± 5.20	14.64 ± 4.44
Midline length (cm)	Left	13.05 ± 0.85	13.08 ± 0.80	13.10 ± 0.82	13.09 ± 0.82	13.05 ± 0.83
	Right	13.01 ± 0.84	13.18 ± 0.85	13.01 ± 0.86	13.18 ± 0.85	13.26 ± 0.89 ^{1,3}

Tableau 3 : Paramètres spatio-temporels de marche dans les 5 conditions expérimentales. L'orthèse se portait sur le pied droit.

* : Indique une différence significative entre les côtés droit et gauche ($p < 0,05$).

¹ : Indique une différence significative par rapport à la condition REF ($p < 0,05$).

² : Indique une différence significative par rapport à la condition ORPM ($p < 0,05$).

³ : Indique une différence significative par rapport à la condition ORPL⁰ ($p < 0,05$).

⁴ : Indique une différence significative par rapport à la condition ORPL⁻ ($p < 0,05$).

⁵ : Indique une différence significative par rapport à la condition ORPL⁺ ($p < 0,05$).

(D'après Guillebaste et al., 2009).

II.3.3. Caractéristiques spatio-temporelles des appuis

D'une part, un effet significatif concernant le pourcentage d'appui gauche a été montré ($H(11,10)=0,0064$; $p < 0,05$), avec une augmentation significative en condition ORPM par rapport à la condition de référence ($p < 0,05$) (Tableau 3). D'autre part, l'analyse statistique indique un effet significatif au niveau du pourcentage de temps nécessaire au tiers postérieur du pied gauche (celui non appareillé) pour entrer en contact avec le sol (Heel Off-On) ($H(11,10)=0,0012$; $p < 0,05$). Comme l'illustre le tableau 3, les tests post-hoc mettent en évidence que le pourcentage du Heel Off-On gauche diminue significativement lorsque les sujets portent une ORPM sur le pied droit, par rapport aux conditions REF ($p < 0,05$) et ORPL⁰ ($p < 0,05$).

Enfin, un effet significatif a été trouvé concernant la longueur de la ligne médiane du pied droit ($H(11,10)=0,0023$; $p < 0,05$). Plus précisément, en condition ORPL⁺ on note une augmentation de cette longueur par rapport aux conditions pieds nus (REF) ($p < 0,05$) ou ORPL⁰ ($p < 0,05$) (Tableau 3).

II.3.4. Analyse de la symétrie de marche

Aucune asymétrie des pourcentages des phases d'appui droit et gauche, et des longueurs médianes d'appui n'a été mise en évidence pour toutes les conditions (*Tableau 3*). En revanche, une asymétrie du pourcentage de temps nécessaire au tiers postérieur de chaque pied pour entrer en contact avec le sol, de la longueur, et du temps de pas a été notée en condition ORPM ($p < 0,05$) (*Tableau 3*).

II.4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer les effets du port de deux modèles d'ORP (un monobloc) et un avec un système de rappel réglable comme aide au mouvement de flexion dorsale (ORPL)) chez des sujets sains lors de la marche à allure de confort.

II.4.1. Effets du port d'ORPM

La diminution de la vitesse de marche lors du port de l'ORPM peut être une stratégie développée par le sujet pour conserver une marche énergétiquement économique (Holt et al., 1995). En plus de cette perturbation générale, le port de ce modèle d'ORP induit des modifications des caractéristiques spatio-temporelles des pas (diminution de la longueur et augmentation de la durée). Le fait que les ORPM limitent la flexion dorsale lors de la fin de phase d'appui peut expliquer cette modification. De plus, le recul observé de la position moyenne du centre des pressions de l'appui appareillé et sa difficulté de contrôle lors de la station debout (Guillebaste & Rougier, 2007) semble perturber la marche avec une diminution de la longueur du pas opposé. Ce recul peut également être considéré comme une diminution de la capacité d'utilisation du mouvement de flexion plantaire, engendrant une difficulté à communiquer une accélération vers l'avant du centre de gravité lors de la marche.

Le port d'ORPM engendre une augmentation du pourcentage de temps de simple appui du pied opposé. Chez les sujets sains, le pied sans orthèse semble davantage exploité pour assurer une marche efficace. De façon intéressante, ce résultat peut être considéré comme un phénomène de compensation lié à la difficulté de contrôle de l'appui appareillé lors de la station debout (Guillebaste & Rougier, 2007).

En condition ORPM, la phase d'appui du pied non appareillé est perturbée et mène à une asymétrie. Le pourcentage de temps pour que le tiers postérieur du pied entre en contact avec le sol est significativement diminué par rapport aux conditions REF et ORPL \emptyset . Si l'on considère que l'angle de cheville ne varie pas au moment du contact initial, la perturbation de ce temps (Heel Off-On) au niveau du pied non appareillé peut être expliquée par une diminution de la longueur du pas, induisant un trajet plus court du pied pour entrer en contact avec le sol.

Les asymétries observées lorsque les sujets portent une ORPM fournissent des informations sur leur impact général. En effet, il semble que la diminution de la vitesse de marche soit due à des perturbations unilatérales.

II.4.2. Effets du port d'ORPL

De façon intéressante, le port d'une ORP avec assistance au mouvement de flexion dorsale affecte seulement la longueur de la ligne médiane du pied appareillé (en condition ORPL+), sans pour autant entraîner une asymétrie. Ainsi, le principal facteur des ORPL influençant la marche est la tension de la bande élastique. Pour maintenir une utilisation efficace du pied (portant l'orthèse) en contact avec le sol, le sujet semble exploiter au maximum cette interface, induisant une augmentation de la longueur de la ligne médiane. Ce phénomène peut être rapproché des difficultés de contrôle des déplacements du centre des pressions lorsque le sujet maintient son équilibre debout et qu'il porte ce modèle d'orthèse avec cet ajustement (Guillebaste et al., 2007).

Il est intéressant de noter qu'il n'y a pas de différence entre les conditions où la tension du système de rappel varie. Cette caractéristique peut être expliquée par le faible niveau de sollicitation de la bande élastique durant la marche due à la faible amplitude des mouvements de flexion plantaire. En effet, chez des sujets sains, seulement 30% du cycle de marche est effectué avec la cheville en flexion plantaire (Olney et al., 1989). Chez des patients nécessitant ce type d'appareillage, on peut s'attendre à avoir des effets significatifs compte tenu du temps passé en flexion plantaire (90%) (Olney et al., 1989). Enfin, le manque de différence entre les conditions ORPL- et ORPL+ peut aussi être dû à une tension insuffisante de la bande élastique pour affecter les paramètres de marche normale en condition ORPL-, ou à une efficacité des stratégies de compensation développées en condition ORPL+.

II.4.3. Comparaison entre ORPM et ORPL

En plus des différences mécaniques, chaque modèle d'orthèse (ORPM et ORPL) induit des effets particuliers et différents sur les paramètres de la marche de sujets sains. Bien que ces dispositifs aient des fonctions similaires, les effets induits par chaque modèle semblent complémentaires. Alors que l'ORPM influence la vitesse de marche, la durée et la longueur de pas avec une asymétrie entre les côtés, l'ORPL influence seulement la longueur de la ligne médiane, sans impact sur les caractéristiques spatio-temporelles des pas. Une adaptation neuromusculaire lors du port d'ORPL devrait, en partie, expliquer cette différence.

II.5. Conclusion

Ces résultats devraient nous aider à mieux comprendre l'influence d'une perturbation liée au port d'orthèse, indépendamment des déficits neuromusculaires. La mise en commun des données de marche et du contrôle de la station debout nous donne des informations complémentaires et facilite la compréhension de nos résultats. Bien entendu, ce type d'étude trouve tout son intérêt seulement si elle introduit des travaux s'intéressant à des populations pathologiques. En effet, les comportements locomoteurs chez les patients devraient largement différer de ces premiers résultats, entendu que les orthèses sont perturbatrices chez les sujets sains alors qu'elles apportent une aide chez des patients ayant un pied tombant.

III. CAS DE PATIENTS AVEC LESION DU NERF SPE

III.1. Introduction

Le déficit unilatéral des muscles fléchisseurs dorsaux de cheville est la conséquence d'une lésion du nerf Sciatique Poplité Externe (SPE). L'appareillage adapté pour compenser cette déficience est l'ORP. A notre connaissance, il n'existe pas d'étude publiée ayant défini les caractéristiques posturales (avec ou sans dispositif orthopédique) de patients avec un tel déficit d'origine périphérique. Pourtant cette tâche motrice fine, considérée comme un prérequis à la locomotion est une étape essentielle dans le processus de rééducation. La marche des patients ayant une lésion du SPE a quant à elle fait l'objet de différents travaux ayant toutes pour objectif d'étudier les effets d'ORP (Lehmann et al., 1985b ; Lehmann et al., 1986 ; Kim et al., 2004). Cependant, avec cette population seuls les effets du port de modèles d'ORP de type monobloc ont été analysés.

Ainsi, l'objectif de cette étude était d'évaluer les effets du port de modèles d'orthèse de type releveur de pied aux caractéristiques mécaniques radicalement différentes (Monobloc vs. Liberté) chez des patients ayant une lésion unilatérale du SPE. Cette analyse objective, couplée à une analyse subjective devrait permettre de valider l'intérêt du port de l'orthèse Liberté et d'identifier des particularités propres à chacun des modèles.

III.2. Matériel et Méthodes

III.2.1. Sujets

8 patients ayant une lésion du nerf sciatique poplité externe ont été inclus dans cette étude (1 femme, 7 hommes ; taille : $169,5 \pm 9,4$ cm ; poids : $84,0 \pm 11,2$ kg ; âge : $63,5 \pm 11,9$ ans (moyenne \pm écart-type)), lors d'une consultation dans un service de Médecine Physique et de Réadaptation après avoir donné leur consentement éclairé. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique local (mai 2009). Le déficit musculaire unilatéral a été évalué au niveau du membre inférieur lésé selon l'échelle MRC et présentait les scores suivants : fléchisseurs genou ($4,8 \pm 0,4$), extenseurs genou ($4,7 \pm 0,5$), fléchisseurs plantaires cheville ($4,3 \pm 0,5$), fléchisseurs dorsaux cheville ($2,2 \pm 1,5$), fléchisseurs orteils ($4,4 \pm 0,5$), extenseurs orteils ($2,2$

$\pm 1,8$). Les amplitudes articulaires au niveau des genoux et chevilles n'étaient pas limitées. 19 sujets sains, volontaires, sans déficit neurologique ni antécédent traumatique récent ont également été inclus dans cette étude dans 2 conditions expérimentales (pieds nus et avec leurs chaussures habituelles, respectivement Ref et CH) pour servir de population contrôle.

Chaque sujet effectuait 5 conditions expérimentales différentes : la condition référence consistait à marcher sans orthèse (Ref), deux conditions avec une orthèse de type releveur de pied Monobloc (souple et rigide) et 2 conditions avec une orthèse Liberté (avec une tension faible et forte de la bande élastique). L'objectif de cette étude étant d'identifier les effets liés au port d'orthèses aux caractéristiques mécaniques différentes (modèle Monobloc *vs.* Liberté), les données mesurées en conditions monobloc (souple et rigide) ont été moyennées pour obtenir la condition Monobloc (M), et celles relatives aux conditions Liberté (tension faible et forte) pour obtenir la condition Liberté (L).

III.2.2. Analyse de la station debout

L'évaluation de la station debout a été réalisée à l'aide d'une double plate-forme (PF02, Equi+[®], France) de force pour distinguer le rôle de chaque appui (lésé *vs.* non-lésé) (*cf.* Chapitre 2 - *Evaluation de la station debout non perturbée*, Page 54). Les sujets sains et les patients ont effectué 3 essais de 32 s par condition. L'ordre de passage des conditions a été randomisé pour l'ensemble des sujets. Le temps de repos entre les essais était de 2 min et de 5 min entre les conditions.

En plus de la surface décrite par la trajectoire du CP (Surface CP, mm²), la répartition du poids corporel sur chaque appui (Répartition poids, %) et la position moyenne (relative par rapport à la longueur des pieds) du CP selon l'axe antéro-postérieur (Position CP en AP, %) ont été évaluées. En complément, les trajectoires des CP plantaires selon chacun des axes (ML et AP) ont été analysées du point de vue fréquentiel (Farenc & Rougier, 2000) via les paramètres d'amplitude (RMS, mm) et de fréquence médiane (Fq Méd, Hz). Du fait de l'absence de déficit unilatéral chez les sujets sains, les paramètres posturaux sont ceux relatifs au CP résultant des deux appuis.

III.2.3. Analyse de la marche

Les sujets avaient pour consigne de marcher à une vitesse qu'ils jugeaient confortable, sur une distance de 12 m. Pour éviter les effets dus à l'accélération et à la décélération, les mesures étaient enregistrées sur une distance de 7,32 m (longueur de la surface active de l'outil

de mesure). Pour chaque condition expérimentale, 2 essais étaient effectués. Le temps de repos entre les essais était de 2 min et entre les conditions de 5 min.

Les paramètres retenus et proposés par le logiciel du tapis de marche GAITRite[®] étaient la vitesse (cm/s), le temps (s) et la longueur de pas (cm), les temps de la phase de simple et double appui (calculés en pourcentage de cycle de marche), ainsi que le pourcentage de temps nécessaire au tiers postérieur du pied pour s'abattre au sol (Déroulé du pied, %). L'ensemble des paramètres a été analysé pour chacun des appuis (lésé et non-lésé). En complément, les coefficients de variation de la longueur et du temps de pas ont été calculés pour apprécier la qualité de régulation de la marche d'un point de vue spatio-temporel (CV Longueur et Temps de pas). Du fait de l'absence de déficit unilatéral chez les sujets sains, les valeurs des paramètres de marche correspondent à la moyenne des valeurs des côtés droit et gauche.

III.2.4. Analyse subjective

Pour compléter les analyses quantifiées du contrôle de la station debout et de la marche, les patients ont été soumis à un questionnaire visant à évaluer le confort de chaque modèle d'orthèse, et la sensation d'efficacité et de sécurité ressentie par le patient pour accomplir les tâches motrices dans chacune des conditions expérimentales. Chacun des 3 items (confort, efficacité et sécurité) était évalué à l'aide d'une échelle à 5 niveaux (1 : très faible ; 2 : faible ; 3 : ni faible, ni bon ; 4 : bon ; 5 : très bon) (*Annexe 1*).

III.2.5. Traitement statistique

D'une part, la normalité de la distribution des paramètres posturaux et locomoteurs (chez les sujets sains et les patients pour chacun des côtés) étant significative, une analyse de variance (ANOVA) paramétrique a été réalisée suivi, lorsque nécessaire, du test post-hoc de Newman-Keuls. L'asymétrie entre les côtés lésé et non-lésé des patients était évaluée par un t-test paramétrique. D'autre part, une analyse de variance (ANOVA) non paramétrique pour échantillons appariés, fondée sur les rangs (ANOVA de Friedman) a été réalisée suivi, lorsque nécessaire, du test de Dunn à comparaison multiple pour le traitement des données issus de l'analyse subjective. Enfin, la comparaison entre les deux modèles d'orthèse concernant le confort était évaluée par un test non paramétrique de Wilcoxon. Le premier seuil de signification retenu était de $p < 0,05$.

III.3. Résultats

III.3.1. Station debout

On ne note aucune asymétrie des paramètres posturaux chez les patients que ce soit en conditions pieds nus ou appareillées (*Figure 38*).

En condition pieds nus, seule la fréquence médiane du CP selon les deux axes est significativement augmentée chez les patients, par rapport aux sujets sains, quel que soit le côté considéré (lésé ou non-lésé) ($p < 0,05$) (*Figure 38, Tableau haut*). Alors que ces différences persistent entre les sujets sains (avec chaussage habituel) et les patients (avec orthèse Monobloc) ($p < 0,05$) (*Figure 38, Tableau milieu*), elles disparaissent partiellement lorsque les patients portent une orthèse Liberté. Plus précisément, c'est la fréquence médiane du CP sous l'appui non-lésé (donc non-appareillé) qui reste significativement supérieure à celle observée chez les sujets sains ($p < 0,05$) (*Figure 38, Tableau bas*).

En conditions appareillées, la position moyenne du CP est significativement avancée chez les patients, mais seulement du côté non-lésé ($p < 0,05$).

	Ref		Ref	
	Sains	SPE		Côté non-lésé
		Côté lésé	ns	
Surface CP (mm ²)	152,8 ± 87,7	110,2 ± 72,9	ns	167,2 ± 96,1
Répartition poids (%)	45,9 ± 2,8	47,0 ± 5,4	ns	53,0 ± 5,4
Position CP en AP (%)	0,47 ± 0,06	0,49 ± 0,05	ns	0,48 ± 0,06
RMS CP AP (mm)	0,56 ± 0,16	0,47 ± 0,17	ns	0,60 ± 0,17
Fq Méd CP AP (Hz)	0,35 ± 0,09 ^{1,2}	0,46 ± 0,13	ns	0,50 ± 0,12
RMS CP ML (mm)	0,20 ± 0,06	0,20 ± 0,07	ns	0,22 ± 0,06
Fq Méd CP ML (Hz)	0,36 ± 0,10 ^{1,2}	0,49 ± 0,15	ns	0,52 ± 0,11

	CH		ORPM	
	Sains	SPE		Côté non-lésé
		Côté lésé	ns	
Surface CP (mm ²)	139,7 ± 61,1	112,6 ± 55,8	ns	150,7 ± 63,2
Répartition poids (%)	46,1 ± 3,1	48,6 ± 6,6	ns	51,4 ± 6,6
Position CP en AP (%)	0,50 ± 0,06 ²	0,55 ± 0,08	ns	0,56 ± 0,05
RMS CP AP (mm)	0,54 ± 0,12	0,48 ± 0,12	ns	0,60 ± 0,14
Fq Méd CP AP (Hz)	0,38 ± 0,09 ^{1,2}	0,52 ± 0,13	ns	0,54 ± 0,11
RMS CP ML (mm)	0,18 ± 0,04	0,20 ± 0,06	ns	0,19 ± 0,04
Fq Méd CP ML (Hz)	0,41 ± 0,09 ^{1,2}	0,52 ± 0,13	ns	0,53 ± 0,10

	CH		ORPL	
	Sains	SPE		Côté non-lésé
		Côté lésé	ns	
Surface CP (mm ²)	139,7 ± 61,1	136,1 ± 141,3	ns	152,3 ± 61,0
Répartition poids (%)	46,1 ± 3,1	48,3 ± 6,1	ns	51,7 ± 6,1
Position CP en AP (%)	0,50 ± 0,06 ²	0,56 ± 0,06	ns	0,57 ± 0,05
RMS CP AP (mm)	0,54 ± 0,12	0,50 ± 0,23	ns	0,58 ± 0,10
Fq Méd CP AP (Hz)	0,38 ± 0,09 ²	0,46 ± 0,13	ns	0,47 ± 0,11
RMS CP ML (mm)	0,18 ± 0,04	0,23 ± 0,13	ns	0,20 ± 0,05
Fq Méd CP ML (Hz)	0,41 ± 0,09	0,45 ± 0,14	ns	0,46 ± 0,09

Figure 38 : Valeurs des paramètres posturaux obtenus chez les sujets sains et chez les patients, en fonction du côté (lésé versus non-lésé). Tableau haut : les patients comme les sujets sains étaient pieds nus (Ref). Tableau milieu : les sujets sains portaient leurs chaussures habituelles (CH) alors que les patients portaient leurs chaussures habituelles plus une orthèse Monobloc sur le pied lésé. Tableau bas : les sujets sains étaient en condition CH alors que les patients portaient leurs chaussures habituelles plus une orthèse Liberté du côté lésé.

ns : Indique l'absence de différence significative entre les côtés lésé et non-lésé ($p > 0,05$).

¹ : Indique une différence significative par rapport au côté lésé des SPE ($p < 0,05$).

² : Indique une différence significative par rapport au côté non-lésé des SPE ($p < 0,05$).

Chez les sujets sains, le port de chaussures induit une augmentation significative de la fréquence médiane des CP plantaires selon l'axe AP ($p < 0,05$), ainsi qu'une avancée de la position moyenne des CP plantaires ($p < 0,05$) (*Figure 39*). Chez les patients, on note également une augmentation de la même fréquence médiane en conditions appareillées, quel que soit le modèle d'orthèse ou le côté considéré ($p < 0,05$) (*Figure 39*). Enfin, une diminution statistiquement significative de cette fréquence en condition L par rapport à la condition M est à noter ($p < 0,05$), mais seulement sous l'appui controlatéral à celui appareillé (*Figure 39*).

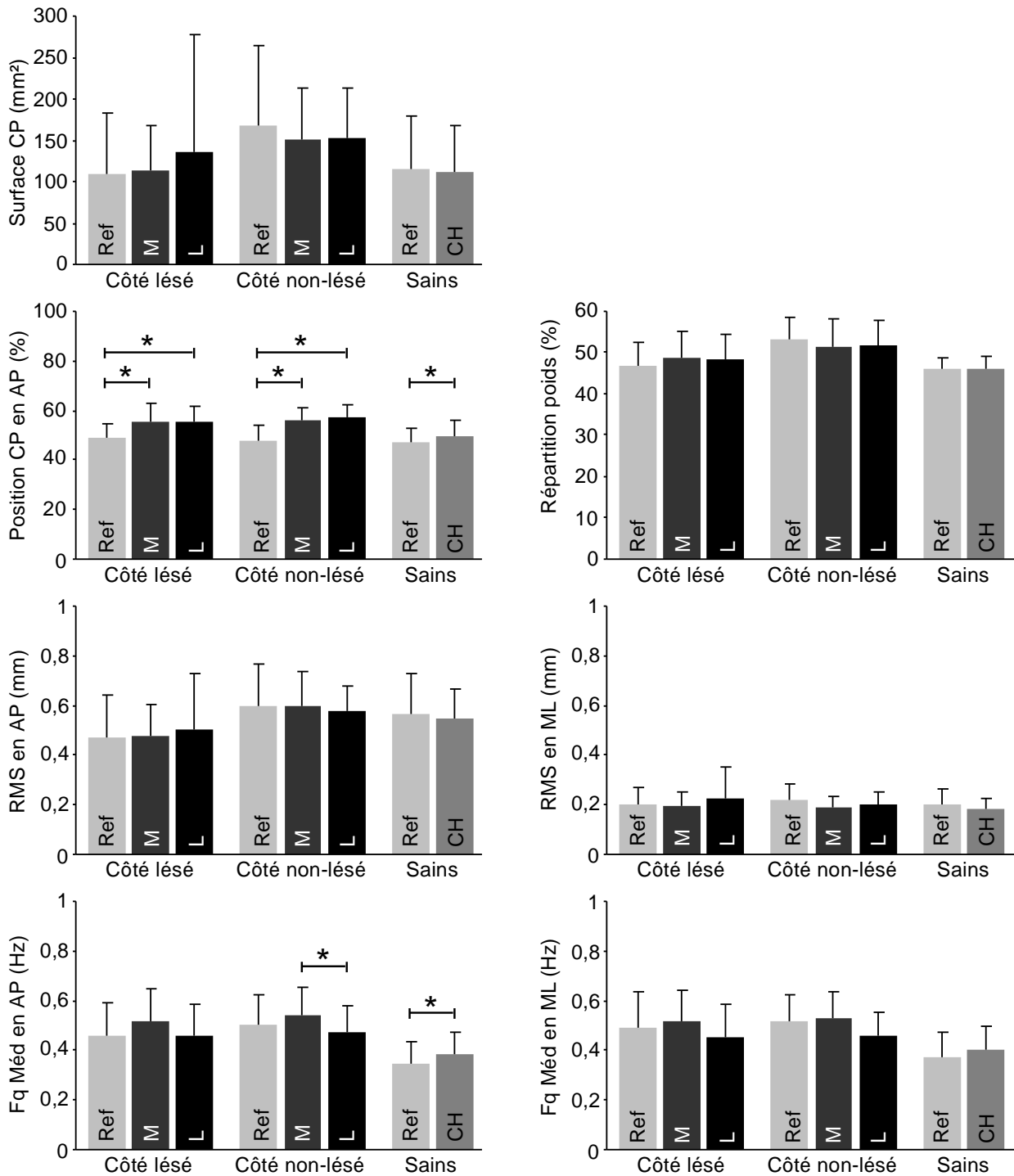


Figure 39 : Influence du port d'orthèse sur l'appui lésé chez les patients lors du contrôle de la station debout. A noter la comparaison pieds nus versus avec chaussures chez les sujets sains pour estimer les effets liés au chaussage. (* : $p < 0,05$).

III.3.2. Marche

Les seules asymétries des paramètres de marche entre les côtés lésé et non-lésé concernent le temps de pas et la durée relative de la phase de simple appui en condition pieds nus (Ref) (Figure 40, Tableau haut). Plus précisément, la durée du pas du côté lésé (c'est-à-dire

lorsque le patient est en appui sur le côté non-lésé) est significativement plus longue que celle du pas controlatéral ($p < 0,05$). Aussi, la phase de simple appui est significativement plus longue du côté non-lésé ($p < 0,05$).

Par rapport aux sujets sains, l'ensemble des paramètres de marche étudiés sont significativement dégradés chez les patients, quelle que soit la condition expérimentale, exception faite du coefficient de variation de la longueur du pas du côté non-lésé lorsque les patients sont en appui sur leur côté lésé appareillé avec l'orthèse Liberté ($p > 0,05$) (*Figure 40, Tableau bas*).

	Ref		Ref	
	Sains		SPE	
			Côté lésé	Côté non-lésé
Longueur pas (cm)	65,6 ± 4,3	^{1,2}	56,3 ± 5,9	^{ns} 55,6 ± 6,3
Temps pas (s)	0,52 ± 0,04	^{1,2}	0,61 ± 0,04	[*] 0,57 ± 0,04
Simple Appui (%)	38,5 ± 1,1	¹	34,4 ± 2,6	[*] 38,7 ± 1,9
Double Appui (%)	23,0 ± 2,2	^{1,2}	27,1 ± 1,8	^{ns} 27,1 ± 1,9
CV Longueur pas	2,4 ± 0,8	^{1,2}	3,6 ± 1,0	^{ns} 4,5 ± 1,7
CV Temps pas	2,6 ± 0,6	^{1,2}	3,6 ± 1,6	^{ns} 3,7 ± 0,9
Déroulé pied (%)	13,5 ± 3,2	^{1,2}	7,2 ± 5,5	^{ns} 9,4 ± 4,1

	CH		ORPM	
	Sains		SPE	
			Côté lésé	Côté non-lésé
Longueur pas (cm)	69,3 ± 5,8	^{1,2}	61,5 ± 5,5	^{ns} 62,7 ± 6,6
Temps pas (s)	0,54 ± 0,04	^{1,2}	0,61 ± 0,04	^{ns} 0,58 ± 0,04
Simple Appui (%)	38,1 ± 1,3	^{1,2}	33,9 ± 2,2	^{ns} 35,6 ± 1,4
Double Appui (%)	23,8 ± 2,5	^{1,2}	39,5 ± 2,0	^{ns} 30,6 ± 2,1
CV Longueur pas	2,4 ± 0,8	^{1,2}	3,3 ± 0,9	^{ns} 3,3 ± 0,6
CV Temps pas	2,7 ± 0,6	^{1,2}	4,5 ± 1,8	^{ns} 4,0 ± 2,5
Déroulé pied (%)	9,1 ± 3,6	^{1,2}	4,7 ± 3,6	^{ns} 4,5 ± 1,8

	CH		ORPL	
	Sains		SPE	
			Côté lésé	Côté non-lésé
Longueur pas (cm)	69,3 ± 5,8	^{1,2}	60,3 ± 5,5	^{ns} 61,5 ± 7,1
Temps pas (s)	0,54 ± 0,04	^{1,2}	0,61 ± 0,03	^{ns} 0,59 ± 0,02
Simple Appui (%)	38,1 ± 1,3	^{1,2}	34,5 ± 2,1	^{ns} 36,4 ± 1,6
Double Appui (%)	23,8 ± 2,5	^{1,2}	29,3 ± 2,4	^{ns} 29,3 ± 2,2
CV Longueur pas	2,4 ± 0,8	¹	3,7 ± 1,9	^{ns} 3,02 ± 0,8
CV Temps pas	2,7 ± 0,6	^{1,2}	3,4 ± 0,5	^{ns} 3,7 ± 0,8
Déroulé pied (%)	9,1 ± 3,6	^{1,2}	5,3 ± 3,7	^{ns} 5,2 ± 2,5

Figure 40 : Valeurs des paramètres locomoteurs obtenus chez les sujets sains et chez les patients, en fonction du côté (lésé versus non-lésé). La présentation des tableaux est identique à celle de la Figure 38.

ns : Indique l'absence de différence significative entre les côtés lésé et non-lésé ($p > 0,05$).

¹ : Indique une différence significative par rapport au côté lésé des SPE ($p < 0,05$).

² : Indique une différence significative par rapport au côté non-lésé des SPE ($p < 0,05$).

Chez les sujets sains, le port de chaussures induit une augmentation significative de la vitesse de marche ($p < 0,05$), de la longueur et du temps des pas ($p < 0,05$), et une réduction de la phase de déroulé du pied ($p < 0,05$) (*Figure 41*). Par rapport à la condition Ref, les patients, lorsqu'ils portent des chaussures avec une orthèse du côté lésé, se caractérisent par une augmentation de la vitesse de marche ($p < 0,05$), de la longueur des pas, et une réduction de la phase de déroulé du pied non-appareillé ($p < 0,05$) (*Figure 41*).

A noter également chez les patients que le port d'un appareillage modifie le patron de marche avec une diminution de la phase de simple appui du côté non-lésé ($p < 0,05$) et une augmentation de la phase de double appui ($p < 0,05$) (*Figure 41*). S'agissant de la variabilité des paramètres de marche, on remarque une diminution statistiquement significative de la longueur du pas non-lésé ($p < 0,05$), c'est-à-dire lorsque le patient est en appui sur le pied appareillé (*Figure 41*).

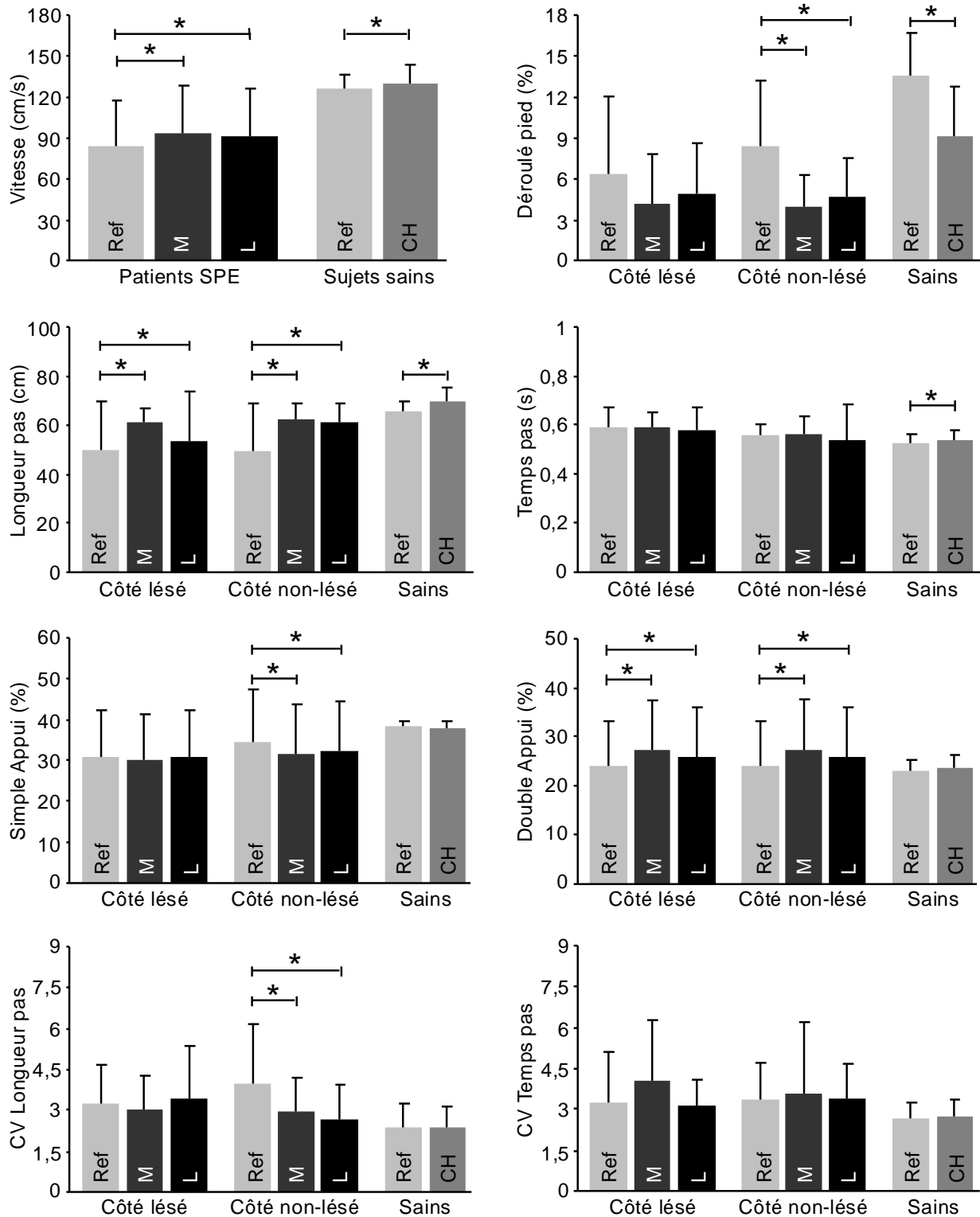


Figure 41 : Influence du port d'orthèse sur l'appui lésé chez les patients lors de la marche. A noter la comparaison pieds nus versus avec chaussures chez les sujets sains pour estimer les effets liés au chaussage. (* : $p < 0,05$).

III.3.3. Analyse subjective

Concernant le confort ressenti par les patients, on ne note pas de différence significative ($p > 0,05$) entre les modèles Monobloc et Liberté, que ce soit lors de la station debout ou lors de la marche (*Figure 42*).

Alors que le port d'orthèse (quel que soit le modèle) n'influe pas significativement sur le niveau d'efficacité ressenti par les patients pour accomplir la tâche posturale ($H(8,3)=1,2$; $p > 0,05$), celui lié à la marche est significativement amélioré ($p < 0,05$) (*Figure 42*).

Concernant le niveau de sensation de sécurité ressenti par les patients, il apparaît que seul le modèle Liberté améliore significativement ce paramètre lors de la station debout ($p < 0,05$) ou de la marche ($p < 0,05$), par rapport à la condition Ref (*Figure 42*).

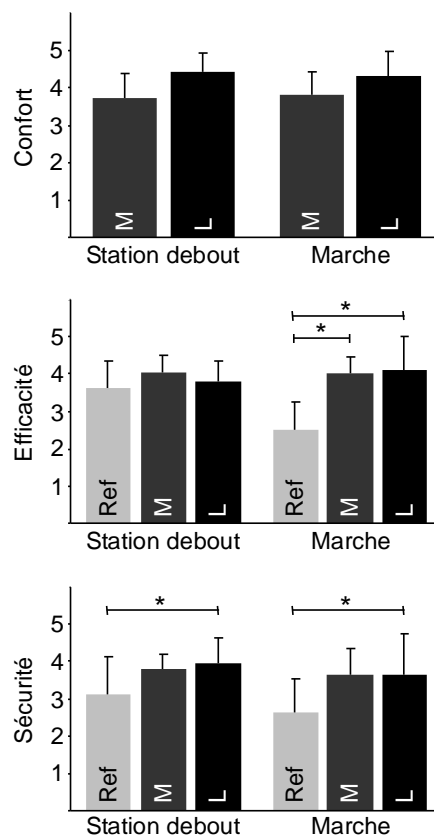


Figure 42 : Evaluation du ressenti du patient, où 1 correspondant au niveau le plus faible et 5 au niveau le plus fort. (: $p < 0,05$).*

III.4. Discussion

L'objectif de cette étude était d'évaluer les effets du port de modèles d'orthèse de type releveur de pied aux caractéristiques mécaniques différentes chez des patients ayant une lésion unilatérale du nerf sciatique poplité externe.

III.4.1. Caractéristiques posturales et locomotrices

Pour cette pathologie induisant une déficience unilatérale, des asymétries n'ont été observées qu'au travers des paramètres locomoteurs. D'une façon générale, alors que les différences locomotrices sont nombreuses par rapport aux sujets sains, celles d'origine posturale le sont moins. Ceci peut être expliqué par le fait que le recrutement des fléchisseurs dorsaux de cheville (seul groupe musculaire déficitaire dans notre échantillon de patients) intervient principalement lors de la marche. En effet le maintien d'une station orthostatique ne sollicite que peu les muscles fléchisseurs dorsaux (Okada & Fujiwara, 1983).

Ainsi, concernant la marche, comme l'ont déjà remarqué Lehmann et al. (1985a, 1986), l'attaque du pas est davantage plantigrade (contact initial pied à plat) que taligrade (contact initial par le talon), avec une diminution significative de la longueur des pas. En complément, il est à noter que le caractère unilatéral de cette pathologie conduit les patients à davantage exploiter leur appui non-lésé.

III.4.2. Effets du port d'orthèses de type releveur de pied

Dans notre étude, la comparaison de la condition de référence (pieds nus) avec les conditions appareillées ne nous permet pas de distinguer, du point de vue des effets, ce qui est dû au chaussage de ce qui est dû au port d'orthèse. Il est cependant possible de noter les effets liés au chaussage chez les sujets sains et d'extrapoler ces effets aux patients. Ainsi, l'avancée de la position moyenne du CP lors de la tâche posturale, et l'augmentation de la vitesse confortable ou des longueurs de pas lors de la marche ne peut résulter exclusivement du seul port d'orthèse. Concernant les paramètres locomoteurs, les données de la littérature suggèrent que ces améliorations résultent en partie du port d'orthèse (Kim et al., 2004 ; Lehmann et al., 1986). S'agissant de la phase d'appui, nous pouvons supposer que la raideur de la semelle participe à la diminution de la durée du déroulé du pied (notée chez les sujets sains). Or, chez les patients, cette diminution est seulement observée du côté non-lésé. On peut donc suggérer

que le port d'orthèse sur le côté lésé permet d'éviter cette dégradation. Concernant le schéma de marche, il est à noter que le port d'orthèse permet aux patients d'exploiter davantage les phases de double appui, en diminuant celle de simple appui du côté non-lésé (exagérément longue en condition pieds nus). Enfin, le port d'orthèse induit une diminution significative de la variabilité de la longueur des pas lorsque le patient est en appui sur le pied lésé appareillé. Ceci souligne l'aide de ce type d'appareillage au contrôle de la phase d'appui sur le côté lésé, ce qui rend la marche plus harmonieuse.

Ces différents résultats, issus de l'analyse quantifiée, sont confirmés par ceux de l'analyse subjective. En effet, nos résultats, comme ceux de Geboers et al. (2002b), montrent que le ressenti des patients concernant la fonction locomotrice avec ORP chez les patients SPE est positif, et plus particulièrement du point de vue de l'efficacité ressentie.

III.4.3. Différences entre les modèles d'orthèse

Des deux modèles, c'est uniquement lors du port de l'orthèse Liberté que les perturbations de l'équilibre debout, observées en condition pieds nus, disparaissent partiellement. Le port de l'orthèse Liberté aide au contrôle des mouvements des CP plantaires selon les deux axes, et plus particulièrement au niveau de l'appui lésé appareillé.

Lors de la marche, le port du modèle Liberté diminue le coefficient de variation de la longueur des pas du côté non-lésé par rapport aux sujets sains. Ce résultat peut être rapproché des résultats de l'item sécurité du questionnaire soumis aux patients. En effet, la diminution de la variabilité de la longueur des pas permet au patient de diminuer le risque de chute (Maki, 1997), et améliore la sensation de sécurité perçue lors du port de l'orthèse Liberté.

De façon générale, même lors de la marche, peu de différences entre les modèles d'orthèse ont pu être mis en évidence. La participation à la propulsion est ce qui différencie principalement les deux modèles d'orthèse. En effet, des deux modèles, seul le Monobloc peut (par restitution d'énergie) participer à cette phase de propulsion (Lehmann et al., 1980) à la fin de la phase d'appui, lorsque la cheville est en flexion dorsale. Le fait que l'ensemble des patients recrutés n'avaient pas de déficit musculaire des fléchisseurs plantaires, et étaient donc tous capables de générer de la propulsion, peut en partie expliquer ce manque de différence. Le recrutement de patients avec un déficit marqué des muscles fléchisseurs plantaires, et n'ayant donc pas d'autre moyen pour se propulser que d'utiliser leur appareillage, devrait permettre de mettre en évidence les spécificités des différents modèles d'orthèse de type releveur de pied.

III.5. Conclusion

Dans notre échantillon de patients, le contrôle de la station debout n'est que peu perturbé, expliquant en partie les effets limités du port d'un appareillage. La marche est sensiblement améliorée par le port d'orthèse de type releveur de pied avec une symétrisation des paramètres locomoteurs. Toutefois, les différences des propriétés mécaniques des orthèses n'induisent pas des différences motrices en fonction du modèle porté. Nous supposons que le recrutement de patients ayant, outre un déficit des muscles fléchisseurs dorsaux de cheville justifiant l'utilisation d'orthèse de type releveur de pied, un déficit des muscles antagonistes devrait permettre de différencier les modèles d'orthèses en fonction de leurs caractéristiques mécaniques.

CHAPITRE 5 :

CAS DE PATIENTS ATTEINTS DE LA MALADIE DE CHARCOT- MARIE-TOOTH

I. CARACTERISTIQUES POSTURALES ET LOCOMOTRICES

I.1. Introduction

Dans la maladie de CMT on note une grande variabilité de l'atteinte motrice des patients. Des échelles cliniques sont largement utilisées pour évaluer les capacités musculaires et ainsi catégoriser les patients. Cependant, aucune information concernant les conséquences fonctionnelles ne peut en être déduite, par exemple lors de tâches sensori-motrices comme le contrôle de la station debout et la marche.

Ces dernières années, plusieurs études ont été réalisées pour évaluer les perturbations au cours de la marche et du contrôle de la station orthostatique chez ces patients CMT. Lors de la station debout, on note que les patients oscillent significativement plus que les sujets sains (Nardone et al., 2000 ; Nardone et al., 2006), sans observer de relation entre la surface de déplacement du CP_{Res} et la force musculaire (Nardone et al., 2000). Au cours de la marche, on observe chez les patients CMT un pied tombant (en bilatéral) parfois associé à un déficit des muscles fléchisseurs plantaires (Vinci & Perelli, 2002), induisant une diminution de la vitesse confortable de marche (Newman et al., 2007). De façon originale, Don et al. (2007) ont distingué les patients CMT en fonction de leur déficit musculaire (fléchisseurs plantaires et/ou dorsaux) et ont pu mettre en évidence des différences au niveau des paramètres spatio-temporels élémentaires.

Cependant, les études précédemment citées ne permettent pas de déterminer s'il existe des liens entre le niveau du déficit des muscles des membres inférieurs et les habiletés fonctionnelles. L'analyse de deux tâches motrices telles que la station debout et la marche, qui ne sollicitent ni les mêmes groupes musculaires ni les mêmes niveaux d'activation musculaire, devrait nous permettre de mettre en évidence les conséquences fonctionnelles de chacun des groupes musculaires déficitaires. Ainsi, l'objectif de cette étude est d'identifier les conséquences fonctionnelles à partir des données de force musculaire, obtenues par une échelle clinique couramment utilisée. D'une part, considérant la station debout comme principalement contrôlée par les muscles fléchisseurs plantaires (Okada, 1973), on peut supposer que l'équilibre debout des patients CMT peu déficitaires ne devrait pas être significativement perturbé. D'autre part, la marche sollicitant les fléchisseurs plantaires mais aussi dorsaux (Winter & Yack, 1987), nous supposons que le déroulement du pied au sol devrait être affecté

en raison de l'atteinte des fléchisseurs dorsaux, ainsi que la longueur de pas chez les patients ayant un déficit musculaire des fléchisseurs plantaires.

I.2. Matériel et Méthodes

I.2.1. Sujets

Après avoir donné leur consentement éclairé, 11 femmes et 15 hommes atteints de la maladie de CMT ont été inclus dans cette étude (*Tableau 4*). Tous les patients étaient capables de rester debout sans aide pendant au moins 1 minute et de marche seul en condition pieds nus. L'évaluation du niveau de force a été réalisée au niveau des fléchisseurs plantaires et dorsaux de cheville par l'échelle MRC. Alors que les fléchisseurs dorsaux sont les premiers muscles atteints dans l'évolution de la maladie de CMT, les fléchisseurs plantaires sont quant à eux plus ou moins affectés. La classification des patients en fonction de leur déficit musculaire peut aider à révéler des habiletés fonctionnelles particulières. Ainsi, les patients ont été répartis dans deux groupes en fonction de leur capacité ou pas à développer un mouvement de flexion plantaire contre résistance (Gr1 : score MRC des fléchisseurs plantaires ≥ 4 et Gr2 : score MRC des fléchisseurs plantaires < 4). De façon intéressante, dans chacun des groupes, près de la moitié des patients présentaient un déficit de la sensibilité profonde et superficielle (*Tableau 4*). En complément, 19 sujets sains sans troubles neurologique ou orthopédique ont participé à l'étude en tant que population contrôle.

I.2.2. Analyse de la station debout

Il s'est agi d'une évaluation classique de la station debout. La consigne donnée aux sujets était de bouger le moins possible, les yeux ouverts, pieds nus, dans une position standardisée (*cf. Chapitre 2 - Evaluation de la station debout non perturbée, Page 54*). Le temps de repos entre les essais était de 2 min.

En plus de la surface décrite par la trajectoire du centre des pressions résultant (CP) (CP-area, mm²) (Tagaki et al., 1985), la posture a été évaluée au travers de la position moyenne relative du CP par rapport à la longueur de pieds selon l'axe antéro-postérieur (CP-AP, %), et le pourcentage du poids de corps appliqué sur l'appui le moins chargé (BW_{lf}, %). Enfin, les variances (mm²) ont été calculées pour caractériser les mouvements du CP selon les axes AP et

ML. Du fait de l'absence de déficit unilatéral chez les sujets recrutés, les paramètres posturaux sont ceux relatifs au CP résultant des deux appuis.

I.2.3. Analyse de la marche

La marche des sujets a été évaluée grâce à un tapis de marche (GAITRite®). Ceux-ci avaient pour consigne de marcher, pieds nus, à une vitesse qu'ils jugeaient confortable, sur une distance de 12 m. Pour éviter les effets dus à l'accélération et à la décélération, les mesures étaient enregistrées sur une distance de 7,32 m (longueur de la surface active de l'outil de mesure). Le temps de repos entre les 2 essais était de 2 min.

Les paramètres retenus pour analyser la marche étaient la vitesse (Velocity, cm/s), la cadence (Hz), la longueur de pas (Step length, cm), le pourcentage de simple et double appui par rapport au cycle de marche (Single and Double support, %), et le pourcentage de temps nécessaire au tiers postérieur du pied pour s'abattre au sol (Heel Off-On, %). Du fait de l'absence de déficit unilatéral chez les sujets sains, les valeurs des paramètres de marche correspondent à la moyenne des valeurs des côtés droit et gauche.

I.2.4. Traitement statistique

D'une part, la normalité de la distribution des paramètres posturaux et locomoteurs (chez les sujets sains et les patients) étant significative, une analyse de variance (ANOVA) paramétrique a été réalisée, suivie lorsque nécessaire, du test post-hoc de Newman-Keuls à comparaison multiple pour comparer les valeurs des groupes de sujets (N : sujets Sains, Gr1 et Gr2 : patients. D'autre part, des tests de Wilcoxon et de Mann-Whitney ont été utilisés pour comparer respectivement les données cliniques dans chaque groupe, et entre les groupes de patients. Enfin les coefficients de Spearman ont permis de déterminer les corrélations entre les scores cliniques et les paramètres posturaux et locomoteurs. Le premier seuil de signification retenu était de $p < 0,05$.

I.3. Résultats

I.3.1. Données cliniques

Les scores MRC des fléchisseurs plantaires et dorsaux de cheville sont significativement plus faibles chez les patients du Gr2 par rapport à ceux du Gr1 (U=0 ; p<0,05 and U=17 ; p<0,05, respectivement) (Tableau 4). De plus, les fléchisseurs dorsaux sont significativement plus atteints que les fléchisseurs plantaires chez les patients du Gr1 (p<0,05) (Tableau 4).

	Healthy subjects	CMT patients	Gr 1	Gr 2	P value
Sexe	10 F / 9 H	11 F / 15 M	5 F / 6 M	6 F / 9 M	
Age (years)	49.4 ± 10.7	50.7 ± 16.0	43.7 ± 20.3	55.3 ± 11.0	0.23
Height (cm)	167.6 ± 8.3	167.2 ± 10.8	168.9 ± 13.5	166.0 ± 8.8	0.62
Weight (kg)	67.7 ± 13.6	64.8 ± 12.5	63.7 ± 12.4	66.0 ± 12.6	0.53
MRC ankle score	Dorsal-flexors	1.3 ± 1.4	2.3 ± 1.3	0.4 ± 0.8	<0.001*
	Plantar-flexors	2.4 ± 1.8	4.2 ± 0.3	1.1 ± 1.2	<0.001*
			P value	<0.001	0.11
Sensory deficit	Deep	44%	45%	43%	
	Superficial	52%	54%	50%	

Tableau 4 : Caractéristiques cliniques des patients CMT et sujets sains (Healthy subjects) (M : Homme; F: Femme). Les résultats sont indiqués sous la forme « moyenne ± écart-type ». Des tests appariés et non-appariés ont été utilisés pour analyser respectivement les différences entre les groupes musculaires et les groupes de patients.

I.3.2. Liens entre déficit musculaire et contrôle de la station debout

		MRC score	
		Dorsal-flexors	Plantar-flexors
Postural parameters	CP-area (mm ²)	-0.27	-0.46*
	CP-AP (%)	-0.30	0.08
	BWlfl (%)	0.26	0.53 *
	ML Variance (mm ²)	-0.38	-0.45 *
	AP Variance (mm ²)	-0.05	-0.13
Gait parameters	Velocity (cm/s)	0.53*	0.47*
	Cadence (Hz)	0.56*	0.28
	Step length (cm)	0.44*	0.41
	Single Sup (%)	0.21	0.15
	Double Sup (%)	-0.16	-0.07
	Heel Off-On (%)	-0.10	0.26

Tableau 5 : Corrélations entre les paramètres posturaux/locomoteurs et les scores MRC des fléchisseurs dorsaux et plantaires. A noter les corrélations significatives entre la vitesse de marche et les scores MRC des deux groupes musculaires, alors que les paramètres posturaux sont seulement significativement corrélés avec la force des fléchisseurs plantaires (: $p < 0,05$).*

Des corrélations significatives entre le score musculaire des fléchisseurs plantaires et la plupart des paramètres posturaux ont été trouvées ($p < 0,05$) (Tableau 5). Par rapport aux sujets sains, seuls les patients du Gr2 sont caractérisés par une surface de déplacement du CP_{Res} significativement plus importante ($q = 5,467$; $p < 0,05$) (Figure 43a). De façon intéressante, bien que la variance selon l'axe AP soit augmentée chez tous les patients par rapport aux sujets sains (N vs. Gr1: $q = 2,861$; $p < 0,05$; N vs. Gr2: $q = 3,692$; $p < 0,05$), la variance selon l'axe ML est perturbée seulement chez les patients CMT du Gr2 patients par rapport à ceux du Gr1 ($q = 3,737$; $p < 0,05$) et aux sujets sains ($q = 5,984$; $p < 0,05$) (Figure 43a).

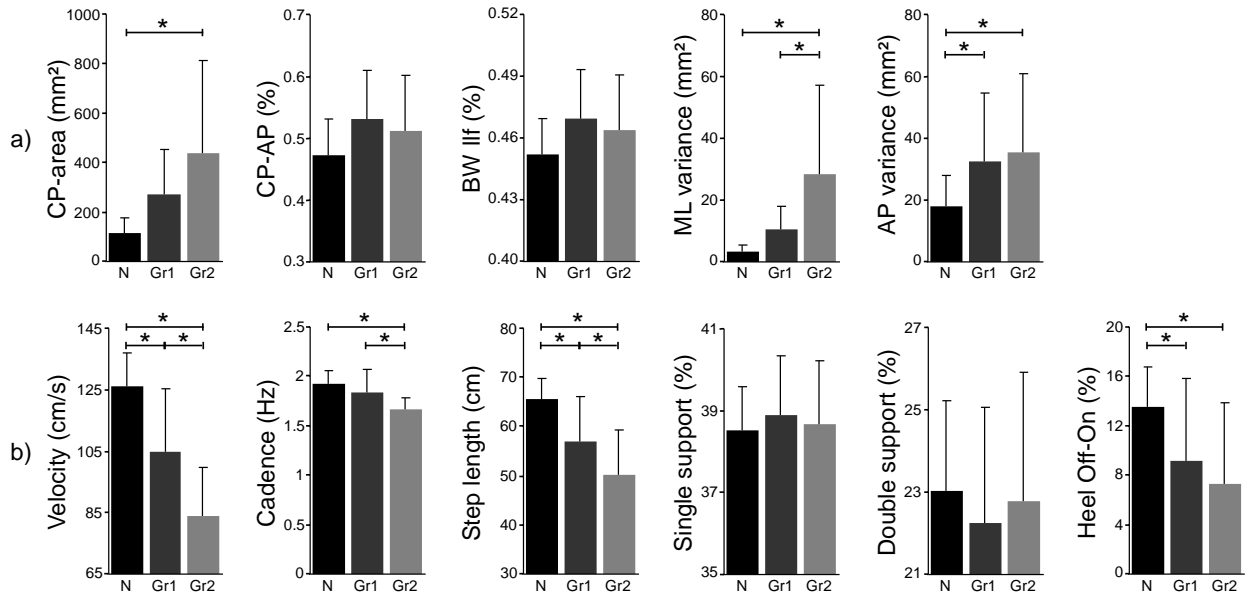


Figure 43 : a) Alors que les patients CMT ayant un léger déficit des fléchisseurs plantaires (Gr1) ne montrent pas de différence significative avec les sujets sains (N) selon l'axe ML, les mouvements du CP selon l'axe AP sont perturbés, quel que soit le groupe de patients. b) A noter l'absence de différence significative concernant les proportions des phases du cycle de marche par rapport aux sujets sains, alors que les autres paramètres locomoteurs sont significativement dégradés, et à plus forte raison chez les patients les plus déficitaires du point de vue de la force des fléchisseurs plantaires (Gr2). Les différences significatives sont mises en évidence au seuil de $* p < 0,05$.

I.3.3. Liens entre déficit musculaire et marche

La vitesse de marche confortable est corrélée positivement aux fléchisseurs dorsaux et plantaires (respectivement, $r=0,53$ and $r=0,47$ $p < 0,05$) (Tableau 5). Par rapport aux sujets sains, les proportions des phases de marche ne sont pas perturbées chez les patients CMT, quel que soit le groupe (Figure 43b). Les autres paramètres de marche étudiés présentent des différences importantes entre les sujets sains et les patients du Gr2 (Figure 43b). Par rapport aux sujets sains, les patients du Gr1 ont une cadence non perturbée ($q=1,989$; $p > 0,05$). Enfin, la vitesse de marche ($q=4,791$; $p < 0,05$), la cadence ($q=3,664$; $p < 0,05$) et la longueur du pas ($q=3,251$; $p < 0,05$) sont meilleures chez les patients du Gr1 par rapport à ceux du Gr2 (Figure 43b).

I.4. Discussion

Cette étude décrit les liens existant entre le déficit musculaire et les capacités fonctionnelles de patients CMT aux atteintes musculaires variables au niveau des chevilles. Les résultats de cette étude sont en accord avec la littérature et la complètent (Nardone et al., 2000 ;

Newman et al., 2007 ; Don et al., 2007). De façon originale, la double analyse de la marche et de la station debout chez des patients CMT ayant un déficit musculaire variable nous permet d'identifier les conséquences fonctionnelles de ces atteintes.

Comme nous l'avions supposé, les paramètres classiquement utilisés pour décrire la marche et le contrôle de la station debout (vitesse de marche confortable et surface de déplacement du CP) sont corrélés au niveau du déficit musculaire. De plus, la constitution et l'évaluation des groupes de patients au travers de deux tâches motrices standardisées apporte des informations complémentaires. L'influence du déficit musculaire sur les capacités fonctionnelles dépend du niveau de force requis pour accomplir chacune des tâches motrices. En effet, le contrôle postural, qui nécessite peu de force, n'est pas affecté par un faible déficit, alors que la marche, qui nécessite un niveau de force plus important, est perturbée quelle que soit le degré de l'atteinte.

L'analyse de corrélation apporte des informations complémentaires. La force des fléchisseurs plantaires est corrélée aux paramètres posturaux mais seulement selon l'axe ML, alors que l'activation de ces muscles est connue pour influencer le contrôle postural selon l'axe AP (Winter, 1995). Cependant, distinguer les patients en fonction de leur niveau de déficit musculaire permet d'affiner cette première interprétation. En effet le contrôle postural selon l'axe AP est perturbé pour tous les patients CMT alors que seuls les patients les plus atteints présentent une dégradation du contrôle de la station debout selon l'axe ML. Les pieds des sujets étant positionnés en rotation externe, on peut suggérer que les muscles fléchisseurs plantaires soient également impliqués (en complément des muscles de hanche) (Winter, 1995) dans le contrôle latéral de l'équilibre debout (Rougier, 2008). Ainsi, le fait de proposer une analyse propre à chacun des axes (AP et ML) permet d'identifier différentes stratégies posturales chez les patients CMT.

En accord avec une étude précédente (Don et al., 2007), les proportions des phases du cycle de marche ne diffèrent pas de celles observées chez des sujets sains, alors que les autres paramètres de marche sont sensiblement perturbés induisant une diminution de la vitesse de marche (Newman et al., 2007). Malgré une différence significative des niveaux de force des muscles fléchisseurs dorsaux, aucune conséquence n'a pu être mise en évidence lors du déroulement du pied entre les deux groupes de patients. Ceci suggère que la différence de force reste trop faible pour influencer significativement cette phase de marche qui sollicite les fléchisseurs dorsaux en mode excentrique.

I.5. Conclusion

La constitution de groupes de patients permet de passer outre les problèmes liés à la précision des items de l'échelle d'évaluation musculaire (pouvant rendre peu fiable l'analyse de corrélation), et ainsi identifier différentes stratégies posturales et locomotrices. Comme le montrent nos données, les tests cliniques ne sont que partiellement appropriés pour informer sur les conséquences fonctionnelles, ce qui justifie l'intérêt d'analyser en parallèle des tâches motrices standardisées en laboratoire. En effet, l'évaluation de mouvements mono-articulaires (comme réalisé par l'échelle MRC) n'est que peu représentative de ce qui se passe lors de tâches motrices complexes nécessitant une coordination musculaire. Dans cette étude, l'accent a été mis sur l'analyse des liens entre le niveau de déficit musculaire et les capacités fonctionnelles. Nos données mettent en évidence que chez des patients CMT, des déficits musculaires variés engendrent des différences fonctionnelles lors de tâches motrices évaluées par une analyse standardisée. À terme, ces résultats pourraient être utiles dans le champ de la rééducation, par exemple pour choisir le meilleur appareillage offrant une assistance adaptée aux besoins particuliers des patients.

II. QUEL MODELE D'ORP PRESCRIRE ?

II.1. Introduction

Les ORP sont prescrites chez des patients ayant un déficit musculaire des fléchisseurs dorsaux de cheville, pour éviter d'accrocher le sol avec les orteils lors de la marche. Ce symptôme est présent dans de nombreuses pathologies telles que la maladie de CMT caractérisée par un déficit musculaire distal (Dyck et al., 1993).

Les chaussures orthopédiques sont traditionnellement prescrites chez des patients CMT, en raison de la déformation fréquente de leurs pieds. Une seule étude de cas a mis en évidence la diminution de douleurs et une augmentation de la vitesse de marche lors du port de chaussures orthopédiques sur-mesure (Guzian et al., 2006). Les ORP, associées ou pas à des semelles orthopédiques, portées avec des chaussures du commerce, peuvent cependant être une prescription intéressante (Siegel, 1988), offrant la possibilité au patient de choisir des chaussures du commerce.

Différentes caractéristiques mécaniques peuvent être observées parmi les nombreux modèles d'orthèse existants. Par exemple, l'ORPM, qui est le modèle le plus répandu, offre une résistance aux mouvements de flexion plantaire et dorsale (*Figure 44*). Lors de sa déformation au cours de la marche, un moment de force correcteur est généré par l'orthèse pour retrouver sa position neutre (i.e. initiale) (Yamamoto et al., 1993). Les ORPM sont donc prescrites pour supprimer le symptôme du pied tombant en phase oscillante lors de la marche et/ou la phase de propulsion en fin de phase d'appui (Lehmann et al., 1983). En complément, l'ORPL assiste seulement les mouvements de flexion dorsale (*Figure 44*).



Figure 44 : Illustration des Orthèses de type Releveur de Pied Monobloc et Liberté portées avec des chaussures du commerce.

A notre connaissance, seulement trois études (dont deux d'entre elles sont des études de cas) ont comparé les effets du port de différents modèles d'ORP lors de la marche chez des patients CMT. Les auteurs ont noté une amélioration des paramètres cinématique (Killen et al., 2007), spatio-temporels (Vinci et al., 2010), ou physiologiques (Bean et al., 2001) avec un des modèles testés. Cependant, du point de vue mécanique, les modèles étudiés étaient tous différents, empêchant toute interprétation générale. De plus, le nombre limité de patients inclus dans ces études ne permet pas d'identifier des liens possibles entre les caractéristiques cliniques des patients et celles mécaniques des orthèses. Considérant qu'un des objectifs rééducatifs les plus importants est d'améliorer le contrôle de la station debout et de la marche, l'approfondissement de nos connaissances sur les effets du port d'ORP lors de ces tâches quotidiennes semble particulièrement intéressant.

L'objectif de cette étude est donc (1) de s'assurer que le port de modèles d'ORP améliore le contrôle de la marche et de la station debout chez des patients CMT, et (2) d'identifier le modèle le plus approprié à un type de patients en fonction de ses caractéristiques cliniques. Compte tenu que le mouvement de flexion plantaire n'est pas assisté par l'ORPL, nous pouvons supposer que seuls les patients capables d'effectuer un mouvement de flexion plantaire contre résistance pourraient tirer profit de ce modèle d'ORP.

II.2. Matériel et Méthodes

II.2.1. Sujets

Vingt-six patients (11 femmes et 15 hommes) atteints de la maladie de CMT et nécessitant le port d'une ORP ont été inclus dans cette étude (âge : $50,7 \pm 16,0$ ans ; taille $167,2 \pm 10,8$ cm ; poids $64,8 \pm 12,5$ kg ; (moyenne \pm écart-type)) après avoir donné leur consentement éclairé (cf. Chapitre 5 – *Caractéristiques posturales et locomotrices*, Page 122). Tous les patients étaient capables de rester debout sans aide pendant au moins 1 minute et de marcher seul en condition pieds nus. Les patients ont été évalués, dans un ordre aléatoire, lors de 3 conditions expérimentales différentes (condition habituelle de chaussage CH ; avec les modèles ORPM et ORPL portés dans leurs chaussures habituelles). Parmi cet échantillon de patients, 14 d'entre eux (6 femmes et 8 hommes) (âge : $46,4 \pm 18,4$ ans ; taille $167,8 \pm 12,1$ cm ; poids $63,3 \pm 11,0$ kg) ne portaient que des chaussures (sans orthèse) lors de la condition CH.

Compte tenu du déficit musculaire variable généralement observé chez ces patients, celui-ci a été évalué sur l'échelle MRC pour les muscles fléchisseurs plantaires ($2,4 \pm 1,8$) et dorsaux ($1,3 \pm 1,4$) de cheville, fléchisseurs ($4,8 \pm 0,4$) et extenseurs ($4,8 \pm 0,4$) du genou, et fléchisseurs ($1,5 \pm 1,7$) et extenseurs ($1,2 \pm 1,4$) des orteils (score correspondant à la moyenne des deux membres inférieurs). En complément, la présence d'un déficit de la sensibilité profonde (chez 44% des patients inclus) et superficielle (chez 52% des patients inclus) au niveau des pieds a été relevée lors de l'examen clinique.

II.2.2. Analyse de la station debout

Il s'est agi d'une évaluation classique de la station debout. La consigne donnée aux sujets était de bouger le moins possible, les yeux ouverts, pieds nus, dans une position standardisée (cf. Chapitre 2 – *Evaluation de la station debout non perturbée*, Page 54). Le temps de repos entre les essais était de 2 min entre les essais et de 5 min entre les conditions.

En plus de la surface décrite par la trajectoire du Centre des Pressions (CP) (CP-area, mm²) (Tagaki et al., 1985), la trajectoire du CP a été analysée selon chacun des axes ML et AP du point de vue fréquentiel (Farenc & Rougier, 2000). Cette méthode repose sur la quantification de spectres (amplitudes des déplacements en fonction des fréquences) par l'intermédiaire de paramètres tels que la RMS (CP-amplitude, mm) et la FM (CP-frequency,

Hz). Du fait de l'absence de déficit unilatéral chez les sujets sains, les paramètres posturaux sont ceux relatifs au CP résultant des deux appuis.

II.2.3. Analyse de la marche

Il s'est agi d'une évaluation classique de la marche (*cf. Chapitre 5 - Caractéristiques posturales et locomotrices, Page 121*). Le temps de repos entre les essais était de 2 min et entre les conditions de 5 min.

Les paramètres retenus et proposés par le logiciel du tapis de marche GAITRite[®] étaient la vitesse (Velocity, cm/s), le temps (Step time, s) et la longueur de pas (Step length, cm), et le pourcentage de temps nécessaire au tiers postérieur du pied pour entrer en contact avec le sol (Heel Off-On, %). En complément, considérant que le niveau de force musculaire peut contribuer à une variabilité des paramètres locomoteurs (Hausdorff et al., 2001), les CV de la longueur et du temps de pas ont été calculés.

II.2.4. Analyse prédictive

Considérant qu'un de nos objectifs était d'identifier les patients pouvant tirer davantage profit d'un des deux modèles d'ORP, une analyse prédictive a été réalisée. Bien que l'analyse de régression soit classiquement utilisée pour obtenir une donnée de prédiction (évolution d'une variable par rapport à une autre), cette méthode n'est que peu adaptée à notre problématique où nous souhaitons apporter une aide au choix entre deux appareillages. De façon intéressante, l'analyse prédictive fournit des indications (en termes de probabilités) aux rééducateurs pour les aider à choisir objectivement le meilleur modèle d'orthèse au regard des caractéristiques cliniques des patients. L'analyse consiste à différencier les patients selon –i) la présence ou non d'un déficit (sensoriel par exemple) ou –ii) du niveau de force musculaire en fonction d'un seuil, et par suite calculer des valeurs prédictives pour chacun des groupes de patients. Ces valeurs correspondent aux probabilités pour les patients d'avoir la meilleure marche ou contrôle de la station debout avec un des modèles d'orthèse (ORPM ou ORPL) lorsque qu'ils ont ou non un déficit de la sensibilité, ou lorsque leurs capacités musculaires sont en-deçà ou au-delà du seuil. Ce seuil retenu était celui pour lequel l'indice de Youden (Youden, 1950) était le plus élevé (indice compris entre -1 et 1) témoignant de la meilleure validité prédictive.

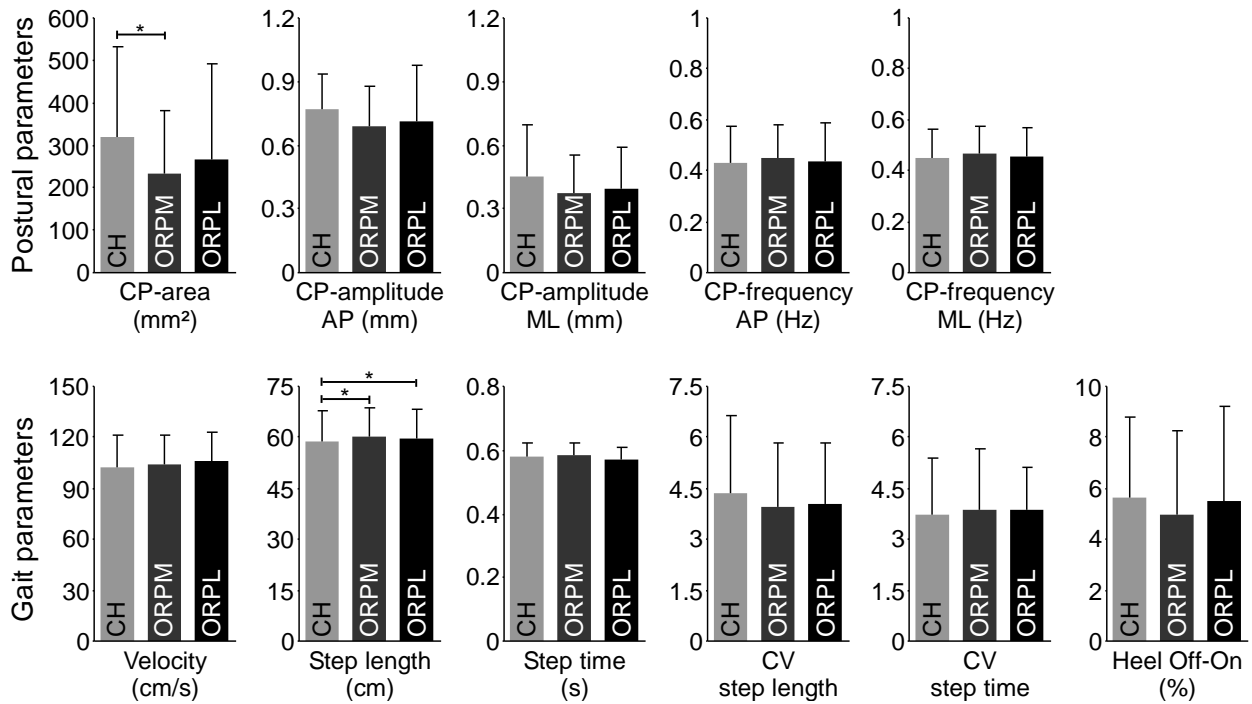
II.2.5. Traitement statistique

La normalité de la distribution des paramètres posturaux et locomoteurs (chez les sujets sains et les patients) étant significative, une analyse de variance (ANOVA) paramétrique a été réalisée suivie, lorsque nécessaire, du test post-hoc de Newman-Keuls à comparaison multiple pour comparer les effets du port des 2 modèles d'ORP par rapport à la condition de référence. Ce traitement concernait les 14 patients qui ne portaient que des chaussures dans la condition CH. Une analyse prédictive a été effectuée sur les valeurs obtenues dans les 2 conditions appareillées. Les valeurs prédictives étaient ensuite calculées, mais seulement lorsque la valeur du Khi^2 était significative, témoignant de la conformité de l'hypothèse avec la réalité. Considérant que l'analyse prédictive était appliquée à des variables continues, des tests de Student appariés ont été utilisés pour comparer, dans chacun des groupes de patients précédemment définis, les effets du port des modèles d'ORP. En effet, la constitution des groupes de patients n'est pas la garantie que des différences significatives existent entre les appareillages. Le premier seuil de signification retenu était de $p < 0,05$.

II.3. Résultats

II.3.1. Effets du port d'ORP

La *Figure 45* montre que le port d'ORP influe sur le contrôle de la station debout ($F=3,76$; $p=0,037$) avec une diminution significative de CP-area mais seulement lors du port d'ORPM par rapport à la condition CH ($q=3,696$; $p < 0,05$). En outre, la marche est améliorée lors du port d'ORP ($F=4,99$; $p=0,013$) avec, par rapport à la condition CH, une augmentation de la longueur des pas lorsque les patients portent des ORPM ($q=3,008$; $p < 0,05$) ou des ORPL ($q=3,625$; $p < 0,05$).



*Figure 45 : Moyenne (+ écart-type) des différents paramètres utilisés pour caractériser la station debout et la marche. Les patients inclus dans ces résultats (n=14) n'étaient pas habitués (à long terme) à porter des orthèses, et ont été évalués avec seulement leurs chaussures ordinaires en condition CH. Les conditions appareillées consistaient à porter, en bilatéral, des ORPM et ORPL. * : p<0,05.*

II.3.2. Analyse prédictive

Les tableaux 6a-b présentent pour chacun des paramètres cliniques leur capacité à prédire, grâce aux valeurs de l'indice de Youden et du Khi^2 , une différence posturale ou locomotrice lorsque les patients portent les modèles d'ORP. Il est important de noter que seuls les niveaux de force des groupes musculaires au niveau des chevilles et des orteils fournissent des valeurs significatives.

Le tableau 7 présente, lorsque les valeurs du Khi^2 étaient significatives, les probabilités pour les patients, en-deçà ou au-delà des seuils, d'avoir avec un des modèles d'ORP les meilleures valeurs des paramètres posturaux ou locomoteurs.

		CP area (mm ²)		CP-amplitude AP (mm)		CP-amplitude ML (mm)		CP-frequency AP (Hz)		CP-frequency ML (Hz)			
		Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²		
a)	Muscular strength	Hip	extensors	0.01	0.01	0.08	0.25	0.13	0.71	0.15	1.01	0.13	0.71
			flexors	0.15	1.01	0.08	0.25	0.08	0.25	0.15	1.01	0.05	0.11
			abductors	0.15	2.01	0.12	1.22	0.12	1.22	0.22	1.96	0.12	1.02
			adductors	0.21	1.21	0.04	0.04	0.34	2.82	0.08	0.96	0.02	0.01
	Knee	extensors	0.22	1.96	0.14	0.69	0.12	2.21	0.15	1.01	0.12	1.02	
		flexors	0.23	3.15	0.19	1.92	0.12	2.21	0.22	1.96	0.18	1.60	
	Ankle	plantar flexors	0.10	0.36	0.15	0.51	0.07	0.18	0.53	7.67*	0.28	1.17	
		dorsal flexors	0.07	0.29	0.28	1.72	0.04	0.05	0.43	4.81*	0.53	6.62*	
	Toes	extensors	0.36	3.38	0.27	2.05	0.23	1.40	0.42	5.54*	0.12	2.21	
		flexors	0.13	0.43	0.27	2.05	0.28	1.85	0.60	9.00*	0.46	4.74*	
Superficial sensory		0.00	0.00	0.01	0.18	0.31	1.88	0.18	0.73	0.10	0.21		
Deep sensory		0.02	0.01	0.14	0.43	0.12	0.28	0.17	0.63	0.03	0.02		

		Velocity (cm/s)		Step length (cm)		Step time (s)		CV Step length (cm)		CV Step time (s)		Heel Off-On (%)			
		Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²	Youden index	Khi ²		
b)	Muscular strength	Hip	extensors	0.08	0.25	0.05	0.46	0.10	0.34	0.11	0.48	0.42	0.79	0.07	0.89
			flexors	0.23	2.23	0.08	0.25	0.28	2.75	0.11	0.48	0.42	0.79	0.05	0.09
			abductors	0.23	2.23	0.17	1.51	0.28	2.75	0.11	0.48	0.42	0.79	0.21	2.90
			adductors	0.31	2.60	0.37	3.29	0.01	0.00	0.25	1.17	0.04	0.03	0.25	1.70
	Knee	extensors	0.08	0.38	0.12	2.34	0.17	1.51	0.09	0.57	0.27	3.10	0.20	1.70	
		flexors	0.15	1.18	0.12	2.34	0.22	2.10	0.08	1.22	0.23	1.90	0.20	1.70	
	Ankle	plantar flexors	0.54	7.72*	0.65	9.67*	0.25	1.42	0.45	5.42*	0.12	0.39	0.53	7.46*	
		dorsal flexors	0.23	1.53	0.36	2.89	0.29	1.93	0.17	2.52	0.18	2.95	0.31	2.48	
	Toes	extensors	0.23	1.38	0.47	5.06*	0.18	0.72	0.31	2.48	0.22	1.42	0.43	6.03*	
		flexors	0.38	3.94*	0.47	5.06*	0.25	1.42	0.32	2.73	0.22	1.42	0.48	6.00*	
Superficial sensory		0.22	1.11	0.20	0.68	0.34	2.25	0.31	2.25	0.05	0.07	0.22	1.11		
Deep sensory		0.04	0.03	0.09	0.14	0.01	0.00	0.11	0.31	0.20	0.88	0.39	3.49		

Tableau 6 : Pour chacun des paramètres posturaux et locomoteurs, l'indice de Youden et le khi², indiquant respectivement le niveau de validité prédictive et la conformité de l'hypothèse avec la réalité, ont été calculés pour tous les paramètres cliniques. Considérant que le premier niveau de significativité est à $p < 0,05$, seules les valeurs du $Khi^2 > 3,84$ étaient considérées comme significatives.

		MRC score of ankle plantar flexors											
a)		0	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5	
CP-frequency AP (Hz)		89% (ORPM) ORPM: 0.49 ± 0.10 ORPL: 0.51 ± 0.12] ns					69% (ORPL) ORPM: 0.47 ± 0.15 ORPL: 0.46 ± 0.16] ns						
Velocity (cm/s)							73% (ORPM) ORPM: 93.9 ± 17.3 ORPL: 91.3 ± 16.1] *					82% (ORPL) ORPM: 108.4 ± 18.6 ORPL: 112.0 ± 17.9] *	
Step length (cm)							93% (ORPM) ORPM: 55.9 ± 9.1 ORPL: 54.1 ± 8.8] *					64% (ORPL) ORPM: 62.7 ± 8.6 ORPL: 62.9 ± 8.5] ns	
CV Step length (cm)							73% (ORPM) ORPM: 4.7 ± 1.9 ORPL: 5.3 ± 2.0] ns					73% (ORPL) ORPM: 3.5 ± 1.6 ORPL: 3.4 ± 1.7] ns	
Heel Off-On (%)							79% (ORPM) ORPM: 5.22 ± 2.89 ORPL: 4.78 ± 2.49] ns					75% (ORPL) ORPM: 5.20 ± 3.71 ORPL: 6.18 ± 4.23] ns	

		MRC score of ankle dorsal flexors										
b)		0	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
CP-frequency AP (Hz)		71% (ORPM) ORPM: 0.48 ± 0.12 ORPL: 0.50 ± 0.11] ns				73% (ORPL) ORPM: 0.48 ± 0.16 ORPL: 0.44 ± 0.19] ns						
CP-frequency ML (Hz)		50% (ORPM) ORPM: 0.43 ± 0.09 ORPL: 0.44 ± 0.11] ns				100% (ORPL) ORPM: 0.50 ± 0.09 ORPL: 0.43 ± 0.09] *						

		MRC score of toe flexors										
c)		0	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
CP-frequency AP (Hz)		79% (ORPM) ORPM: 0.48 ± 0.12 ORPL: 0.50 ± 0.11] *					82% (ORPL) ORPM: 0.48 ± 0.16 ORPL: 0.44 ± 0.18] ns					
CP-frequency ML (Hz)		50% (ORPM) ORPM: 0.43 ± 0.10 ORPL: 0.44 ± 0.11] ns					91% (ORPL) ORPM: 0.49 ± 0.09 ORPL: 0.44 ± 0.08] *					
Velocity (cm/s)		67% (ORPM) ORPM: 94.8 ± 19.2 ORPL: 92.7 ± 19.2] *					73% (ORPL) ORPM: 107.1 ± 17.0 ORPL: 110.1 ± 15.9] ns					
Step length (cm)		87% (ORPM) ORPM: 55.7 ± 8.8 ORPL: 54.1 ± 8.8] *					54% (ORPL) ORPM: 63.1 ± 8.7 ORPL: 62.9 ± 8.5] ns					
Heel Off-On (%)		82% (ORPM) ORPM: 5.61 ± 2.62 ORPL: 5.09 ± 2.33] ns					67% (ORPL) ORPM: 4.73 ± 3.58 ORPL: 5.56 ± 3.93] *					

		MRC score of toe extensors										
d)		0	0.5	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
CP-frequency AP (Hz)		67% (ORPM) ORPM: 0.51 ± 0.14 ORPL: 0.52 ± 0.14] ns						86% (ORPL) ORPM: 0.38 ± 0.07 ORPL: 0.35 ± 0.09] ns				
Step length (cm)		87% (ORPM) ORPM: 54.6 ± 8.5 ORPL: 53.3 ± 8.4] *					54% (ORPL) ORPM: 64.5 ± 7.5 ORPL: 63.9 ± 7.8] ns					
Heel Off-On (%)		68% (ORPM) ORPM: 4.87 ± 2.75 ORPL: 4.73 ± 2.25] ns						86% (ORPL) ORPM: 5.73 ± 4.35 ORPL: 7.08 ± 5.05] *				

*Tableau 7 : Pour chaque paramètre reconnu comme ayant une forte validité prédictive (cf. Tableau 6), deux groupes de patients ont été constitués en fonction du score MRC des (a) fléchisseurs plantaires, (b) fléchisseurs dorsaux (aucun des patients n'avait un score ≥ 4), (c) fléchisseurs des orteils, et (d) extenseurs des orteils (aucun des patients n'avait un score ≥ 4). Les pourcentages correspondent à la proportion des patients (en-deçà ou au-delà du seuil) dont les paramètres posturaux et locomoteurs étaient améliorés avec le modèle d'orthèse indiqué entre parenthèses. A noter que malgré les fortes proportions de patients améliorant leurs paramètres moteurs, des différences significatives entre les modèles ne sont pas systématiquement trouvées. * : $p < 0,05$.*

Les patients ayant un score MRC des fléchisseurs plantaires inférieur à 4 ont une forte probabilité d'avoir une meilleure vitesse de marche (73%), longueur de pas (93%), déroulé du pied (79%), et variabilité de longueur de pas (73%) lors du port d'ORPM vis-à-vis de l'ORPL. Inversement, les autres patients (ayant un score MRC des fléchisseurs plantaires supérieur ou égal à 4) améliorent leur marche lors du port d'ORPL (Tableau 7a). Cependant, des différences significatives entre les modèles d'orthèse ont pu être mises en évidence seulement au niveau de la vitesse de marche (respectivement $t=3,096$; $p=0,008$ et $t=2,359$; $p=0,04$ pour les patients en-deçà et au-delà du seuil), et de la longueur de pas ($t=6,322$; $p < 0,001$ pour les patients en-deçà du seuil) (Tableau 7a). Pour le même groupe musculaire, un seuil inférieur (score MRC : 2) permet de différencier les patients ayant une CP-frequency en AP inférieure avec ORPM (89%) de ceux avec ORPL (69%) (Tableau 7a) lors de la station debout. Cependant, aucune différence significative entre les deux modèles d'orthèse n'a été trouvée ($p > 0,05$).

Le tableau 7b présente les groupes de patients qui peuvent être constitués, au regard du score MRC des fléchisseurs dorsaux, pour identifier l'appareillage le plus approprié lors de la tâche posturale. Tous les patients ayant un score MRC ≥ 2 ont une CP-frequency en ML inférieure en condition ORPL par rapport à ORPM ($t=5,706$; $p < 0,001$).

Le niveau de force des fléchisseurs des orteils semble également pertinent pour identifier les patients susceptibles de tirer davantage profit d'un des deux modèles d'orthèse (Tableau 7c). Le port d'ORPM induit une amélioration de la CP-frequency selon les axes AP (dans 79% des cas) et ML (dans la moitié des cas), de la vitesse de marche (dans 67% des cas) et de la longueur de pas (dans 87% des cas) par rapport à l'orthèse ORPL, lorsque le score MRC est < 2 . Inversement, les autres patients tirent davantage profit du modèle ORPL avec une différence significative entre les appareillages au niveau de la CP-frequency selon l'axe ML ($t=3,387$; $p=0,007$).

Enfin, une amélioration significative des paramètres de marche peut être mise en évidence en différenciant les patients en fonction de leur score MRC des extenseurs d'orteils (Tableau 7d). Précisément, 87% des patients ayant un score < 2 effectuent des pas plus longs en portant des ORPM plutôt qu'avec des ORPL ($t=3,434$, $p=0,004$). Ce dernier type d'orthèse est

cependant plus approprié (dans 86% des cas) pour avoir un meilleur déroulé du pied chez les patients ayant un score MRC ≥ 3 ($t=3,038$, $p=0,023$) (Tableau 7d).

II.4. Discussion

Cette étude avait pour objectif de s'assurer que le port de modèles d'ORP améliore le contrôle de la marche et de la station debout chez des patients CMT, et de fournir des informations aux prescripteurs pour les aider à choisir objectivement le modèle d'orthèse le plus approprié en fonction des caractéristiques cliniques des patients.

Même si une mauvaise adéquation entre ORP et maladie de CMT est parfois mentionnée (Vinci & Gargiulo, 2008), nos résultats démontrent que le port d'ORP, quel que soit le modèle, ne détériore ni la marche ni le contrôle de la station debout, et améliore même certains paramètres largement perturbés en condition sans orthèse par rapport aux sujets sains (Bergin et al., 1995 ; Nardone et al., 2000 ; Vinci & Perelli, 2002 ; Nardone et al., 2006 ; Nardone et al., 2007 ; Don et al., 2007 ; van der Linden et al., 2010). Cependant, dans l'ensemble, les effets du port d'ORP ne sont pas aussi nombreux qu'attendus, ce qui peut être expliqué par les besoins différents chez les patients CMT aux caractéristiques cliniques particulières. En effet, chacune des caractéristiques mécaniques des orthèses est susceptible de trouver un intérêt chez des patients au déficit hétérogène.

Bien que de nombreux modèles d'ORP existent, les conséquences fonctionnelles liées à leur port sont encore mal connues. Les modèles étudiés dans cette étude diffèrent largement du point de vue de leurs caractéristiques mécaniques. Les mouvements de flexion dorsale sont limités uniquement par les ORPM, alors que les deux modèles (Monobloc et Liberté) offrent tous deux une résistance au mouvement de flexion plantaire (Guillebastre et al., 2009). Ainsi notre étude visait à identifier, à la lumière des scores cliniques tels que la force musculaire (Vinci & Perelli, 2002) ou le déficit sensoriel (van der Linden et al., 2010), le modèle d'orthèse qui améliore le plus des tâches motrices standardisées comme la station debout et la marche.

Pour identifier les patients qui tireraient davantage profit d'un des modèles d'ORP, l'intérêt des données de sensibilité ou de force des groupes musculaires proximaux semble limité. Le fait qu'une évaluation sommaire de la sensibilité ait été réalisée et que les groupes musculaires proximaux ne soient pas sensiblement atteints peut en partie expliquer l'absence de résultat significatif. En revanche, les résultats de l'analyse prédictive soulignent le fait que le port du modèle Monobloc est plus efficace chez les patients CMT ayant un déficit musculaire important, alors que le modèle Liberté convient davantage aux patients ayant un déficit moins

marqué au niveau des muscles distaux des membres inférieurs. De plus, il est important de noter que les seuils musculaires permettant d'obtenir les meilleures probabilités pour les patients de tirer davantage profit d'un des deux modèles d'orthèse varient en fonction de la tâche. En effet, les seuils sont plus hauts pour une tâche nécessitant un niveau de force élevé, comme la marche par rapport à la station debout.

Lors du port d'ORPM, les patients CMT qui ne parviennent pas à effectuer un mouvement de flexion plantaire contre résistance marchent plus vite et font des pas plus longs, reflétant une meilleure performance motrice. Comme décrit précédemment (Yamamoto et al., 1993), cette particularité est expliquée par le fait que la force correctrice développée par l'ORPM en fin de phase d'appui (lorsque l'angle de flexion dorsale est maximal) assiste les fléchisseurs plantaires déficitaires. Chez les patients capables d'effectuer un mouvement de flexion plantaire contre résistance, l'utilisation du modèle Liberté est cependant plus appropriée pour améliorer la vitesse de marche. L'assistance dudit groupe musculaire semble alors inutile. Au regard des résultats obtenus sur les muscles des orteils, bien que le seuil soit différent, il est possible d'avoir le même raisonnement.

Le contact initial du pied au sol (moment particulièrement intéressant en cas de pied tombant) est principalement contrôlé par l'activité musculaire des fléchisseurs dorsaux de cheville (Winter & Yack, 1987), mais dépend aussi de la longueur du pas. En effet, moins le pas est long, plus le trajet d'abattement du pied au sol est court. Pour ce paramètre de marche les caractéristiques cliniques décisionnelles pour choisir l'orthèse la plus appropriée (avec une différence significative entre les modèles) sont les niveaux de force des muscles des orteils. Nos résultats montrent que les patients capables de réaliser un mouvement complet d'extension des orteils ont un meilleur déroulement du pied au sol avec ORPL.

L'amélioration du contrôle postural avec un des deux modèles d'ORP pourrait être anticipée par la connaissance des capacités des muscles fléchisseurs et extenseurs, bien que ce dernier groupe musculaire ne soit que peu sollicité lors de cette tâche motrice (Okada, 1973). Concernant l'équilibre antéro-postérieur, qui est reconnu comme largement perturbé chez les patients CMT (Bergin et al., 1995), nos résultats montrent que ce sont les patients dans l'incapacité d'effectuer un mouvement de flexion avec leurs orteils qui contrôlent mieux leur équilibre avec l'ORPM, en comparaison avec l'ORPL.

Notre analyse prédictive a donc permis la constitution de groupes de patients à partir d'une méthodologie éprouvée (mais non utilisée dans le champ de la rééducation) pour lesquels le modèle le plus profitable est précisé. Ce type d'analyse est couramment utilisé pour prédire la valeur de variables discrètes (malade ou pas) alors que pour notre problématique les variables étaient continues (paramètres posturaux et locomoteurs). Cette différence nous a

conduit à effectuer, en complément, une analyse statistique classique pour s'assurer que les probabilités précédemment définies étaient intéressantes et en découlaient des différences significatives. A la lumière de nos résultats, nous pouvons considérer que cette logique méthodologique était pertinente. En effet, le fait que la plupart des patients aient de meilleurs résultats avec un des deux modèles d'orthèse ne signifie pas obligatoirement qu'avec ce modèle le comportement est significativement différent de celui obtenu avec l'autre modèle.

Bien que nos résultats semblent intéressants et originaux dans le champ de la rééducation, plusieurs points pourraient cependant être améliorés. D'abord, l'évaluation de la sensibilité pourrait être précisée en utilisant une échelle clinique incrémentée (Waylett-Rendall, 1988) (tests des monofilaments Semmes-Weinstein ou évaluation électrophysiologique) plutôt que simplement évaluée comme déficitaire ou non-déficitaire, pour se donner les moyens d'obtenir des résultats complémentaires. Puis, même si la taille de notre échantillon de patients est largement respectable par rapport aux études précédentes, l'inclusion de nouveaux patients devrait rendre plus précis les résultats de l'analyse prédictive.

II.5. Conclusion

Après avoir mis en évidence l'intérêt de différents modèles d'ORP pour améliorer la performance locomotrice, notre analyse s'est centrée sur la comparaison de deux modèles d'orthèse. Pour argumenter le choix du modèle à prescrire entre Monobloc et Liberté, l'évaluation des capacités musculaires distales des membres inférieurs apparaît instructive. Le fait que la principale différence entre les appareillages concerne l'assistance ou non du mouvement de flexion plantaire nous aide à comprendre la nature de nos résultats. C'est en effet le niveau de force des muscles fléchisseurs qui constitue un paramètre décisionnel pertinent dans le choix du modèle d'orthèse à prescrire pour améliorer autant que possible le comportement postural et locomoteur. La connaissance du niveau de force des muscles extenseurs n'est cependant pas sans intérêt. Les paramètres cliniques décisionnels identifiés peuvent être considérés comme directement liés aux caractéristiques mécaniques des orthèses, mais aussi comme reflétant un état physique global des patients tirant alors davantage profit d'un des deux appareillages. Ainsi, nos résultats peuvent être utilisés pour offrir une aide à la prescription du modèle d'ORP le plus approprié en fonction du profil clinique du patient et de ses objectifs thérapeutiques.

III. QUEL REGLAGE CHOISIR ?

III.1. Introduction

Comme mis en évidence précédemment, chacun des modèles d'ORP (Monobloc et Liberté) est susceptible d'être le plus efficace pour améliorer les performances posturales et locomotrices de patients CMT. En complément, pour chacun des modèles, il existe des réglages différents. Plus précisément, le modèle Monobloc est disponible en différentes raideurs de matériau (Souple ou Rigide), et la tension du système de rappel du modèle Liberté peut être modulée (tension faible ou forte) (*cf. Chapitre 3, Page 69*).

Aussi, l'objectif de cette étude est d'analyser les effets du réglage (Souple *vs.* Rigide et Tension faible *vs.* Tension forte) chez les patients identifiés comme profitant davantage d'un des deux modèles d'ORP (respectivement Monobloc et Liberté) au cours de la marche et de la station debout.

III.2. Matériel et Méthodes

III.2.1. Sujets

Les 26 patients inclus étaient les mêmes que ceux précédemment évalués (*cf. Chapitre 5 – Caractéristiques posturales et locomotrices, Page 122*).

Lors de la marche, les patients identifiés (*cf. Chapitre 5 – Quel modèle d'ORP prescrire, Page 127*) comme tirant davantage profit du modèle Monobloc (score MRC des fléchisseurs plantaire <4) (6 femmes et 8 hommes, âge : $55,3 \pm 11,0$ ans ; taille $166,0 \pm 8,8$ cm ; poids $66,0 \pm 12,5$ kg) ont été évalués (avec leurs chaussures habituelles) lors de 2 conditions expérimentales : avec ORPM-S et avec ORPM-R. Les autres patients (score MRC des fléchisseurs plantaire ≥ 4) (5 femmes et 6 hommes, âge : $43,7 \pm 20,3$ ans ; taille $168,9 \pm 13,5$ cm ; poids $63,7 \pm 12,4$ kg) ont été évalués (avec leurs chaussures habituelles) lors de 2 conditions expérimentales : avec ORPL- et ORPL+.

Lors de la tâche posturale, les patients identifiés (cf. Chapitre 5 – *Quel modèle d'ORP prescrire*, Page 127) comme tirant davantage profit du modèle Monobloc (score MRC des fléchisseurs des orteils <2) (8 femmes et 6 hommes, âge : $57,4 \pm 10,3$ ans ; taille $164,7 \pm 9,0$ cm ; poids $64,8 \pm 10,8$ kg) ont été évalués (avec leurs chaussures habituelles) lors de 2 conditions expérimentales : avec ORPM-S et ORPM-R. Les autres patients (score MRC des fléchisseurs des orteils ≥ 2) (3 femmes et 8 hommes, âge : $41,1 \pm 18,7$ ans ; taille $170,5 \pm 12,8$ cm ; poids $65,3 \pm 14,5$ kg) ont été évalués (avec leurs chaussures habituelles) lors de 2 conditions expérimentales : avec ORPL- et ORPL+.

III.2.2. Analyse de la station debout et de la marche

L'analyse de la station debout et de la marche sont identiques à celles effectuées précédemment (cf. Chapitre 5 – *Quel modèle d'ORP prescrire*, Page 127).

III.2.3. Analyse subjective

Pour compléter les analyses quantifiées du contrôle de la station debout et de la marche, les patients ont été soumis à un questionnaire visant à évaluer le confort de chaque réglage d'orthèse, et le niveau d'efficacité et de sécurité ressentie par le patient pour accomplir les tâches motrices dans chacune des conditions expérimentales. Chacun des 3 items (confort, efficacité et sécurité) était évalué à l'aide d'une échelle à 5 niveaux (1 : très faible ; 2 : faible ; 3 : ni faible, ni bon ; 4 : bon ; 5 : très bon) (*Annexe 1*).

III.2.4. Analyse statistique

La normalité de la distribution des paramètres posturaux et locomoteurs (dans chaque groupe de patients) étant significative, des t-tests appariés ont été réalisés pour comparer les différentes conditions de réglage pour chacun des modèles d'ORP. Concernant l'évaluation subjective par questionnaire, s'agissant de variables discrètes ne respectant pas la loi normale, un test non paramétrique de Wilcoxon a été effectué pour comparer les réglages. Le premier seuil de signification retenu était de $p < 0,05$.

III.3. Résultats

III.3.1. ORPM-S vs. ORPM-R

Les patients pour lesquels le port d'ORPM était recommandé lors de la station debout (score MRC des fléchisseurs des orteils <2) ou lors de la marche (score MRC des fléchisseurs plantaires <4) (cf. Chapitre 5 – Quel modèle d'ORP prescrire, Page 127), ont été testés en conditions ORPM-S et ORPM-R.

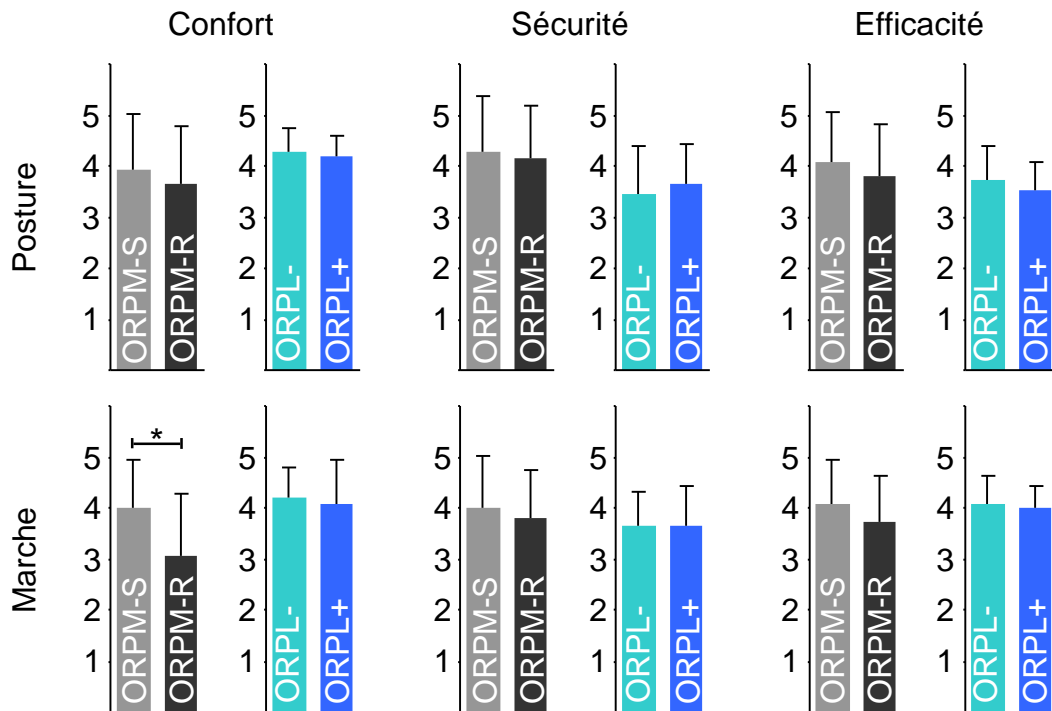


Figure 46 : Résultats de l'analyse subjective. Seuls les patients pour lesquels l'utilisation d'un des modèles d'ORP était indiquée ont testé les réglages possibles dudit modèle. Plus précisément –i) la comparaison ORPM-S vs. ORPM-R lors de la marche concernait les patients ayant un score MRC des fléchisseurs plantaires <4, -ii) la comparaison ORPM-S vs. ORPM-R lors de la station debout concernait les patients ayant un score MRC des fléchisseurs des orteils <2, -iii) la comparaison ORPL- vs. ORPL+ lors de la marche concernait les patients ayant un score MRC des fléchisseurs plantaires ≥4, -iv) la comparaison ORPL- vs. ORPL+ lors de la station debout concernait les patients ayant un score MRC des fléchisseurs des orteils ≥2.

La seule différence significative entre les deux conditions concerne la sensation de confort ressentie par les patients, au bénéfice de l'orthèse Souple (p=0,01) (Figure 46).

		ORP Monobloc			ORP Liberté		
		Souple	Rigide	<i>p</i> value	-	+	<i>p</i> value
Paramètres posturaux	CP Surface (mm ²)	441,1 ± 473,8	460,3 ± 409,2	>0,05	354,4 ± 312,3	363,3 ± 354,6	>0,05
	RMS AP (mm)	0,78 ± 0,28	0,76 ± 0,29	>0,05	0,79 ± 0,31	0,78 ± 0,34	>0,05
	Fq Méd AP (Hz)	0,48 ± 0,13	0,48 ± 0,11	>0,05	0,42 ± 0,16	0,46 ± 0,21	>0,05
	RMS ML (mm)	0,60 ± 0,42	0,62 ± 0,37	>0,05	0,46 ± 0,26	0,48 ± 0,31	>0,05
	Fq Méd ML (Hz)	0,44 ± 0,10	0,42 ± 0,12	>0,05	0,43 ± 0,13	0,46 ± 0,14	>0,05
Paramètres locomoteurs	Vitesse (cm/s)	93,8 ± 18,0	93,9 ± 17,0	>0,05	112,1 ± 16,6	111,9 ± 19,9	>0,05
	Longueur pas (cm)	55,9 ± 9,2	56,0 ± 9,0	>0,05	63,0 ± 8,4	62,8 ± 8,7	>0,05
	Temps pas (s)	0,60 ± 0,03	0,60 ± 0,04	>0,05	0,56 ± 0,04	0,57 ± 0,05	>0,05
	Déroulement pas (%)	5,37 ± 3,02	5,01 ± 2,70	>0,05	6,25 ± 4,41	5,90 ± 4,62	>0,05
	CV longueur pas	4,52 ± 2,03	4,81 ± 1,95	>0,05	3,73 ± 2,09	3,10 ± 1,46	>0,05
	CV temps pas	3,87 ± 1,56	4,46 ± 1,87	>0,05	3,72 ± 1,89	3,58 ± 1,10	>0,05

Tableau 8 : A noter l'absence de différence significative entre les réglages de chaque modèle d'ORP.

III.3.2. ORPL- vs. ORPL+

Les patients pour lesquels le port d'ORPL était recommandé lors de la station debout (score MRC des fléchisseurs des orteils ≥ 2) ou lors de la marche (score MRC des fléchisseurs plantaires ≥ 4) (*cf. Chapitre 5 – Quel modèle d'ORP prescrire, Page 127*), ont été testés en conditions ORPL- et ORPL+.

Aucune différence significative entre les deux conditions n'a pu être mise en évidence au regard des paramètres des analyses posturale, locomotrice et subjective (*Tableau 8, Figure 46*).

III.4. Discussion - Conclusion

L'objectif de cette étude était de comparer, pour chacun des modèles d'ORP précédemment étudiés, les effets d'un réglage. Pour le modèle Monobloc, les différences mécaniques concernaient la raideur du matériau constituant l'appareillage, induisant une différence de résistance développée par l'orthèse en réponse à une déformation. Concernant le modèle Liberté la différence de réglage était liée à la modification de la tension de la bande élastique constituant le système de rappel.

Bien que, pour chaque modèle, les différents réglages induisent des caractéristiques mécaniques différentes (*cf. Chapitre 3, Page 69*), aucune différence significative n'a pu être

mise en évidence au niveau des paramètres posturaux et locomoteurs étudiés. Plus particulièrement, concernant la tâche locomotrice, le fait que notre analyse se cantonne aux seuls paramètres spatio-temporels peut en partie expliquer ce résultat. En effet, la variation des contraintes mécaniques liées aux réglages différents de chaque modèle d'ORP pourrait faire varier les paramètres cinétiques sans pour autant influencer au niveau spatio-temporel. La variation des caractéristiques mécaniques ne serait alors pas assez importante pour influencer les performances posturales et locomotrices telles qu'elles sont analysées. En complément, les patients ne ressentent pas de différences significatives entre les réglages, mis à part l'ORPM souple qui, lors de la marche, est jugée plus confortable que l'ORPM rigide.

De la même façon que dans une première partie, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre ORPL et ORPM sur l'échantillon de patients (*cf. Chapitre 5 - Quel modèle d'ORP prescrire, Page 127*), les modifications de réglage n'influent pas significativement le comportement des patients visés par chacun de ces appareillages. Nous pouvons supposer qu'effectuer une analyse prédictive, semblable à celle précédemment réalisée (*cf. Chapitre 5 - Quel modèle d'ORP prescrire, Page 127*), devrait permettre d'identifier de nouveaux profils cliniques de patients pour lesquels des différences motrices devraient apparaître en fonction du réglage. Cependant, ce type de traitement nécessiterait d'accroître sensiblement le nombre de patients CMT pour constituer de nouveaux groupes de patients.

DISCUSSION GENERALE

L'objectif de ce travail de thèse était de recueillir des données cliniques relatives à l'utilisation d'un nouveau modèle d'orthèse (Liberté) pour valider son intérêt vis-à-vis de produits standards, de référence, appartenant à la même ligne générique. Une ligne générique est un ensemble de produits qui ont la même indication, remplissent la même fonction, et présentent des caractéristiques techniques communes.

L'indication d'Orthèses de type Releveur de Pied (ORP), fabriqué en série, s'adresse principalement à des patients ayant un pied tombant non fixé. De fait, ces orthèses de série ne sont que peu adaptées à une population hémiparétique, où bien souvent une spasticité des fléchisseurs plantaires est associée. Ainsi, les patients que nous avons recrutés avaient des pathologies d'origine périphérique avec déficit musculaire uni ou bilatéral des fléchisseurs dorsaux de cheville (respectivement lésion du nerf Sciatique Poplité Externe (SPE) et maladie de Charcot-Marie-Tooth (CMT)).

Le choix du type de dispositif orthopédique à prescrire est déterminé par l'estimation des troubles moteurs, sensitifs et la déformation des pieds. Le maintien de la cheville à angle droit pour éviter aux patients d'accrocher le sol avec les orteils constituant la fonction principale des ORP, la plupart des études visant à évaluer les effets du port de cet appareillage se sont, jusqu'à présent, intéressées à la marche. Cependant, le contrôle de la station debout, tâche sensori-motrice fine considérée comme un prérequis à la marche ne doit pas être occultée, au risque d'avoir une analyse incomplète de l'intérêt et des bénéfices pouvant être tirés de cette aide. Les effets du port d'ORP lors de la station debout ont d'ailleurs fait l'objet de publications scientifiques mais seulement pour une population de patients hémiparétiques (Chen et al., 1999 ; Wang et al., 2005). L'étude couplée de la marche et de la station debout, tâches motrices différentes mais complémentaires, semble pertinente. En effet, ces deux activités ne sollicitant pas les capacités motrices et sensitives de la même façon, un même déficit peut retentir différemment sur chaque tâche motrice. De plus, une même déformation du pied peut avoir différentes influences, comme générer une zone de décharge sous le pied lors de la station debout ou modifier le déroulement du pied lors de la marche.

L'interprétation des résultats issus des travaux expérimentaux que nous avons effectués ont pour ambition d'aller au-delà de la simple comparaison de deux des nombreux modèles d'orthèses disponibles sur le marché. Bien qu'importante du point de vue des objectifs industriels, elle apparaît restrictive du point de vue conceptuel. Dans cette optique nous nous proposons d'extrapoler les résultats de nos analyses aux modèles d'orthèses ayant les mêmes spécifications techniques.

Dès lors, dans ce travail doctoral, la première étape consistait à caractériser objectivement les modèles d'orthèse étudiés. Cette étape de caractérisation mécanique nous a permis de formuler des hypothèses en faisant le lien entre les spécifications techniques et les besoins des patients. La deuxième étape de ce travail avait pour objectif de valider, par le recrutement de sujets sains, la faisabilité et la pertinence du protocole expérimental visant à évaluer les effets du port d'ORP chez des patients nécessitant ce type de dispositif. Enfin, après avoir identifié les paramètres posturaux et locomoteurs détériorés chez les patients par rapport à une population contrôle, les effets du port des différents modèles d'ORP lors de ces deux tâches motrices ont été évalués.

CARACTERISATION MECANIQUE DES ORTHESES

La première étape de ce travail a consisté à définir les caractéristiques mécaniques des ORP étudiées. Pour ce faire, nous nous sommes inspirés du travail de Yamamoto et al. (1993) pour quantifier, dans le plan sagittal, la force de résistance développée par les dispositifs lorsqu'ils sont positionnés à différentes angulations (Nagaya, 1997). Ce travail a constitué le moyen de comparer objectivement les différents modèles d'orthèse (Monobloc souple et rigide, Liberté avec tension de rappel faible ou forte). Nous avons ainsi pu identifier les paramètres à considérer pour différencier mécaniquement les modèles d'ORP :

- la position angulaire neutre correspondant à la position dans laquelle l'orthèse ne développe aucune force de résistance,
- les modes d'action des ORP (en réaction aux mouvements de flexion plantaire et dorsale),
- la raideur angulaire développée par l'orthèse en réponse à une déformation.

Concernant les modèles étudiés dans ce travail, alors que, de façon originale, le modèle Liberté n'offre pas de position angulaire neutre, celles des modèles Monoblocs équivalent à une angulation de cheville de 90°. S'agissant des modes d'action des ORP en réaction aux mouvements de flexion plantaire et dorsale, nous avons noté que la réalisation de ces deux mouvements est restreinte lors du port des modèles Monoblocs, alors que le modèle Liberté s'oppose seulement à la flexion plantaire. Cette différence est liée à l'architecture des orthèses où le matériau plastique des Monoblocs réagit dès lors qu'il est déformé (dans un sens ou dans l'autre), alors que la bande élastique constituant le système de rappel du modèle Liberté s'oppose (par étirement) seulement au mouvement de flexion plantaire. Enfin, l'intensité des réactions des orthèses à ces mouvements varie en fonction du matériau (souple ou rigide pour le modèle Monobloc) ou de la tension du système de rappel (faible ou forte pour le modèle

Liberté). Ces variations sont le reflet de raideurs angulaires différentes où, pour une même déformation, l'intensité de la réaction des modèles est plus ou moins forte.

Au regard de ces résultats, nous nous sommes proposés de définir l'influence du port d'ORP selon deux axes : l'influence des modes d'action développés par chacun des modèles d'ORP aux mouvements de flexion plantaire et dorsale (*cf. Chapitre 4 – Cas de patients avec lésion du nerf SPE, Page 103 ; Chapitre 5 – Quel modèle d'ORP choisir ?, Page 127*), et celle de la variation de raideur angulaire (*cf. Chapitre 5 – Quel réglage choisir ?, Page 139*).

INTERET DU RECRUTEMENT DE SUJETS SAINS

Pour la réalisation d'essais cliniques, il est d'usage de tester au préalable l'objet de l'étude (ici les ORP) sur une population de sujets sains. Dans ce travail, il s'agissait d'évaluer la tolérance aux dispositifs orthopédiques, l'absence d'effets secondaires, et de valider la faisabilité du protocole expérimental.

En tâche posturale, quel que soit le mode d'action des ORP étudiées (résistance ou pas à la flexion dorsale), leur port induit un recul de la position moyenne du centre-des-pressions (CP) de l'appui appareillé. A noter que ce recul est d'autant plus marqué dans les conditions où la raideur angulaire est la plus importante, et est accompagné d'une perturbation du contrôle des mouvements de ce CP, et donc de l'équilibre, selon l'axe AP.

Lors de la marche, alors que le port du modèle proposant une résistance aux mouvements de flexion plantaire et dorsale (modèle Monobloc) induit des modifications des paramètres spatio-temporels, seul le contrôle de l'appui est modifié par le port de l'ORP qui s'oppose uniquement au mouvement de flexion plantaire (modèle Liberté). En outre, pour ce dernier modèle, aucun effet significatif, dû à la variation de raideur angulaire, n'a pu être mis en évidence.

Ces travaux expérimentaux nous ont permis de vérifier la tolérance aux dispositifs étudiés lors des tâches posturale et locomotrice ainsi que l'absence d'effets secondaires, comme des marques de zones de conflit entre le pied et l'orthèse. En complément, nos résultats ont confirmé l'intérêt d'analyser ces tâches motrices (équilibre debout et marche) à l'aide de nos outils de mesures (double plate-forme de force et tapis de marche) pour se donner les moyens de mettre en évidence des différences significatives entre les modèles d'ORP. En revanche, les résultats obtenus ne sont pas directement extrapolables aux populations concernées par le port de ce type d'appareillage. En effet, le port d'orthèse est perturbateur chez les sujets sains alors qu'il se veut être une aide chez des patients au(x) un pied(s) tombant(s).

CAS DE PATIENTS AVEC ATTEINTE PERIPHERIQUE UNILATERALE DES MUSCLES RELEVEURS DE PIED

Par rapport aux sujets sains, l'équilibre debout des patients SPE n'est que peu perturbé, sans asymétrie significative entre les appuis. Le fait que les fléchisseurs plantaires, particulièrement impliqués pour le maintien de la station orthostatique (Okada, 1973), ne soient que peu affectés explique en partie ce résultat. C'est seulement avec l'orthèse qui assiste uniquement les muscles déficitaires qu'une partie des paramètres posturaux perturbés sont améliorés.

Concernant la performance locomotrice, on note que les paramètres spatio-temporels sont largement détériorés, avec une asymétrie du temps de pas et du pourcentage de temps passé en simple appui. L'effet que l'on peut attribuer au port d'ORP concerne une diminution du pourcentage de simple appui du côté non-lésé, allant dans le sens d'un symétrisation et donc d'une meilleure exploitation de l'appui lésé. En complément, quel que soit le mode d'action des orthèses, on note une diminution de la variation de la longueur du pas non-lésé, c'est-à-dire lorsque le patient est en appui sur le pied appareillé. Aucune différence n'a cependant pu être mise en évidence entre les deux modes d'action des orthèses sur les paramètres locomoteurs spatio-temporels.

Quels que soient les modèles d'ORP testés, les patients SPE perçoivent une amélioration de la performance locomotrice. En revanche c'est seulement avec le modèle qui n'offre pas de résistance à la flexion dorsale que le niveau de sensation de sécurité est significativement amélioré lors des deux tâches motrices.

Dans l'ensemble c'est le modèle qui assiste uniquement le groupe musculaire déficitaire qui apporte le plus de bénéfices aux patients. Le fait de ne pas influencer sur les capacités musculaires préservées semble donc être profitable aux utilisateurs. En effet, les patients SPE recrutés peuvent contrôler le mouvement de flexion dorsale par une contraction musculaire du type excentrique des fléchisseurs plantaires, et ne nécessitent donc pas de résistance extérieure pour contrôler ce mouvement.

CAS DE PATIENTS AVEC ATTEINTE PERIPHERIQUE BILATERALE DES MUSCLES RELEVEURS DE PIED

Par rapport aux sujets sains, les paramètres posturaux et locomoteurs sont perturbés chez les patients CMT. Cette dégradation est d'autant plus importante chez les patients ayant en plus d'un déficit des fléchisseurs dorsaux, un déficit des fléchisseurs plantaires.

Lorsque l'on considère l'ensemble de notre échantillon de patients CMT, peu d'effets liés au port d'ORP aux caractéristiques mécaniques différentes ont pu être mis en évidence.

Une analyse spécifique (prédictive) a donc été réalisée pour identifier les patients qui tirent davantage profit d'un des deux modèles d'orthèse. Il s'agissait donc de mettre en lien une caractéristique clinique (du patient) à une mécanique (de l'orthèse) pour viser l'amélioration d'un comportement moteur (postural ou locomoteur). La principale différence entre les ORP est d'offrir ou non une résistance au mouvement de flexion dorsale. Cette résistance permet (1) d'empêcher une mise en flexion dorsale non souhaitée, en se substituant à la contraction excentrique des fléchisseurs plantaires, et (2) d'assister la contraction concentrique des fléchisseurs plantaires qui permet de repositionner la cheville à un angle neutre (90°) en fin de phase d'appui. En cohérence, nos résultats soulignent l'intérêt de connaître le niveau de force de ce groupe musculaire pour choisir le modèle d'orthèse le plus adapté. Plus précisément, notre analyse a permis d'identifier un seuil en-deçà ou au-delà duquel l'un des deux modèles d'ORP convient mieux pour améliorer autant que possible la performance posturale ou locomotrice. Ce seuil a une signification clinique fonctionnelle, correspondant respectivement à la capacité ou non d'effectuer un mouvement contre résistance.

Pour chacun des groupes de patients identifiés comme tirant davantage profit d'un des deux modèles lors de chaque tâche motrice, l'effet de la raideur angulaire a été étudié. Mise à part une amélioration du confort de marche lors du port de l'orthèse Monobloc souple (par rapport à rigide), aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les raideurs. Cette absence de différence peut être expliquée soit par une différence mécanique insuffisamment importante pour influencer les tâches motrices au travers des paramètres analysés, soit par le fait que seuls certains patients de chaque groupe tirent profit d'un des réglages. Pour les identifier, une nouvelle analyse prédictive devrait être appliquée, ce qui nécessiterait d'augmenter sensiblement l'échantillon de patients.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'étude de l'influence de différentes spécifications techniques d'un même type d'orthèse sur les comportements moteurs de patients a constitué l'axe de réflexion principal de ce travail doctoral. Le fait d'avoir étudié différentes pathologies lors de tâches motrices différentes mais complémentaires doit nous permettre de formuler des enseignements généraux. Il en ressort que pour le type d'orthèses qui nous intéresse, les modèles doivent être considérés d'un point de vue mécanique, pour être attribués de façon optimale aux besoins et attentes des patients en fonction de leurs objectifs. Dès lors, dans un deuxième temps, nous nous sommes proposés d'identifier, par des moyens simples et rapides les patients qui tirent davantage profit du port d'un des modèles d'orthèse.

Dans la démarche clinique, pour les prescripteurs qui ont à faire le choix du type d'appareillage mais aussi et surtout du modèle, nos résultats offrent des données objectives pour nourrir leur réflexion. Outre le prérequis indispensable qui est l'acceptation de l'appareillage par le patient, nos résultats précisent que le dispositif orthopédique le plus adapté est celui qui compense le(s) déficit(s) en restaurant la fonction motrice, sans contraindre les capacités préservées.

Limites

Quelques limites et propositions d'amélioration peuvent être formulées. Pour notre problématique, nous avons souhaité nous rapprocher des conditions dans lesquelles, généralement, le choix du modèle d'orthèse à prescrire se fait. Ceci sous-entend que dans notre travail, les effets à long terme du port d'orthèse n'ont pas été considérés. Or, il est admis que c'est après quelques jours de port que le patient parvient à s'approprier l'orthèse et à l'exploiter de façon optimale pour en tirer le maximum de bénéfices.

Compte tenu du nombre relativement important des conditions expérimentales à réaliser, la durée du protocole s'étalait, pour chaque patient, sur une journée. Malgré les nombreuses périodes de repos aménagées pour éviter l'apparition d'une fatigue physique, nous ne pouvons que constater qu'une réduction de la durée du protocole aurait été profitable. Cet aspect du protocole a été un des freins au recrutement de patients hémiparétiques, prévu initialement, pour lesquels on note une apparition précoce de la fatigue physique, bien souvent couplée à des troubles de la concentration.

Une autre limite de ce travail, liée au choix des outils de mesure utilisés, peut être mentionnée. Pour l'analyse de la marche, seules les données spatio-temporelles ont été recueillies. Ce type de données est largement accessible par la majorité des centres hospitaliers qui dans leur pratique courante évaluent de cette manière la performance locomotrice des patients. Cependant, ces données doivent être considérées comme la conséquence de celles de

nature cinétiques ou cinématiques. Au risque d'alourdir sensiblement le protocole expérimental, l'utilisation d'outils permettant le recueil de ce type de données aurait certainement permis de compléter et/ou préciser nos résultats.

Bien que discutables, les choix effectués pour construire le protocole expérimental ont été des compromis entre l'idéal théorique, les contraintes liées aux capacités des patients, la faisabilité sur le terrain, et les objectifs de la problématique.

Perspectives

Les récentes évolutions du contexte juridique (directive 2007/47/CE) régissant les conditions de commercialisation et de remboursement des nouveaux dispositifs médicaux rendent les données cliniques indispensables pour justifier les revendications techniques. Dans une moindre mesure, c'est à partir d'un travail de recherche comparable à celui présenté que le recueil de ces données cliniques doit se faire. Dans le secteur industriel, il s'agit dorénavant d'intégrer ce recueil de données cliniques au processus classique établi du développement des dispositifs médicaux. J'ai donc profité de la convention industrielle de formation par la recherche pour me sensibiliser à ces différentes étapes (du prototype à la commercialisation en passant par la rédaction du brevet) et apprécier les attentes et besoins des fabricants. Cette expérience industrielle, couplée aux méthodes d'investigations cliniques et expérimentales utilisées dans cette thèse doivent me permettre de me positionner en tant qu'acteur dans le parcours du développement et de la validation des dispositifs médicaux.

BIBLIOGRAPHIE

Amblard B, Crémieux J, Marchand AR, Carblanc A. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Experimental Brain Research* 1985 ; 61(1):21-37.

Andersen GJ, Braunstein ML. Induced self-motion in central vision. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 1985 ; 11(2): 122-132.

Balmaseda MT, Koozekanani SH, Fatehi MT, Gordon C, Dreyfuss PH, Tanbonliong EC. Ground reaction forces, center of pressure, and duration of stance with and without an ankle-foot orthoses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1988 ; 69(12):1009-1012.

Bassey EJ, Fenton PH, Mac Donald IC. Self-paced walking as a method for exercise testing in elderly and young men. *Clinical Science & Molecular Medicine* 1976 ; 51:609-612.

Bean J, Walsh A, Frontera W. Brace modification improves aerobic performance in Charcot-Marie-Tooth disease: a single-subject design. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2001 ; 80(8):578-582.

Bergin PS, Bronstein AM, Murray NMF, Sancovic S, Zeppenfeld K. Body sway and vibration perception thresholds in normal aging and in patients with polyneuropathy. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 1995 ; 58:335-340.

Bienfait HM, Verhamme C, van Schaik IN, Koelman JH, de Visser BW, de Haan RJ, Baas F, van Engelen BG, de Visser M. Comparison of CMT1A and CMT2: similarities and differences. *Journal of Neurology* 2006 ; 253(12):1572-1580.

Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite[®] walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait and Posture* 2003 ; 17:68-74.

Blaya JA, Herr H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2004 ; 12(1):24-31.

Bleyenheuft C, Caty G, Lejeune T, Detrembleur C. Assessment of the Chignon dynamic ankle-foot orthosis using instrumented gait analysis in hemiparetic adults. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 2008 ; 51:154-160.

Bojsen-Moller F, Lamoureux L. Significance of dorsiflexion of the toes in walking. *Acta Orthopaedica Scandinavian* 1979 ; 50:471-479.

Bouisset S, Duchene JL. Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport* 1994 ; 5(8):957-960.

Bouisset S, Maton B. Muscles, posture et mouvement : base et applications de la méthode électromyographique. Paris : Hermann, éditeurs des sciences et des arts, 1995.

- Bregman DJ, Rozumalski A, Koops D, de Groot V, Schwartz M, Harlaar J.** A new method for evaluating ankle foot orthosis characteristics: BRUCE. *Gait and Posture* 2009 ; 30(2):144-149.
- Breniere Y, Do MC, Bouisset S.** Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior* 1987;19: 62-76.
- de Bruijn IL, Geertzen JH, Dijkstra PU.** Functional outcome after peroneal nerve injury. *International Journal of Rehabilitation Research* 2007 ; 30(4):333-337.
- Calmels P, Escafit M, Domenach M, Minaire P.** Posturographic evaluation of the proprioceptive effect of ankle orthoses in healthy volunteers. *International Disability Studies* 1991 ; 13:42-45.
- Cappa P, Patanè F, Pierro MM.** A novel device to evaluate the stiffness of ankle-foot orthosis devices. *Journal of Biomechanical Engineering* 2003 ; 125:913-917.
- Cappa P, Patanè F.** A continuous loading apparatus for measuring three-dimensional stiffness of ankle-foot orthoses. *Journal of Biomechanical Engineering* 2005 ; 127:1025-1029.
- Cavanagh PR, Michiyoshi AC.** A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *Journal of Biomechanics* 1980 ; 13:69-75.
- Cattaneo D, Marazzini F, Crippa A, Cardini R.** Do static or dynamic AFOs improve balance? *Clinical Rehabilitation* 2002 ; 16(8):894-899.
- Chen CL, Yeung KT, Wang CH, Chu HT, Yeh CY.** Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999 ; 80:1587-1592.
- Chin R, Hsiao-Weckler ET, Loth E, Kogler G, Manwaring SD, Tyson SN, Shorter KA, Gilmer JN.** A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent foot-drop. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2009 ; 6:19.
- Chu TM, Reddy NP, Padovan J.** Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis. *Medical Engineering & Physics* 1995 ; 17:372-379.
- Chu TM, Reddy NP.** Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1995 ; 32(4):349-360.
- Chung SH, Giuliani CA.** Within and between-session consistency of EMG temporal patterns of walking in non-disabled older adults. *Gait and Posture* 1997 ; 5:110-118.
- Crabtree CA, Higginson JS.** Modeling neuromuscular effects of ankle foot orthoses (AFOs) in computer simulations of gait. *Gait and Posture* 2009 ; 29(1):65-70.
- Delacour H, Servonnet A, Perrot A, Vigezzi JF, Ramirez JM.** La courbe ROC (receiver operating characteristic): principes et principales applications en biologie clinique. *Annales de Biologie Clinique* 2005 ; 63(2):145-154.

Dickstein R, Nissan M, Pillar T, Scheer D. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Physical Therapy* 1984 ; 64:19-23.

Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M, Trippel M. Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors. *Experimental Brain Research* 1992 ; 89(1):229-231.

Don R, Serrao M, Vinci P, Ranavolo A, Cacchio A, Ioppolo F, Paoloni M, Procaccianti R, Frascarelli F, De Santis F, Pierelli F, Frascarelli M, Santilli V. Foot drop and plantar flexion failure determine different gait strategies in Charcot-Marie-Tooth patients. *Clinical Biomechanics* 2007 ; 22:905-916.

McDonough AL, Batavia M, Chen FC, Kwon S, Ziai J. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001 ; 82(3):419-425.

Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, Beauchet O. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Human Movement Science* 2006 ; 25:372-382

Duysens J, Clarac F and Cruse H. Load-regulating mechanisms in gait and posture: Comparative aspects. *Physiological reviews* 2000 ; 80(1):83-133.

Dyck PJ, Chance PF, Lebo RV, Carney JA. Hereditary motor and sensory neuropathies. In: Dyck PJ, Griffin JW, Low PA, Poduslo JF, eds. *Peripheral neuropathy 3rd ed.* Philadelphia: WB Saunders, 1993:1094-1136.

Farenc I, Rougier P. Analyse fréquentielle des trajectoires du centre de gravité et du centre de pression lors de la station debout immobile. *ITBM-RBM* 2000 ; 21:210-216.

Fatone S, Hansen AH. A model to predict the effect of ankle joint misalignment on calf band movement in ankle-foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International* 2007 ; 31(1):76-87.

Filipetti P. Analyse quantifiée de la marche. *Spasticité* 2003 ; 5:3-6.

Finlay D. Motion perception in the peripheral visual field. *Perception* 1982 ; 11(4):457-462.

Fitzpatrick RC, Taylor JL, McCloskey DI. Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components. *Journal of Physiology* 1992 ; 454:533-547.

Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *Journal of Physiology* 1994 ; 478:173-186.

Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. *Journal of Neurophysiology* 1996 ; 76(6):3994-4008.

Fox EL, Barthels RL, Chaloupa EC, Hoche J, Hoche JE. Oxygen cost during exercise in simulated subgravity environment. *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 1975 ; 46:300-303.

Gabell A, Nayak US. The effect of age on variability in gait. *Journal of Gerontology* 1984 ; 39:662-666.

Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology* 1999 ; 514:915-928.

Geboers JFM, Janssen-Potten YJM, Seelen HAM, Spaans F, Drost MR. Evaluation of effect of ankle-foot orthosis use on strength restoration of paretic dorsiflexors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001 ; 82:856-860.

Geboers JF, Drost MR, Spaans F, Kuipers H, Seelen HA. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2002a ; 83:240-245.

Geboers JF, Wetzelaer WL, Seelen HA, Spaans F, Drost MR. Ankle-foot orthosis has limited effect on walking test parameters among patients with peripheral ankle dorsiflexor paresis. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2002b ; 34(2):80-85.

Genthon N, Rougier P. Analyse biomécanique de la contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non-perturbée. *ITBM-RBM* 2003 ; 24:238-247.

Genthon N, Rougier P, Frojet J, Pérennou D, Pélissier J. Contribution relative des deux appuis dans le contrôle de la station érigée chez l'hémiplégique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 2003 ; 46:488-489.

Genthon N, Rougier P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *Journal of Biomechanics* 2005 ; 38:2037-2049.

Genthon N. Déficience unilatérale et adaptation de la fonction posturale. Rôle de chacun des appuis dans le maintien de la station debout. *Thèse en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives*. Université de Savoie 2006.

Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Mars P, Rijken RA. Postural organization in patients with hereditary motor and sensory neuropathy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1992 ; 73:569-572.

Geurtz ACH, de Haart M, van Nes IJW, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait and Posture* 2005 ; 22:267-281.

Gordon KE, Sawicki GS, Ferris DP. Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis. *Journal of Biomechanics* 2006 ; 39(10):1832-1841.

Growney E, Meglan D, Johnson M, Cahalan T, An KN. Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. *Gait and Posture* 1997 ; 6(2):147-162.

Guillebastre B, Rougier P. Effets du port d'orthèses stabilisatrice et releveuses de pied sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains en station debout asymétrique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 2007 ; 50:70-77.

Guillebastre B, Genthon N, Rougier P. Effets du port d'une Orthèse de type Releveur de Pied Dynamique sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains, reproduisant les principales

caractéristiques posturales de patients hémiparétiques. *Journal de Réadaptation Médicale* 2007 ; 27(1):7-12.

Guillebastre B, Calmels P, Rougier P. Effects of rigid and dynamic ankle-foot orthoses on normal gait. *Foot and Ankle International* 2009 ; 30(1):51-56.

Gurfinkel EV. Physical foundations of stabilography. *Agressologie* 1973 ; 14(Spec No C):9-13.

Guzian MC, Bensoussan L, Viton JM, Mihle de Bovis V, Ramon J, Azulay JP, Delarque A. Orthopaedic shoes improve gait in a Charcot-Marie-Tooth patient: a combined clinical and quantified case study. *Prosthetics and Orthotics International* 2006 ; 30(1):87-96.

Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberg AL, Wei JY. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1997 ; 78:278-283.

Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001 ; 82:1050-1056.

Hausdorff JM. Stride variability: beyond length and frequency. *Gait and Posture* 2004 ; 20(3):304.

Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2005 ; 20:2-19.

Holt KG, Jeng SF, Ratcliffe R, Hamill J. Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride frequency. *Journal of Motor Behavior* 1995 ; 2:164-178.

Horak FB and Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Shepard J, Rowell L, eds. *Handbook of Physiology*. New York: Oxford University Press 1996: 255-292.

Mc Hugh B. Analysis of body-device interface forces in the sagittal plane for patients wearing ankle-foot orthoses. *Prosthetics and Orthotics International* 1999 ; 23(1):75-81.

Isakov I, Mizrahi J, Ring H, Susak K, Hakim N. Standing sway and weight bearing distribution in people with below-knee amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1992 ; 73:174-178.

Isakov I, Mizrahi J. Bilateral simultaneous measurements of standing ground reaction forces in hemiparetics, below-knee amputees, and healthy adults. *Basic Applied Myology* 1997 ; 7:97-101.

Johnson GR, Ferrarin M, Harrington M, Hermens H, Jonkers I, Mak P, Stallard J. Performance specification for lower limb orthotic devices. *Clinical Biomechanics* 2004 ; 19:711-718.

Kao PC, Ferris DP. Motor adaptation during dorsiflexion-assisted walking with a powered orthosis. *Gait and Posture* 2009 ; 29:230-236.

- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP.** Specific whole-body shifts induced by frequency modulated vibrations of human plantar soles. *Neuroscience Letters* 1999 ; 266(3):181-184.
- Kavounoudias A, Roll R, Roll JP.** Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology* 2001 ; 532:869-878.
- Killen B, Robertson Z, Philips M.** Differences in gait kinematics in people with Charcot-Marie-Tooth disease using different types of AFO. *Neuromuscular Disorders* 2007 ; 17(8-9):827.
- Kim KJ, Uchiyama E, Kitaoka HB, An KN.** An in vitro study of individual ankle muscle actions on the center of pressure. *Gait and Posture* 2003 ; 17(2):125-131.
- Kim CM, Eng JJ, Whittaker MW.** Effects of a simple functional electric system and/or a hinged ankle-foot orthosis on walking in persons with incomplete spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004 ; 85(10):1718-1723.
- Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E.** Longitudinal robustness of variables predicting independent gait following severe middle cerebral artery stroke: a prospective cohort study. *Clinical Rehabilitation* 2006 ; 20(3):262-268.
- Lai HJ, Yu CH, Kao HC, Chen WC, Chou CW, Cheng CK.** Ankle-foot simulator development for testing ankle-foot orthoses. *Medical Engineering & Physics* 2010 ; 32(6):623-629.
- Landais P, Besson C, Jais JP.** Evaluation of the diagnostic contribution of a test. Main information indices. *Journal of Radiology* 1994 ; 75:141-150.
- Lee K, Johnston R.** Biomechanical comparison of 90-degree plantarflexion stop and dorsiflexion assist ankle braces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1973 ; 54:302-306.
- Lehmann JF, Warren CG, de Lateur BJ.** Biomechanical evaluation of knee stability in below knee braces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1970 ; 51:688-695.
- Lehmann JF.** Biomechanics of ankle-foot orthoses: prescription and design. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1979 ; 60:200-207.
- Lehmann JF, Ko MJ, de Lateur BJ.** Double-stopped ankle-foot orthosis in flaccid peroneal and tibial paralysis: evaluation of function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1980 ; 61(11):536-541.
- Lehmann JF, Esselman PC, Ko MJ, Smith JC, de Lateur BJ, Dralle AJ.** Plastic ankle-foot orthoses: Evaluation of function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1983 ; 64:402-407.
- Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, Smith BJ.** Gait abnormalities in tibial nerve paralysis: a biomechanical study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1985a ; 66:80-85.

- Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, Smith BJ.** Ankle-foot orthoses: effect on gait abnormalities in tibial nerve paralysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1985b ; 66:212-218.
- Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, Price R.** Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthoses: a biomechanical study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1986 ; 67:380-386.
- Lehmann JF, Condon SM, Price R, de Lateur BJ.** Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1987 ; 68:763-771.
- Light AR, Perl ER.** Peripheral sensory systems. In: Dyck PJ, Thomas PK, Lambert EH, Bunge R, eds. *Peripheral neuropathy 2nd ed.* Philadelphia: WB Saunders, 1984:210-230.
- van der Linden MH, van der Linden SC, Hendricks HT, van Engelen BG, Geurts AC.** Postural instability in Charcot-Marie-Tooth type 1A patients is strongly associated with reduced somatosensation. *Gait and Posture* 2010 ; 31(4):483-488.
- Lloyd DPC.** Principles of spinal reflex activity. In: Fulton JF, eds. *A textbook of physiology.* Philadelphia-London: WB Saunders Company, 1950:78-109.
- Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Wiklund J.** Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. The effect of hypothermia on galvanically induced body-sway. *Acta Otolaryngol* 1990 ; 110(5-6):321-327.
- Maki BE.** Gait changes in older adults: Predictors of fear ? *Journal of the American Geriatrics Society* 1997 ; 45:313-320.
- Martyn CN, Hughes RA.** Epidemiology of peripheral neuropathy. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 1997 ; 62(4):310-318.
- Masiero S, Avesani R, Armani M, Verena P, Ermani M.** Predictive factors for ambulation in stroke patients in the rehabilitation setting: a multivariate analysis. *Clinical Neurology and Neurosurgery* 2007 ; 109:763-769.
- Massion J.** Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in Neurobiology* 1992 ; 38(1):35-56.
- Massion J.** Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* 1994 ; 4(6):877-887.
- Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meissner D, Pohl M.** Predictive validity and responsiveness of the functional ambulation category in hemiparetic patients after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2007 ; 88(10):1314-1319.
- Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun San Kwan M, Lord SR.** Reliability of the GAITRite[®] walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait and Posture* 2004 ; 20: 20-25.
- Mizrahi J, Susak Z.** Bilateral reactive force patterns in postural sway activity of normal subjects. *Biological Cybernetics* 1989 ; 60(4):297-305.

Mizrahi J, Solzi P, Ring H, Nissel R. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical Biology Engineering and Computing* 1989 ; 27:181-190.

Mojica JAP, Nakamura R, Kobayashi T, Handa T, Morohashi I, Watanabe S. Effect of ankle-foot orthosis (AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. *Tohoku Journal of Experimental Medicine* 1988 ; 156:395-401.

Mollan RB, James WVA. New flexible design of drop-foot orthosis. *Injury* 1977 ; 8(4):310-314.

Murray MP, Seireg AA, Sepic SB. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1975 ; 57(4):510-516.

Nagaya M. Shoehorn-type ankle-foot orthoses: Prediction of flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1997 ; 78:82-84.

Nakamura T, Meguro K, Sasaki H. Relationship between falls and stride length variability in senile dementia of the Alzheimer type. *Gerontology* 1996 ; 42:108-113.

Nardone A, Tarantola J, Miscio G, Pisano F, Schenone A, Schieppati M. Loss of large-diameter spindle afferent fibres is not detrimental to the control of body sway during upright stance: evidence from neuropathy. *Experimental Brain Research* 2000 ; 135:155-162.

Nardone A, Grasso M, Schieppati M. Balance control in peripheral neuropathy: Are patients equally unstable under static and dynamic conditions? *Gait and Posture* 2006 ; 23:364-373.

Nardone A, Galante M, Pareyson D, Schieppati M. Balance control in sensory neuron disease. *Clinical Neurophysiology* 2007 ; 118:538-550.

Newman CJ, Walsh M, O'Sullivan R, Jenkinson A, Bennett D, Lynch B, O'Brien T. The characteristics of gait in Charcot-Marie-Tooth disease types I and II. *Gait and Posture* 2007 ; 26:120-127.

Nougier V, Bard C, Fleury M, Teasdale N. Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance: developmental aspects. *Journal of Experimental Child Psychology* 1998 ; 68(3):202-215.

Okada M, Fujiwara K. Muscle activity around the ankle joint as correlated with the center of foot pressure in an upright stance. In: biomechanics Iso, eds. *Biomechanics VIII-A*, 1983:209-216.

Okada M. An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of human ergology* 1973 ; 1(1):75-93.

Olney SJ, Colborne GR, Martin CS. Joint angle feedback and biomechanical gait analysis in stroke patients: a case report. *Physical Therapy* 1989 ; 69:863-870.

Opara CU, Levangie PK, Nelson DL. Effects of selected assistive devices on normal distance gait characteristics. *Physical Therapy* 1985 ; 65(8):1188-1191.

Park ES, Park CI, Chang HJ, Choi JE, Lee DS. The effect of hinged ankle-foot orthoses on sit-to-stand transfer in children with spastic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004 ; 85:2053-2057.

Pérennou D, Pélissier J, Amblard B. La posture et le contrôle postural du patient cérébrolésé vasculaire : une revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 1996 ; 39:497-513.

Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare (N.J.): Slack Inc, 1992.

Paulus WM, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* 1984 ; 107:1143-1163.

Plas F, Viel E, Blanc Y. La marche humaine. 4^o ed. Paris: Masson, 1989.

Pohl M, Mehrholz J. Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clinical Rehabilitation* 2006 ; 20:324-330.

Rabadi MH, Blau A. Admission ambulation velocity predicts length of stay and discharge disposition following stroke in an acute rehabilitation hospital. *Neurorehabilitation & Neural Repair* 2005 ; 19:20-26.

Ralston HJ. Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie* 1958 ; 17:277-283.

Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture* 2005 ; 21(1):48-58.

Ring H, Mizrahi J. Bilateral postural sway in stroke patients: new parameters for assessing and predicting locomotor outcome. *Journal of Neurologic Rehabilitation* 1991 ; 5:175-179.

Rougier P. Le maintien d'une posture d'inclinaison vers l'avant modifie davantage les amplitudes des déplacements du centre des pressions que celles du centre de gravité. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 2001 ; 44:533-541.

Rougier P, Farenc I, Berger L. Effets sur le contrôle de la station debout de l'échelle de représentation de la trajectoire du centre des pressions sur l'écran d'un moniteur. *Kinésithérapie Scientifique* 2001 ; 410:6-13.

Rougier P, Burdet C, Farenc I, Berger L. How postural behaviour in undisturbed upright stance can be used to assess the physical characteristics of various models of ankle orthoses. *Clinical Biomechanics* 2004 ; 19:497-505.

Rougier P. Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. *Journal of Biomechanics* 2007 ; 40(11):2477-2482.

Rougier PR. How spreading the forefeet apart influences upright standing control. *Motor Control* 2008 ; 12(4):362-374.

- Salbach NM, Mayo NE, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL.** Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001 ; 82(9):1204-1212.
- Sautreil P.** L'appareillage orthopédique. In : eds. *Déficiences motrices et situations de handicaps*. Ed. APF 2002 ; 415-429.
- Scott DE, Dzendolet E.** Quantification of sway in standing humans. *Agressologie* 1972 ; 13:35-40.
- Selby-Silverstein L, Besser M.** Accuracy of the GAITRite[®] system for measuring temporal-spatial parameters of gait. *Physical Therapy* 1999 ; 79:S59.
- Shumway-Cook A, Anson D, Haller S.** Postural sway biofeedback: its effect on re-establishing stance stability in hemiplegics patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1988 ; 69:395-400.
- Siegel I.** Management of musculoskeletal complications in neuromuscular disease: enhancing mobility and the role of bracing and surgery. *Physical Medicine and Rehabilitation: State of the Art Reviews* 1988 ; 2:553-575.
- Sienko Thomas S, Buckon CE, Jakobson-Huston S, Sussman MD, Aiona MD.** Stair locomotion in children with spastic hemiplegia: the impact of three different ankle foot orthosis (AFOs) configurations. *Gait and Posture* 2002 ; 16(2):180-187.
- Soames RW, Atha J, Harding RH.** Temporal changes in the pattern of sway as reflected in power spectral density analysis. *Agressologie* 1976 ; 17:15-20.
- Sorell DA, Hinterbuchner C, Green RF, Kalisky Z.** Traumatic common peroneal nerve palsy: a retrospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1976 ; 57(8):361-365.
- Stewart JD.** Foot drop: where, why and what to do? *Practice Neurology* 2008 ; 8(3):158-169.
- Stuart DG, Goslow GE, Mosher CG, Reinking RM.** Stretch responsiveness of Golgi tendon organs. *Experimental Brain Research* 1970 ; 10(5):463-476.
- Sumiya T, Suzuki Y, Kasahara T.** Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses: effect of ankle trimline. Part 1: A device for measuring ankle moment. *Prosthetics and Orthotics International* 1996a ; 20(2):129-131.
- Sumiya T, Suzuki Y, Kasahara T.** Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses: effect of ankle trimline. Part 2: Orthosis characteristics and orthosis/patient matching. *Prosthetics and Orthotics International* 1996b ; 20(2):132-137.
- Tagaki A, Fujimura E and Sueshiro S.** A new method of statokinesigram area measurement. Application and statistically calculated ellipse. In: Igarashi M and Black O, eds. *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium*. Karger, Bâle: 1985:74-79.
- Terrier P, Schutz Y.** Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS). *European Journal of Applied Physiology* 2003 ; 90:554-561.

Thomas DP, Whitney RJ. Postural movements during normal standing in man. *Journal of Anatomy* 1959 ; 93:524-539.

van Uden CJT, Besser MP. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite®). *BMC Musculoskeletal Disorders* 2004 ; 5:13.

Viel E. La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. *Le Point en rééducation et en APS*, 9. Paris, Masson 2000.

Vinci P, Gargiulo P. Poor compliance with ankle-foot-orthoses in Charcot-Marie-Tooth disease. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2008 ; 44:27-31.

Vinci P, Paoloni M, Ioppolo F, Gargiulo P, Santilli V. Gait analysis in a patient with severe Charcot-Marie-Tooth disease: a case study with a new orthotic device for footdrop. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2010 ; 46:355-361.

Vinci P, Perelli SL. Footdrop, foot rotation, and plantarflexor failure in Charcot-Marie-Tooth disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2002 ; 83:513-516.

Wang RY, Yen LL, Lee CC, Lin PY, Wang MF, Yang YR. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clinical Rehabilitation* 2005 ; 19:37-44.

Waylett-Rendall J. Sensibility evaluation and rehabilitation. *Orthopedic Clinics of North America* 1988 ; 19(1):43-56.

Whittle M. Gait analysis: an introduction. Oxford : Butterworth-Heinemann, 2002.

Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1987 ; 67(5):402-411.

Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. *University of Waterloo Press*, 1991.

Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 1995 ; 3(4):193-214.

Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology* 1996 ; 75(6):2334-2343.

de Wit DCM, Buurke JH, Nijlant JMM, Jzerman MJI, Hermens HJ. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* 2004 ; 18:550-557.

Yamamoto S, Ebina M, Iwasaki M, Kubo S, Kawai H, Hayashi T. Comparative study of mechanical characteristics of plastic AFOs. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 1993 ; 5(2):59-63.

Yamamoto S, Ebina M, Miyazaki S, Kawai H, Kubota T. Development of a new ankle-foot orthosis with dorsiflexion assist, Part 1: Desirable characteristics of ankle-foot orthoses for hemiplegic patients. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 1997 ; 9(4):174-179.

Yamamoto S, Hagiwara A, Mizobe T, Yokoyama O, Yasui T. Development of an ankle-foot orthosis with an oil damper. *Prosthetics and Orthotics International* 2005 ; 29(3):209-219.

Youden WJ. Index for rating diagnostic tests. *Cancer* 1950 ; 3:32-35.

VALORISATION SCIENTIFIQUE
DE LA THESE

A ce jour, ce travail de thèse a fait l'objet de 3 articles publiés, 4 articles soumis, 10 communications orales effectuées dans des congrès organisés par 6 organismes différents. En complément, j'ai eu l'occasion d'être « reviewer » pour les revues *Clinical Neurophysiology* (en 2008) et *Clinical Biomechanics* (en 2009).

ARTICLES PUBLIES, OU SOUMIS

→ Guillebastre B, Rougier P. Effets du port d'orthèses stabilisatrice et releveuses de pied sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains en station debout asymétrique. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 2007 ; 50:70-77.

→ Guillebastre B, Genthon N, Rougier P. Effets du port d'une Orthèse de type Releveur de Pied Dynamique sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains, reproduisant les principales caractéristiques posturales de patients hémiparétiques. *Journal de Réadaptation Médicale* 2007 ; 27(1):7-12.

→ Guillebastre B, Calmels P, Rougier P. Effects of rigid and dynamic ankle-foot orthoses on normal gait. *Foot and Ankle International* 2009 ; 30(1):51-56.

→ Guillebastre B, Boudrahem S, Rougier P. Does visual feedback of centre-of-pressure displacements always pertinent to improve postural performance in hemiparetic patients? *Disability and Rehabilitation* (Article soumis).

→ Guillebastre B, Rougier P, Sibille B, Chrispin A, Pérennou D. When should a crutch be used for walking following a stroke? *Neurorehabilitation and Neural Repair* (Article soumis).

→ Guillebastre B, Calmels P, Rougier P. Effects of muscular deficiency on functional abilities in patients with Charcot-Marie-Tooth disease. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* (Article soumis).

→ Guillebastre B, Calmels P, Rougier P. Appropriate ankle-foot orthoses model for patients with Charcot-Marie-Tooth disease. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* (Article soumis).

COMMUNICATIONS ORALES

- **Guillebastre B**, Calmels P, Rougier P. Effets du port d'orthèse de type releveur de pied rigide et articulé sur la marche et le contrôle postural. *Rencontres Textile Santé (RTS)*. Saint-Etienne, 2-3 avril 2008.
- **Guillebastre B**, Rougier P, Genthon N, Pérennou D. La caractérisation de l'asymétrie des appuis chez les patients hémiparétiques comme moyen de prédiction de leurs capacités locomotrices. *Association Posture et Equilibre (APE)*. Toulouse, 12-13 décembre 2008. *Neurophysiologie clinique / Clinical Neurophysiology* 2008 ; 38(6):489-499.
- Vuillerme N, **Guillebastre B**, Pinsault N. L'utilisation d'un biofeedback visuel pour le contrôle de la posture bipédique a-t-elle un coût cognitif ? *Journées de la Recherche Médicale*. Grenoble, 24-25 avril 2009.
- **Guillebastre B**, Rougier P, Pérennou D. La posturographie peut-elle prédire les capacités de marche de patients hémiparétiques ? *Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER)*. Lyon, 14-17 octobre 2009. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2009 ; 52S1:e65–e71.
- **Guillebastre B**, Calmels P, Rougier P. Etude comparative sur l'équilibre et sur la marche de modèles Monoblocs et d'un nouveau modèles Dynamique d'Orthèse de type Releveur de Pied. *Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER)*. Lyon, 14-17 octobre 2009. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2009 ; 52S1:e61–e64.
- **Guillebastre B**, Calmels P, Rougier P. Caractérisation du contrôle de la station debout et de la marche de patients atteints de la maladie de Charcot-Marie-Tooth. *Association Posture et Equilibre (APE)*. Lille, 13-14 novembre 2009. *Neurophysiologie clinique / Clinical Neurophysiology* 2009 ; 39(4-5):241-261.
- **Guillebastre B**, Calmels P, Rougier P. Quel modèle d'Orthèse de type Releveur de Pied dans la maladie de Charcot-Marie-Tooth ? *Association Marocaine pour l'Orthèse et la Prothèse (AMOP)*. Casablanca (Maroc), 12-13 juin 2010.
- **Guillebastre B**, Calmels P, Rougier P. Influence des déficits musculaires sur les stratégies motrices de patients atteints de la maladie de Charcot-Marie-Tooth. *Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (SOFMER)*. Marseille, 14-16 octobre 2010. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 2010 ; 53S1:e125–e139.
- **Guillebastre B**, Calmels P, Rougier P. Evaluation à l'aide de la posturographie et du tapis de marche de l'appareillage orthétique lors de l'atteinte par la maladie de Charcot-Marie-Tooth. *International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO)*. Marseille, 21-22 octobre 2010.
- **Guillebastre B**, Calmels P, Rougier P. Influence des déficits musculaires sur les stratégies motrices de patients atteints de la maladie de Charcot-Marie-Tooth. *Association Posture et Equilibre (APE)*. Grenoble, 3-4 décembre 2010. *Neurophysiologie clinique / Clinical Neurophysiology* 2010 ; 40(5-6):293-318.

ANNEXE 1

Questionnaire visant à évaluer les effets du port des différents modèles d'orthèse.

Autonomie lors de mise en place :

Etes-vous capable de mettre en place l'orthèse sans aide d'une tierce personne ?

- Oui
- Non

Evaluation du confort :

Quel est le niveau de confort ressenti lors de la réalisation de la tâche posturale ?

- 1 Très faible
- 2 Faible
- 3 Ni faible, ni bon
- 4 Bon
- 5 Très bon

Quel est le niveau de confort ressenti lors de la réalisation de la tâche locomotrice ?

- 1 Très faible
- 2 Faible
- 3 Ni faible, ni bon
- 4 Bon
- 5 Très bon

Evaluation de l'efficacité :

Quel est le niveau d'efficacité ressenti pour réaliser la tâche posturale ?

- 1 Très faible
- 2 Faible
- 3 Ni faible, ni bon
- 4 Bon
- 5 Très bon

Quel est le niveau d'efficacité ressenti pour réaliser la tâche locomotrice ?

- 1 Très faible
- 2 Faible
- 3 Ni faible, ni bon
- 4 Bon
- 5 Très bon

Evaluation de la sensation de sécurité :

Quel est votre niveau de sensation de sécurité lors de la réalisation de la tâche posturale ?

- 1 Très faible
- 2 Faible
- 3 Ni faible, ni bon
- 4 Bon
- 5 Très bon

Quel est votre niveau de sensation de sécurité lors de la réalisation de la tâche locomotrice ?

- 1 Très faible
- 2 Faible
- 3 Ni faible, ni bon
- 4 Bon
- 5 Très bon

Evaluation de l'esthétique de l'appareillage :

- 1 Très inesthétique
- 2 Inesthétique
- 3 Ni inesthétique, ni esthétique
- 4 Esthétique
- 5 Très esthétique

ANNEXE 2

Guillebastre B, Rougier P.

Effets du port d'orthèses stabilisatrice et releveuses de pied sur
le contrôle de l'équilibre de sujets sains en station debout
asymétrique.

Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 2007 ; 50:70-77.



ELSEVIER
MASSON

Disponible en ligne sur www.sciencedirect.com



Annales de réadaptation et de médecine physique 50 (2007) 70–77



<http://france.elsevier.com/direct/ANNRMP/>

Article original

Effets du port d'orthèses stabilisatrice et releveuses de pied sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains en station debout asymétrique

Effects of rigid-ankle and ankle-foot orthoses in the control of asymmetrical undisturbed upright stance

B. Guillebaste, P. Rougier*

Laboratoire de modélisation des activités sportives, université de Savoie, domaine universitaire de Savoie-Technolac, 73376 Le-Bourget-du-Lac cedex, France

Reçu le 19 avril 2006 ; accepté le 15 septembre 2006

Résumé

Objectif. – Des dispositifs de suppléance sont couramment prescrits pour limiter les déficits sensorimoteurs associés à différentes pathologies. Connaître leurs effets spécifiques sur des sujets en bonne santé doit pouvoir permettre de mieux apprécier leurs différences et de cerner leurs conditions d'utilisation.

Matériel et méthode. – Seize sujets jeunes en bonne santé devaient se tenir debout avec une distribution asymétrique du poids sur les deux jambes sur une double plate-forme de forces et de limiter au maximum leurs mouvements. Quatre conditions (une de référence sans orthèse et trois dont une orthèse de cheville et deux orthèses releveuses de pieds souple (ORP-S) et rigide (ORP-R)) étaient réalisées selon un ordre aléatoire. Dans chacune des conditions, six essais de 32 secondes étaient enregistrés. Les trajectoires des centres des pressions plantaires des appuis déchargé (CP_{Déc}), chargé (CP_{Cha}) et résultant (CP_{Res}) étaient ensuite calculées selon les axes médiolatéral (ML) et antéropostérieur (AP). Outre les positions moyennes, des paramètres (RMS et FM) permettaient de caractériser les spectres fréquentiels de ces trajectoires.

Résultats. – Le port de l'ORP-R entraîne un recul significatif du CP_{Déc} selon l'axe AP qui se répercute sur le CP_{Res}. De plus, l'analyse fréquentielle montre une diminution des RMS du CP_{Déc} qui n'est pas retrouvée au niveau du CP_{Res}.

Discussion–conclusion. – Des effets liés aux caractéristiques physiques des différents modèles sont observés, en particulier du fait de la mesure séparée de l'appui déchargé. Ces résultats ne constituent qu'une première étape dans la perspective d'aider à leur prescription en fonction des besoins particuliers de patients hémiparétiques.

© 2006 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Objective. – To limit sensorimotor impairment associated with various diseases, devices aimed at easing such impairment are usually prescribed. A better knowledge of the specific effects of these devices in healthy subjects should help to assess the prescription.

Materials and methods. – Sixteen young healthy individuals were required to stand still on a double-force platform with an asymmetrical body weight distribution over the 2 legs and to reduce as much as possible their motions. Four conditions (1 used as reference without any orthosis and 3 with an ankle orthosis and 2 soft [ORP-S] and rigid [ORP-R] ankle-foot orthoses) were performed randomly. For each condition, 6 repetitions lasting 32 s were recorded. The centre-of-pressure trajectories from the loaded (CP_{Cha}) and unloaded (CP_{Déc}) feet and the resulting displacements (CP_{Res}) were then computed along both the mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) axes. Finally, these trajectories were analysed by their mean positions and parameters (Root Mean Square and Median Frequency) aimed at characterising their frequency spectra.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : patrice.rougier@univ-savoie.fr (P. Rougier).

Results. – Wearing the ORP-R model resulted in a backward shift of the mean position of the CP_{Déc} trajectories, which had repercussions on CP_{Res} values. In addition, frequency analysis showed decreased RMS for only the CP_{Déc}.

Discussion–conclusion. – We found effects linked to the physical features of various ankle orthoses tested. These effects can be observed because of the separate measure of the unloaded support. This data should improve the prescription of ankle-foot orthoses according to patient needs. These results should be viewed as a first step before their extension to study of patients with hemiparalysis, to improve their prescription in accordance with such patients' needs.

© 2006 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Orthèse de cheville ; Orthèse releveuse de pied ; Posture ; Asymétrie ; Double plate-forme de force ; Équilibre ; Sujets sains

Keywords: Ankle orthosis; Ankle-foot orthosis; Posture; Asymmetry; Double force platform; Balance; Healthy subjects

Les accidents vasculaires cérébraux sont extrêmement fréquents et représentent la première cause d'invalidité, le plus souvent sous la forme d'hémiplégie. Une des caractéristiques des sujets hémi-parétiques est d'avoir, comparativement à des sujets sains, des capacités d'équilibration réduites [11]. Cela induit une instabilité posturale avec comme conséquence des chutes, limitant le degré d'indépendance des patients. D'un point de vue biomécanique, cette moindre capacité d'équilibration se manifeste par des asymétries tant au niveau de la répartition du poids de corps sur les deux appuis que des actions de réactions exercées sous les pieds.

De ce fait, il semble important de dissocier le travail de l'appui lésé de celui de l'appui sain, par l'analyse des mouvements des centres des pressions (CP) de chaque appui pour mieux comprendre la signification des mouvements du CP résultant (CP_{Res}) [3]. Ces derniers peuvent en effet résulter d'une infinité de combinaisons de variations des CP plantaires et de répartitions de poids de corps. De plus, le CP de l'appui lésé chez un patient hémi-parétique est antériorisé et se situe davantage sur l'extérieur du pied. Enfin, les mouvements du CP du côté lésé ont une amplitude réduite de moitié et peuvent être désynchronisés par rapport à ceux de l'appui sain. [3,5].

Du fait d'une incapacité de l'appui non parétique à contre-carrer ces perturbations des mouvements du CP de l'appui parétique, il en résulte une altération des mouvements du CP_{Res}, et par suite des capacités d'équilibration du patient. L'orthèse est aujourd'hui la seule aide mécanique pouvant réduire les mouvements parasites de l'appui parétique.

Deux types d'orthèses de cheville sont actuellement commercialisés. Les orthèses stabilisatrices de cheville (OSC) limitent les mouvements d'éversion–inversion du pied et sont principalement prescrites dans le cas d'entorses de cheville. Les orthèses releveuses de pied (ORP) sont, quant à elles, utilisées pour corriger le symptôme du pied tombant [6]. En complément, certaines sont vendues prêtes à l'emploi alors que d'autres nécessitent une adaptation par un prothésiste–orthésiste à la forme de la jambe. Les ORP ont donc pour principale fonction le maintien du pied en position anatomique et éviter, lors de tâches dynamiques, que le patient se marche sur le pied. Ce dernier effet étant déterminant pour permettre aux patients de garder une certaine autonomie dans leur vie quotidienne, la plupart des études se sont centrées sur l'analyse de tâches dynamiques comme la marche [7,9], la montée d'une marche

[14], ou la réalisation d'une tâche dite « sit-to-stand » chez des enfants pathologiques [10].

Du fait que ces différentes orthèses affectent les mouvements du pied, elles sont conduites nécessairement à modifier les stratégies d'équilibration de sujets debout. Les seules études s'intéressant en partie à la station debout non perturbée avec ORP ont d'ailleurs mis en évidence une meilleure répartition du poids [1,15]. Des données quantifiées issues de plate-forme de forces doivent donc permettre d'objectiver les effets comportementaux induits par ces différentes orthèses (OSC et ORP) lors du maintien de la station debout non perturbée. En effet, par les mouvements d'amplitudes réduites que cette tâche sensorimotrice fine occasionne, les sujets sains comme les patients se doivent de détecter au plus vite les mouvements de leur corps et programmer, puis exécuter la commande motrice destinée à faire varier le point d'application de la force de réaction résultante, ce qui constitue la seule façon de contre-carrer la perte d'équilibre. L'utilisation de sujets sains permet toutefois de minimiser la variabilité comportementale et d'accroître sensiblement le nombre de conditions expérimentales dans un temps donné. Pour cette raison, et même si les produits ne leur sont pas destinés, il paraît judicieux de recourir à ce type de sujets pour tester du matériel relevant du domaine de la santé. Cependant, dans le souci d'avoir une condition la plus proche possible de celle d'utilisation normale par les patients hémi-parétiques, il nous est apparu important de faire adopter aux sujets sains une distribution de poids asymétrique proche de celle observée classiquement en moyenne (67 %) chez les patients hémi-parétiques [13]. Du point de vue des objectifs, le maintien de la station debout non perturbée apparaît tout à fait comparable à ce qui se produit pour des tâches plus dynamiques telles que l'initiation du pas ou la locomotion. À ce niveau, il faut considérer ces dernières tâches comme plus simples à contrôler du fait des moments cinétiques plus importants (maintenir l'équilibre en bicyclette en roulant est sensiblement moins difficile qu'à l'arrêt). Autrement dit, les éventuels dysfonctionnements rejailliront toujours de façon accrue sur une tâche plus contraignante du fait des mouvements d'amplitudes plus réduites comme ceux observés dans la station debout non perturbée.

L'utilisation d'une double plate-forme de forces semble également justifiée par la volonté de connaître la contribution de chaque appui dans le maintien de l'équilibre. De plus, l'analyse

et la comparaison des mouvements du CP plantaire de l'appui appareillé doivent faciliter la mise en évidence des effets propres à chaque orthèse.

1. Matériel et méthodes

Seize sujets sans déficit neurologique ni antécédent de traumatisme récent ont participé à cette expérimentation. Ce groupe, constitué de volontaires (cinq femmes et 11 hommes), présentait les caractéristiques morphologiques suivantes (taille : $175,5 \pm 9,9$ cm ; poids : $72,9 \pm 8,2$ kg ; âge : $21,9 \pm 1,8$ ans ; moyenne \pm écart-type).

Les sujets se tenaient debout, les bras le long du corps, sur une plate-forme de forces constituée de deux plateaux en bois supposés indéformables, espacés de 1 cm. Chacun des pieds était placé dans une empreinte de façon à ce que les bords internes des pieds fassent un angle de 30° et que la distance entre les talons soit de 9 cm. Chaque plateau rectangulaire (152×272 mm) repose sur quatre capteurs dynamométriques (Equi+, référence PF-02). Les signaux électriques issus de ces capteurs, après amplification, sont numérisés par une carte électronique de 14 bits avant d'être enregistrés sans filtrage sur un ordinateur à une fréquence de 64 Hz.

La consigne donnée aux sujets était de rester debout, le plus stable possible, c'est-à-dire de minimiser autant que possible les mouvements de leur corps avec une répartition du poids de telle sorte que deux tiers du poids soit appliqué sur une jambe durant toute la prise de mesure. Par analogie avec des cas pathologiques, le port de l'orthèse s'est fait sur l'appui déchargé.

Au total, quatre conditions étaient proposées selon un ordre aléatoire. Une première, utilisée comme référence, voyait les

sujets porter seulement une chaussette, cela pour renforcer la solidarité entre les orthèses et le pied lui-même. Dans les trois autres conditions, une des trois orthèses suivantes était portée sous la chaussette : soit une orthèse stabilisatrice de cheville (Thuasne, modèle Ligastap Immo[®] (OSC), Levallois-Perret), soit une orthèse releveuse de pied rigide (ORP-R, modèle #4508) ou souple (ORP-S, modèle #4501) (Ormihl-Danet, Villeurbanne). Ces deux modèles ont pour fonction de maintenir le pied en position fonctionnelle permettant la marche. L'angle de repos formé par l'ORP-R est davantage fermé que celui de l'ORP-S. De même, l'ORP-R entre dans la catégorie d'orthèses nécessitant une adaptation par un prothésiste-orthésiste à la forme de la jambe avant utilisation.

Chaque condition comprenait six essais de 32 secondes. Le temps de repos entre les essais était de 15 secondes, et entre les conditions de six minutes.

Grâce à un logiciel spécifique (Equi+, prog02), les déplacements des CP plantaires, chargé (CP_{Cha}) et déchargé ($CP_{Déc}$), étaient calculés selon les axes médiolatéral (ML) et antéropostérieur (AP). Le calcul des trajectoires du CP résultant (CP_{Res}), identique à ce qui aurait été mesuré par une simple plate-forme de forces, s'effectuait ensuite selon la formule suivante [16].

$$CP_{Res} = CP_{Déc} * R_{Déc} / (R_{Déc} + R_{Cha}) + CP_{Cha} * R_{Cha} / (R_{Déc} + R_{Cha}) \quad (1)$$

où R_{Cha} , $R_{Déc}$, $CP_{Déc}$ et CP_{Cha} désignent respectivement les charges appliquées et les positions des CP plantaires au niveau des appuis chargé et déchargé. Par suite, $R_{Cha} / (R_{Cha} + R_{Déc})$ et $R_{Déc} / (R_{Cha} + R_{Déc})$ correspondent respectivement au pourcentage de poids corporel appliqué sur les appuis chargé et déchargé. La Fig. 1 illustre le système d'axes utilisé, la posi-

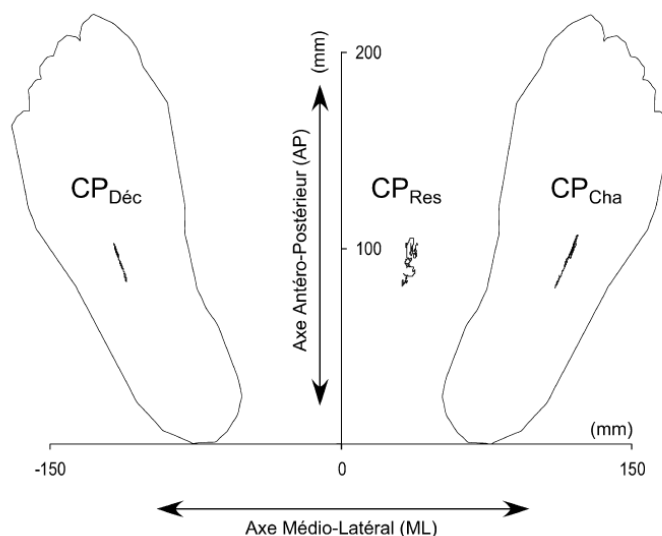


Fig. 1. Illustration du système d'axes utilisé, avec la position des pieds et les différentes trajectoires des centres des pressions plantaires ($CP_{Déc}$ et CP_{Cha}) et résultant (CP_{Res}). Ces trajectoires correspondent à celles d'un sujet en position orthostatique asymétrique, caractérisée par une position excentrée du CP_{Res} .

tion des pieds et les différentes trajectoires des CP plantaires et résultant.

Outre les positions moyennes des différentes trajectoires des CP plantaires et du CP_{Res} selon chacun des axes ML et AP, ces trajectoires ont été analysées du point de vue fréquentiel [2]. Cette méthode repose sur la quantification de spectres (amplitudes des déplacements en fonction des fréquences) par l'intermédiaire de paramètres tels que la *root mean square* (RMS) et la fréquence médiane (FM) définis mathématiquement par les formules suivantes :

$$RMS = \left(\sum_{i=j}^{i=k} A_i / (k - i) \right)^{\frac{1}{2}}$$

$$FM = \begin{cases} S_p & \text{si } \frac{1}{2} \sum_{i=j}^{i=k} A_i < \frac{\alpha_p + \alpha_{p+1}}{2}, \\ c'est \ à \ dire \ si & \sum_{i=j}^{i=k} A_i < \alpha_p + \alpha_{p+1} \\ S_{p+1} & \text{si } \frac{1}{2} \sum_{i=j}^{i=k} A_i > \frac{\alpha_p + \alpha_{p+1}}{2}, \\ c'est \ à \ dire \ si & \sum_{i=j}^{i=k} A_i > \alpha_p + \alpha_{p+1} \end{cases}$$

avec p défini par :

$$\sum_{i=j}^{i=p} A_i \leq \frac{1}{2} \sum_{i=j}^{i=k} A_i < \sum_{i=j}^{i=p+1} A_i \text{ et } \alpha_p = \sum_{i=j}^{i=p} A_i$$

où i représente chaque classe de fréquence, j et k les bornes respectivement inférieure et supérieure des bandes de fréquence choisies (ici 0–3 Hz). S_i est la fréquence centrale de chacune des classes et A_i l'amplitude de chacune des classes. Comme le montre la Fig. 2, la RMS permet d'apprécier l'amplitude moyenne des mouvements indépendamment des fréquences. La FM donne des indications sur d'éventuels « glissements », c'est-à-dire à quelles fréquences privilégiées

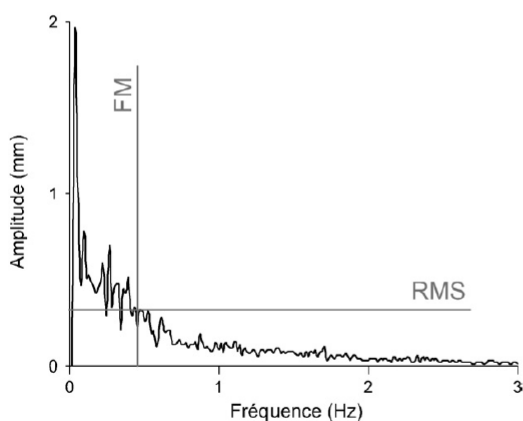


Fig. 2. Représentation, sur un spectre de fréquence typique calculé à partir d'une trajectoire de CP_{Res} , de la fréquence médiane (FM) et de l'amplitude moyenne (RMS).

s'effectuent les mouvements. Afin de s'affranchir du problème lié à l'orientation des pieds, les RMS et FM des CP plantaires des jambes chargée et déchargée ont été calculées sur la base des spectres planaires résultants. À l'opposé, ces mêmes paramètres ont été calculés selon les axes ML et AP pour les trajectoires du CP_{Res} du fait de la mise en jeu de groupes musculaires différents dans leurs contrôles respectifs.

L'objectif étant d'évaluer les effets comportementaux induits par le port des différents modèles d'orthèses au travers des quatre conditions proposées, une analyse de variance (Anova) non paramétrique, fondée sur les rangs (Anova de Friedman), a été réalisée. Pour les variables où un effet statistiquement significatif avait été trouvé, un second test non paramétrique unilatéral fondé sur les rangs, le T de Wilcoxon, était appliqué de façon à préciser l'origine des effets. Dans tous les cas, le premier seuil de signification retenu était de p inférieur à 0,05.

2. Résultats

Comme les consignes données aux sujets le précisaient, une asymétrie dans la répartition des forces verticales sur les appuis a bien été observée chez l'ensemble des sujets ($67 \pm 1\%$ (moyenne \pm écart-type) du poids de corps étant appliqué sur le pied chargé). Cela est vérifié par l'Anova de Friedman dont le résultat n'est pas statistiquement significatif ($H(16,5) = 0,375$; $p > 0,05$).

2.1. Positions moyennes des CP plantaires et du CP_{Res} en fonction des axes ML et AP

2.1.1. Analyse de la position moyenne des CP plantaires

Quelles que soient les conditions, les résultats concernant le CP de la jambe chargée (CP_{Cha}) ne montrent pas d'effet significatif que ce soit sur l'axe ML ($H(16,5) = 2,55$; $p > 0,05$) ou AP ($H(16,5) = 3,60$; $p > 0,05$). Autrement dit, le port d'orthèse sur la jambe déchargée n'apparaît pas intervenir dans le contrôle de la jambe chargée (Fig. 3).

Inversement, on note de nombreux effets significatifs sur la position moyenne des CP de la jambe déchargée ($CP_{Déc}$), que ce soit en AP ($H(16,5) = 15,075$; $p < 0,01$) ou en ML ($H(16,5) = 21,975$; $p < 0,01$) (Fig. 3). Plus particulièrement, les résultats de la condition ORP-R montrent des valeurs du $CP_{Déc}$ significativement inférieures en ML ($T = 11$; $p < 0,01$), comme en AP ($T = 8$; $p < 0,01$), vis-à-vis de la condition REF. Du fait du système d'axes utilisé, cela signifie que les positions moyennes sont reculées et plus proches de l'axe médian. Des effets allant dans le même sens sont aussi observés en condition ORP-S et OSC, mais dans une moindre mesure.

2.1.2. Analyse de la position moyenne du CP_{Res}

L'absence d'effet significatif en ML avec l'Anova de Friedman ($H(16,5) = 6,525$; $p > 0,05$) est la conséquence du respect de la consigne concernant le maintien de l'asymétrie de répartition du poids (Fig. 3). En revanche, un effet significatif est

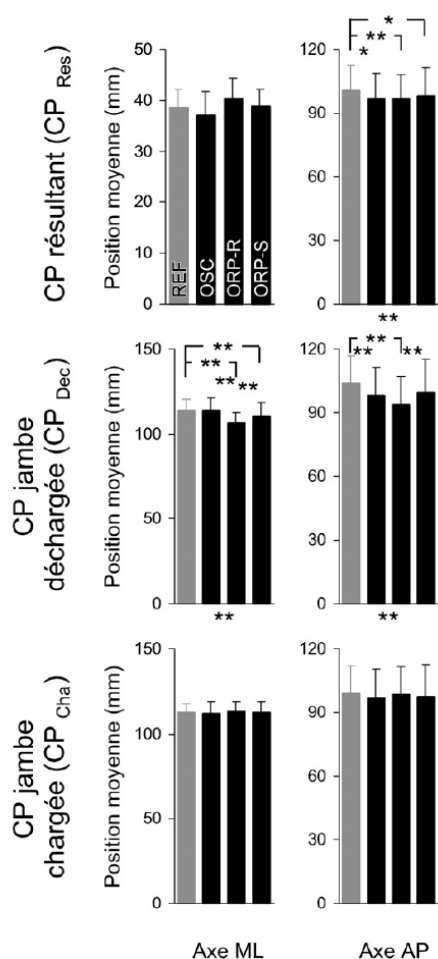


Fig. 3. Postions moyennes des trajectoires du CP_{Res} (en haut) du CP_{Déc} (au milieu) et du CP_{Cha} (en bas) en fonction des deux axes (ML et AP) pour les quatre conditions expérimentales. Noter le recul sur l'axe AP de ces positions lors du port d'orthèses, ainsi que l'absence d'effet selon l'axe ML qui traduit la même asymétrie pour toutes les conditions.

observé selon l'axe AP ($H(16,5) = 12,975$; $p < 0,01$). Précisément, des effets simples sont observés pour toutes les conditions appareillées et plus particulièrement pour la condition ORP-R ($T = 13$; $p < 0,01$) où un recul de la position moyenne du CP_{Res} est observé vis-à-vis de la référence. Il en est de même pour les deux autres conditions appareillées, mais les effets s'avèrent moins significatifs.

Malgré une absence de différence significative au niveau du CP_{Cha}, l'importance de celles du CP_{Déc} est telle qu'elles influencent le CP_{Res}, et donc les capacités d'équilibration des sujets.

2.2. Analyse fréquentielle

Cette analyse permet d'apprécier les effets en termes d'amplitudes et de fréquences sur les trajectoires des CP pla-

naires de chacun des appuis et leur impact sur les déplacements du CP_{Res}.

2.2.1. Analyse des amplitudes moyennes (RMS)

Globalement, les résultats montrent que les amplitudes moyennes du CP_{Déc} varient de façon significative pour toutes les conditions ($H(16,5) = 14,925$; $p < 0,01$). Plus particulièrement, les RMS sont diminuées en condition OSC ($T = 7$; $p < 0,01$) et en ORP-R ($T = 12$; $p < 0,01$) vis-à-vis de la condition REF (Fig. 4). Des trois conditions appareillées, la RMS la plus faible est celle de la condition OSC. Ces résultats au niveau du CP plantaire n'ont pas de répercussion significative au niveau de la RMS du CP_{Res}, que ce soit en ML ou en AP (Fig. 5).

À l'opposé, aucun effet statistiquement significatif n'a pu être trouvé au niveau des RMS plantaires calculées à partir des spectres planaires de la jambe chargée ($H(16,5) = 2,775$; $p > 0,05$).

2.2.2. Analyse des fréquences médianes (FM)

L'Anova de Friedman met en évidence un effet significatif au niveau des FM de la jambe chargée ($H(16,5) = 9,68$; $p < 0,05$). Les effets simples montrent une augmentation des FM, et plus particulièrement pour la condition OSC ($T = 19$; $p < 0,05$) et ORP-S ($T = 19,5$; $p < 0,05$) vis-à-vis de la référence. À noter que ces différences significatives ne se retrouvent pas sur la jambe déchargée qui porte, selon les conditions, les orthèses ($H(16,5) = 4,796$; $p > 0,05$). On peut cependant observer une certaine similitude des allures des diagrammes à bandes des FM entre la jambe chargée et la jambe déchargée (Fig. 4).

Les différents effets observés sur les jambes chargée et déchargée ont un impact au niveau des fréquences médianes du CP_{Res} selon l'axe AP ($H(16,5) = 8,25$; $p < 0,05$). On note plus particulièrement une augmentation des FM de ces mouvements de CP_{Res} pour les conditions ORP-R ($T = 15$; $p < 0,01$), et OSC ($T = 24$; $p < 0,05$) vis-à-vis de la condition REF (Fig. 5). À l'opposé aucun effet statistiquement significatif n'est observé sur l'axe ML pour ces FM ($H(16,5) = 3,167$; $p > 0,05$).

À noter également en condition appareillée un glissement du spectre vers les hautes fréquences (Fig. 4). On a donc une diminution d'amplitude des mouvements du CP de la jambe déchargée lors des mouvements les plus lents. Cela est particulièrement intéressant dans la mesure où ces mouvements lents sont ceux qui permettent de déplacer le plus largement le centre de gravité des sujets.

Globalement, on remarque que le port d'orthèse induit une augmentation des FM et une réduction des RMS sur l'appui déchargé. En d'autres termes, cela signifie que les déplacements du CP de cet appui sont moindres en amplitude et que le temps requis pour que ce CP revienne à sa même position est réduit.

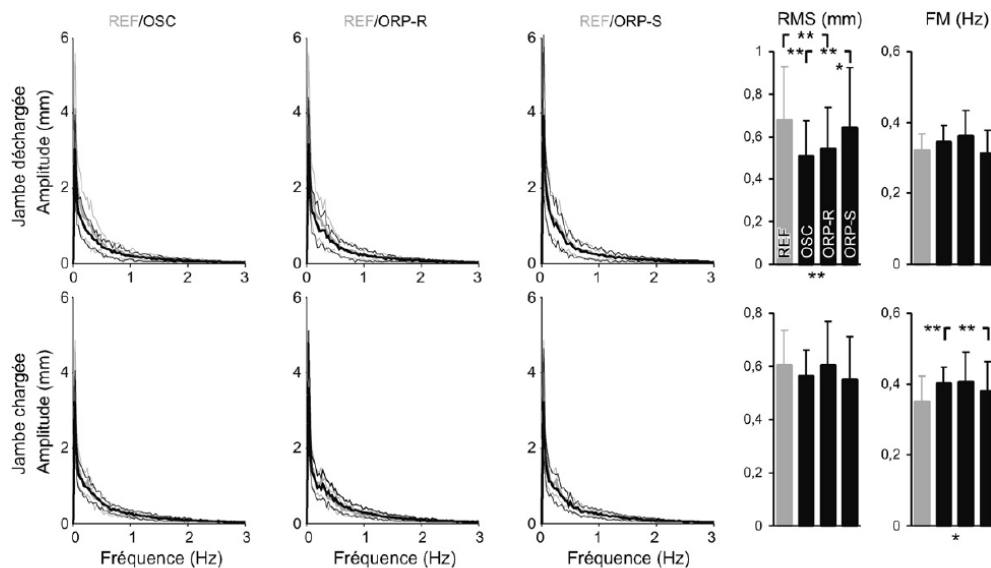


Fig. 4. Spectres fréquentiels moyens des déplacements des CP_{Cha} et $CP_{D\acute{e}c}$ (du pied muni d'une OSC, d'une ORP-R ou d'une ORP-S) ainsi que les paramètres RMS et FM planaires (moyenne \pm écart-type), sous forme de diagramme à bandes, permettant leur caractérisation. Noter la diminution de l'amplitude de 0 à 1 Hz sur le spectre OSC, la diminution d'amplitude (mesurées d'après les RMS) des mouvements du CP de la jambe déchargée et l'augmentation de la fréquence médiane (FM) des mouvements du CP de la jambe chargée.

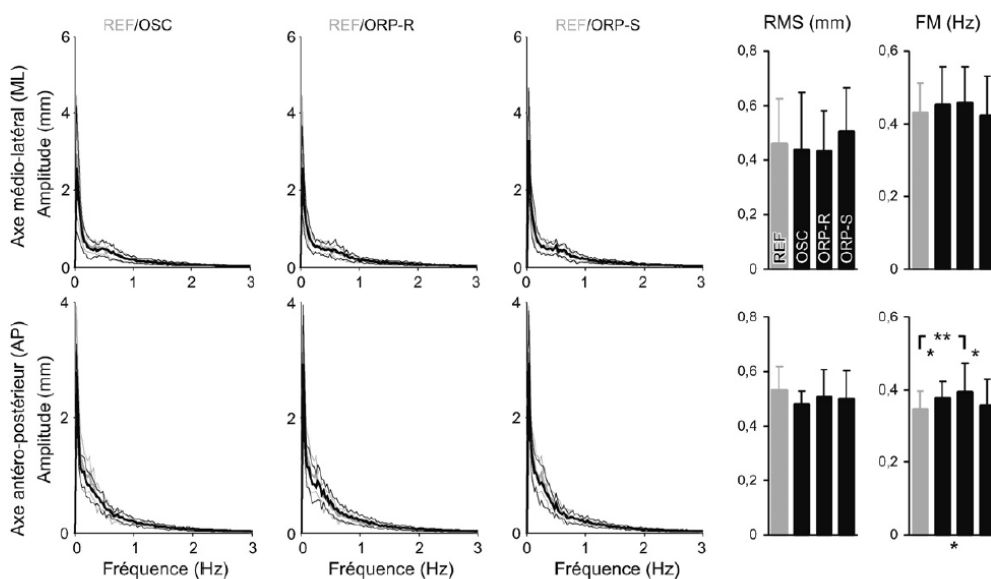


Fig. 5. Spectres fréquentiels moyens des déplacements du CP_{Res} selon les axes ML et AP, ainsi que les paramètres RMS et FM selon les mêmes axes (moyenne \pm écart-type), sous forme de diagrammes à bandes, permettant leur caractérisation. Noter l'allure générale des diagrammes montrant une diminution d'amplitude (RMS) accompagnée d'une augmentation de la fréquence médiane (FM), cette dernière étant statistiquement significative selon l'axe AP.

3. Discussion

Les analyses des positions moyennes et des paramètres fréquentiels apportent des renseignements complémentaires. La première permet de prendre en compte les caractéristiques spatiales des différentes trajectoires. L'analyse fréquentielle per-

met d'exprimer les caractéristiques spatiotemporelles du déplacement en fonction de l'appui ou de l'axe [4].

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les effets comportementaux induits par le port d'orthèses chez des sujets sains requis d'adopter une répartition de poids asymétrique. Les résultats mettent en évidence des effets propres à chaque

modèle d'orthèse OSC ou ORP sur les stratégies d'équilibration.

3.1. Analyse des positions moyennes du CP_{Cha} , $CP_{Déc}$ et CP_{Res}

Selon l'axe ML, l'absence de résultat significatif en condition OSC ne semble pas surprenant. On sait que le rôle principal de cette orthèse est de restreindre, après entorse de cheville, les mouvements de cette articulation selon l'axe ML. Le rôle étant de limiter les mouvements et non de corriger la position du pied, il est cohérent de ne pas observer de différence significative concernant les positions moyennes du $CP_{Déc}$ qui porte l'orthèse stabilisatrice et par suite de celles du CP_{Res} .

Concernant les positions moyennes en conditions ORP, les valeurs du $CP_{Déc}$ diminuent selon les axes ML et AP. L'appui est donc reculé et recentré lors du port d'une ORP. Cette orthèse démontre ici sa capacité à modifier la position moyenne du $CP_{Déc}$, chez des sujets sains en position orthostatique asymétrique volontaire. À noter également que cet effet est d'autant plus important que l'ORP est rigide. En effet, les différences entre les deux ORP portent sur la rigidité du matériau et la valeur de l'angle formé par l'ORP. L'orthèse rigide est (comme son appellation l'indique) plus rigide et forme un angle à l'emplacement de la cheville davantage fermé. Ainsi, pour une même posture, on peut penser que le sujet déforme l'ORP-R de façon plus importante que l'ORP-S. La contrainte plus importante de l'ORP-R a donc tendance à davantage faire reculer l'appui de la jambe déchargée ($CP_{Déc}$) que l'ORP-S. De même, en ML, la position moyenne du $CP_{Déc}$ est davantage centrée en condition ORP-R qu'en condition ORP-S. Il faut toutefois souligner que ce dernier effet s'explique avant tout par la position particulière des bords internes des pieds vis-à-vis de l'axe sagittal. Les mouvements des CP plantaires intervenant essentiellement selon l'axe longitudinal des pieds, un recul de la position moyenne sur AP retentit nécessairement sur la coordonnée ML qui diminue.

Les différents effets des CP plantaires influencent de manière significative les positions moyennes du CP_{Res} . Sur l'axe ML, on ne relève pas de différence significative entre les conditions, donc la stratégie d'équilibration en ML ne semble pas être modifiée par le port des différentes orthèses, et le maintien de l'asymétrie posturale respectée. En revanche, sur l'axe AP, les résultats montrent un effet significatif pour les trois conditions appareillées, et plus particulièrement pour l'ORP-R. Il y a donc une influence du changement de position du $CP_{Déc}$ sur la position du CP_{Res} selon l'axe AP. La nouvelle position du CP_{Res} pourrait correspondre à des valeurs plus proches de la normale, si le CP_{Res} avait été avancé en raison d'une pathologie comme l'hémiplégie, et donc conduire à une organisation spatiotemporelle des segments moins coûteuse pour maintenir l'équilibre. Cet effet bénéfique peut être en partie modulé par l'écart d'âge moyen existant entre la population étudiée ($21,9 \pm 1,8$ ans) et les patients hémiplégiques habituellement rencontrés (65 ans). Les moindres effets observés sur les positions moyennes du CP_{Res} vis-à-vis du $CP_{Déc}$ s'expliquent d'abord par la formule de calcul des premiers. La répartition du poids étant environ d'un tiers sur la jambe portant les orthèses et aucun effet n'étant constaté au

niveau de la jambe chargée, il s'ensuit que les effets au niveau du CP_{Res} sont bien plus faibles que sous la jambe déchargée. En complément, il n'est pas exclu que les modifications du CP_{Res} , consécutives à la fois des effets sur le $CP_{Déc}$ et le CP_{Cha} , puissent être influencées par une action extéroceptive des orthèses sur la cheville allégée, moins soumise aux contraintes proprioceptives liées à l'appui.

3.2. Analyse fréquentielle

Sur la jambe déchargée, on note un effet significatif du port d'orthèses, qui se traduit par une diminution d'amplitude (RMS). Celle-ci peut être liée à une limitation mécanique de la cheville stabilisée par le port d'orthèses. Cette diminution est accompagnée d'une augmentation de la FM du CP de la jambe chargée, plus particulièrement en condition OSC.

La combinaison de ces évolutions sur les deux appuis induit un effet significatif, mais uniquement au niveau de l'augmentation de la FM du CP_{Res} selon l'axe AP. Il faut tout de même prendre en compte la similitude entre les allures des diagrammes à bandes de la RMS et de la FM du CP_{Res} selon les deux axes. Globalement, concernant le CP_{Res} , on remarque que l'augmentation de la FM est accompagnée d'une diminution de la RMS, résultant du port d'orthèses.

Il est possible d'expliquer l'absence d'effet significatif de la RMS au niveau du CP_{Res} du fait de la répartition spécifique du poids du corps sur les deux appuis. Même si on observe un effet significatif de la RMS au niveau de la jambe déchargée, c'est l'absence d'effet significatif de la jambe chargée qui prend le pas sur la valeur résultante, compte tenu du coefficient élevé associé aux effets de cette jambe. Autrement dit, les effets observés au niveau de la RMS de la jambe déchargée ne sont pas répercutés au niveau du CP_{Res} , car le pourcentage de la jambe chargée est plus important que celui de la jambe déchargée.

Les mouvements des CP plantaires intervenant essentiellement selon l'axe longitudinal des pieds, les valeurs planaires des $CP_{Déc}$ et CP_{Cha} sont essentiellement dépendantes de leur composante AP, d'où l'absence d'effet significatif pour les deux variables (RMS et FM) en ML.

De ces deux points d'interprétation des résultats (prépondérance des effets de la jambe chargée et mouvements des CP plantaires essentiellement selon l'axe AP), il ressort que le seul effet significatif au niveau du CP_{Res} concerne la FM selon l'axe AP.

La mise en place d'un tel protocole avec le respect d'une posture orthostatique asymétrique constante chez des sujets sains ne se suffit pas à elle-même, mais veut se donner des valeurs de référence pour des sujets hémiplégiques caractérisés par cette même posture asymétrique. Il est donc possible d'utiliser nos résultats pour orienter et formuler de nouvelles hypothèses quant aux effets comportementaux induits par les différentes orthèses sur des sujets hémiplégiques.

En particulier, sachant que le $CP_{Déc}$ d'un patient se caractérise par une position excentrée et reculée, il semble que les orthèses, et plus précisément l'ORP-R, puissent corriger au moins partiellement cette position pour se rapprocher d'une position plus classique et donc moins coûteuse du point de vue

de son contrôle. Nous devons malgré tout prendre en considération l'absence de tels effets dans les résultats de Chen et al. [1] comme ceux de Wang et al. [15], du fait semble-t-il de la spasticité et de l'équin fréquent du pied des patients hémiparétiques. Il sera donc intéressant dans une prochaine étude sur des patients du même type, de voir dans quelle mesure ces effets sont diminués par les caractéristiques de la pathologie.

En revanche, Chen et al. [1] comme Wang et al. [15], ont mis en évidence que le port d'ORP par des sujets hémiparétiques de courte durée (moins de six mois), en position orthostatique, permet une meilleure répartition du poids sur les deux appuis. En ce qui concerne notre étude, nous n'avons pu mettre en évidence de tels effets, compte tenu de la consigne d'exécution de tâche contraignant les sujets à maintenir une même répartition de poids asymétrique durant les essais.

Ces mêmes auteurs n'ont cependant pas mis en évidence d'effet selon l'axe AP, compte tenu semble-t-il de l'équin fréquent chez l'hémiparétique, pour lequel nous avons (chez des sujets sains) le plus d'effets concernant la position moyenne du CP_{Res} ainsi que la FM.

Un autre résultat qui ressort de notre étude est l'augmentation de la fréquence médiane des mouvements du CP_{Déc} et du CP_{Res} avec le port des ORP. Ce résultat doit nous interpeller dans la perspective d'étendre ce type d'étude à des patients hémiparétiques. Une augmentation de la FM de leurs mouvements de CP_{Res}, à l'image de ce que montrent nos résultats, serait en effet susceptible de modifier sensiblement leurs stratégies d'équilibration dans la mesure où ces patients se caractérisent déjà par des fréquences d'oscillations du CP supérieures à celles des sujets sains [8]. Précisément, il a été montré que des déplacements du CP_{Res} avec des fréquences plus élevées, mais sans modification d'amplitude entraînent une réduction des mouvements du centre de gravité et une augmentation des moyens neuromusculaires [12]. Des répercussions quant à la fatigue pourraient donc être envisagées chez ces patients.

4. Conclusion

Notre étude dont l'objectif principal était d'évaluer les effets comportementaux induits par le port de différentes orthèses a mis en évidence un certain nombre d'effets statistiquement significatifs. Il est à noter que ces effets significatifs ne sont, pour la plupart, observés que sur les seules trajectoires des CP plantaires, soulignant ainsi la pertinence et la nécessité de procéder à une mesure séparée des appuis. Plus particulièrement et au regard des résultats, l'ORP montre sa capacité à modifier la position moyenne du CP_{Déc} chez des sujets sains en asymétrie posturale. L'effet bénéfique, observé quotidiennement par le personnel médical chez les patients hémiparétiques portant ce type d'orthèse, est donc vérifié.

De même, les différentes caractéristiques des modèles souple et rigide induisent des modifications plus ou moins prononcées. On peut penser que cette variabilité devrait répondre en partie à celle des sujets hémiparétiques dont le degré d'atteinte varie en fonction des individus et évolue dans le temps. Nos résultats démontrent enfin que les ORP « prêtes à l'emploi » (ou ORP-

S) conduisent à des effets moindres que celles réservées aux professionnels.

Enfin, nos résultats montrent qu'une orthèse stabilisatrice de cheville, couramment prescrite pour des entorses et utilisée dans le cadre de tâches quasi statiques, conduit à des effets proches de ceux observés pour les orthèses relevées de pied les plus rigides. Si ce type de produit peut donc s'avérer être une intéressante substitution pour améliorer les stratégies d'équilibration en station debout, leur incidence sur d'autres tâches comme la marche reste à étudier, en particulier chez des sujets pathologiques.

Remerciements

La présente étude a pu être réalisée grâce au prêt gracieux des sociétés Ormihl-Danet et Thuasne de leurs modèles d'orthèses.

Références

- [1] Chen CL, Yeung KT, Wang CH, Chu HT, Yeh CY. Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:1587–92.
- [2] Farenc I, Rougier P. Analyse fréquentielle des trajectoires du centre de gravité et du centre des pressions lors de la station debout immobile. *ITBM-RBM* 2000;21:210–6.
- [3] Genthon N, Rougier P, Frojet J, Pérennou D, Pélissier J. Contribution relative des deux appuis dans le contrôle de la station érigée chez l'hémiplégique. *Ann Readapt Med Phys* 2003;46:488–9.
- [4] Genthon N, Rougier P. Analyse biomécanique de la contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non-perturbée. *ITBM-RBM* 2003;24:238–47.
- [5] Genthon N, Rougier P, Froger J, Pélissier J, Pérennou D. Contribution of both supports in upright stance control following stroke. *Gait Posture* 2005;21(S1):S107.
- [6] Lehmann JF. Biomechanics of ankle-foot orthoses: prescription and design. *Arch Phys Med Rehabil* 1979;60:200–7.
- [7] Lehmann JF, Condon SM, Price R, deLateur BJ. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil* 1987;68:763–71.
- [8] Mizrahi J, Solzi P, Ring H, Nissel R. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comp* 1989;39:497–513.
- [9] Ofir R, Sell H. Orthoses and ambulation in hemiplegia: a ten-year retrospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 1980;61:216–20.
- [10] Park ES, Park CI, Chang HJ, Choi JE, Lee DS. The effect of hinged ankle-foot orthoses on sit-to-stand transfer in children with spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:2053–7.
- [11] Pérennou D, Pélissier J, Amblard B. La posture et le contrôle postural du patient cérébrovasculaire : une revue de la littérature. *Ann Readapt Med Phys* 1996;39:497–513.
- [12] Rougier P. Le maintien d'une posture d'inclinaison vers l'avant modifie davantage les amplitudes des déplacements du centre des pressions que celles du centre de gravité. *Ann Readapt Med Phys* 2001;44:533–41.
- [13] Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on re-establishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;69:395–400.
- [14] Sienko Thomas S, Buckon CE, Jakobson-Huston S, Sussman MD, Aiona MD. Stair locomotion in children with spastic hemiplegia: the impact of three different ankle foot orthosis configurations. *Gait Posture* 2001;16:180–7.
- [15] Wang RY, Yen LL, Lee CC, Lin PY, Wang MF, Yang YR. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin Rehabil* 2005;19:37–44.
- [16] Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 1996;75(6):2334–43.

ANNEXE 3

Guillebastre B, Genthon N, Rougier P.

Effets du port d'une Orthèse de type Releveur de Pied
Dynamique sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains,
reproduisant les principales caractéristiques posturales de
patients hémiparétiques.

Journal de Réadaptation Médicale 2007 ; 27(1):7-12.

MÉMOIRE

Effets du port d'une Orthèse de type Releveur de Pied Dynamique sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains reproduisant les principales caractéristiques posturales de patients hémiparétiques

B. GUILLEBASTRE, N. GENTHON, P. ROUGIER

Unité de Recherche Physiologie Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Université de Savoie, Domaine Universitaire de Savoie-Technolac, 73 376 Le Bourget du Lac cedex.

Résumé. — L'objectif de cette étude était de connaître les effets, sur le contrôle de l'équilibre, du port d'une Orthèse de type Releveur de Pied Dynamique (ORPD) proposant une modularité de ses caractéristiques physiques, chez des sujets dépourvus de déficience neurologique. Onze sujets jeunes en bonne santé devaient se tenir debout sur une double plate-forme de force et limiter autant que possible leurs mouvements. Ils avaient pour consigne de reproduire les principales caractéristiques posturales des patients hémiparétiques [répartition asymétrique du poids de corps sur les deux appuis et antériorisation du centre des pressions de la jambe déchargée ($CP_{D\acute{e}c}$) par rapport au centre des pressions de la jambe chargée (CP_{Cha})]. Trois conditions (une de référence sans orthèse et deux avec ORPD) étaient réalisées selon un ordre aléatoire. La différence entre les deux conditions appareillées concernait la variation d'intensité du système de rappel (ORPD+ et ORPD-). Outre les positions moyennes des CP plantaires et résultant (CP_{Res}), la variance selon l'axe antéro-postérieur permettait de caractériser la dispersion de ces trajectoires. Le port d'ORPD entraîne un recul vers les talons du $CP_{D\acute{e}c}$. De plus, l'augmentation de la tension du système de rappel de l'ORPD se traduit par une augmentation des déplacements du $CP_{D\acute{e}c}$. Les effets liés à la modularité des caractéristiques physiques de l'ORPD tels qu'ils sont observés ici devront constituer une base de référence pour l'évaluation de cette même orthèse chez des patients neurologiques souffrant d'un symptôme de pied tombant.

Mots-clés : Orthèse releveur de pied, Posture, Asymétrie, Double plate-forme de force, Sujets sains.

Summary. — *Effects of a dynamic ankle-foot orthosis on balance in healthy people reproducing the characteristic features of stance in hemiparetic patients*

The purpose of this study was to better understand the specific effects of a Dynamic Ankle-Foot Orthosis (ORPD) by changing the physical characteristics of this modular device worn by healthy subjects free of neurological disorders in order to help to assess its prescription. Eleven young healthy individuals were asked to stand still on a double-force platform, limiting motion to a minimum. The participants had to maintain an asymmetrical body weight distribution over the two legs with a forward shift of the center-of-pressure of the unloaded foot (CP_{Dec}) in comparison with the center-of-pressure of loaded feet (CP_{Cha}). Three conditions (one used as reference without any orthosis and two with ORPD) were randomly performed. The difference between the two conditions with ORPD involved the intensity variation of the recall system (ORPD- and ORPD+). In addition to the plantar CP plantars and resulting (CP_{Res}) mean positions, the variance was used to describe the dispersion of characteristic trajectories. Wearing the ORPD resulted in a backward shift of the mean position of the CP_{Dec} trajectories towards the heels. Moreover, the increase of the recall system strain of the ORPD involved an increase of CP_{Dec} displacements. The effects related to modulating the physical characteristics of ORPD can be used as a reference for the evaluation of this same orthosis in neurological patients affected by drop foot symptom.

Key words: Ankle-foot orthosis, Posture, Asymmetry, Double force platform, Healthy subjects.

INTRODUCTION

La déficience des muscles releveurs de pied, entraînant un pied ballant, est un symptôme fréquent consécutif à des atteintes de type neurologiques et/ou neuromusculaires. Cette déficience se retrouve par exemple après

un accident vasculaire cérébral (AVC), première cause d'invalidité, le plus souvent sous la forme d'hémiparésie.

Par rapport à des sujets sains, l'équilibre quasi-statique des sujets hémiparétiques se caractérise par quatre points principaux : -i) une asymétrie de la répartition de poids corporel sur les appuis au bénéfice de la jambe non parétique [2], -ii) une asymétrie de la localisation des pressions sous les deux pieds [3, 4] : antérieures et vers l'extérieur sous l'appui parétique ; postérieures sous l'appui non parétique, -iii) une asymétrie de l'amplitude des trajectoires des CP mesurés sous les deux pieds : les mouvements

Correspondance : P. ROUGIER, à l'adresse ci-dessus.
e-mail : patrice.rougier@univ-savoie.fr

du CP de la jambe parétique ont une amplitude réduite de moitié et peuvent être désynchronisés par rapport à ceux de la jambe « saine » [1], -iv) une limite de stabilité réduite [5].

Du fait de la nature asymétrique de cette pathologie, il semble important de dissocier dans une tâche de maintien d'équilibre non perturbé le travail de l'appui déchargé (ou parétique) de celui de l'appui chargé, par l'analyse des positions et des mouvements des centres des pressions de chaque appui (CP_{Cha} et $CP_{Déc}$) pour mieux comprendre la signification des mouvements du CP résultant (CP_{Res}) [1].

Le port unilatéral d'Orthèse de type Releveur de Pied Rigide (ORPR) constitue, aujourd'hui, l'aide mécanique la plus couramment prescrite pour les patients hémiparétiques. En plus d'éviter le steppage au cours de la marche, qui représente un risque de chute [6], l'ORPR améliore les capacités d'équilibration des patients en position orthostatique [7]. Plus précisément, les quelques études s'intéressant en partie à la station debout non perturbée avec ORPR ont mis en évidence une répartition du poids de corps sur les deux appuis plus équilibrée [7, 8]. Enfin, une étude récente a mis en avant la capacité de ces orthèses à reculer la position moyenne du $CP_{Déc}$ chez des sujets sains distribuant volontairement leur poids de corps de façon asymétrique [9].

S'il est désormais établi que les ORPR permettent aux patients hémiparétiques d'améliorer leur performance posturale, on sait en revanche peu de chose sur les effets d'ORP Dynamiques (ORPD). Cette assistance mécanique aux caractéristiques spécifiques permet une libération articulaire de la cheville dans le plan sagittal. Ainsi, les mouvements de flexion plantaire et de flexion dorsale (sub-séquent à une position du pied en flexion plantaire) sont respectivement permis et assistés par une bande élastique liant le pied à la jambe (figure 1). L'ORPD ci-présentée



FIG. 1. — Illustration de l'Orthèse de type Releveur de Pied Dynamique (ORPD). À noter la présence du système de rappel réglable composé par la bande élastique liant le pied à la jambe.

(orthèse Liberté[®], Ormihl-Danet) propose une modularité qui fait défaut aux autres modèles d'ORPR. Cette possibilité de réglage concerne la tension de rappel permettant de maintenir le pied en position anatomique. Face à ce contexte, l'objectif principal de ce travail a été de caractériser les effets du port d'une ORPD aux caractéristiques physiques modulables sur le contrôle de l'équilibre debout.

Dans la mesure où l'évaluation de patients victimes d'un AVC peut s'avérer lourde, il peut être judicieux d'évaluer, dans un premier temps, les caractéristiques fonctionnelles de ce type d'orthèse sur le comportement postural de sujets sains. L'utilisation de sujets en bonne santé pour réaliser cette tâche posturale permet de minimiser la variabilité comportementale et d'accroître sensiblement le nombre de conditions expérimentales pouvant être effectuées. Pour ces raisons, et même si les produits ne leur sont pas destinés, il est intéressant de recourir à ce type de population pour tester du matériel relevant du domaine de la santé. Cependant, dans le souci de recréer des conditions les plus proches possible de celles d'utilisation normale par les patients hémiparétiques, il nous est apparu important d'imposer un certain nombre de contraintes aux sujets sains. Tout d'abord, l'asymétrie de répartition de poids corporel sur les deux jambes peut être considérée comme une contrainte limitant l'équilibre debout [10]. Ainsi, les sujets sains ont dû reproduire l'asymétrie de répartition de poids classiquement observée chez les patients hémiparétiques [2]. De même, les sujets ont dû reproduire la différence existant entre les valeurs de positions moyennes des CP plantaires selon l'axe antéro-postérieur observé classiquement chez les patients hémiparétiques [3, 4]. Plus précisément, le $CP_{Déc}$ de l'appui appareillé devait être antériorisé par rapport à celui de l'appui chargé. Du fait de l'absence de données chiffrées dans la littérature concernant cette antériorisation chez des patients hémiparétiques, il s'agira, pour les sujets sains, de respecter une antériorisation relative et non une position absolue.

Parce que le port d'orthèse affecte les mouvements du pied, les stratégies d'équilibration de sujets debout devraient être modifiées. Des données quantifiées issues de plates-formes de forces doivent donc permettre d'objectiver les effets comportementaux induits par les différents réglages de l'ORPD lors du maintien de la station debout non perturbée. Du fait de l'effet certainement unilatéral de l'orthèse, il semble important de dissocier le travail mis en œuvre par les deux appuis. Pour cela, l'utilisation d'une double plate-forme de forces semble nécessaire [10].

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Onze sujets sains (3 femmes et 8 hommes), volontaires, sans déficit neurologique ni antécédent traumatique récent ont participé à cette expérimentation. Ce groupe présentait les caractéristiques morphologiques suivantes (taille : $172,5 \pm 9,4$ cm ; poids : $67,2 \pm 10,2$; âge : $22,9 \pm 1,8$ ans ; moyenne \pm écart-type).

Les sujets se tenaient debout, les bras le long du corps, sur une plate-forme de force constituée de deux plateaux en bois supposés indéformables, espacés de 1 cm. Chacun des pieds était placé dans une empreinte de façon à ce que leurs bords internes fassent un angle de 30° , avec une

distance inter-talons de 9 cm. Chaque plateau rectangulaire (152 × 272 mm) repose sur quatre capteurs dynamométriques mono-axiaux (étendue de mesure, 0-150daN) (Equi+, référence PF-02). Les signaux électriques issus de ces capteurs, après amplification, étaient numérisés par une carte électronique de 14 bits avant d'être enregistrés sans filtrage sur un ordinateur à une fréquence de 64 Hz.

La consigne donnée aux sujets était de rester debout, le plus stable possible, c'est-à-dire de minimiser autant que possible leurs mouvements corporels. Deux consignes supplémentaires étaient données : -i) créer une asymétrie de la répartition du poids de telle sorte que deux tiers de poids corporel soit appliqué sur une jambe, -ii) antérioriser la position moyenne du CP de l'appui appareillé, par rapport au CP de l'appui non appareillé, durant toute la prise de mesure. Par analogie avec des cas pathologiques, le port de l'orthèse s'est fait sur l'appui déchargé. C'est sur la base d'un *feedback* visuel permettant d'apprécier le respect des consignes que l'investigateur validait ou non les essais effectués.

Le protocole expérimental était constitué de trois conditions réalisées dans un ordre aléatoire. Une première condition pieds nus, servant de condition de référence (REF). Deux conditions avec ORPD : avec élastique peu tendu (ORPD-), ou avec élastique tendu (ORPD+) (Ormihl-Danet, Villeurbanne). Les niveaux de tension du système de rappel ont été définis grâce à des marqueurs visuels positionnés sur la bande élastique. Les longueurs d'élastique ont été définies afin d'appliquer des niveaux de tension de 30 % (condition ORPD-) et 70 % (condition ORPD+) vis-à-vis de celles mesurées à tension maximale (100 %).

Chaque condition comprenait 4 essais de 64 secondes. Le temps de repos entre les essais était de 30 secondes, et entre les conditions de 10 minutes.

Grâce à un logiciel spécifique (Equi+, prog02), les déplacements des CP plantaires, chargés (CP_{Cha}) et déchargés (CP_{Déc}), ont été calculés selon les axes médio-latéral (ML) et antéro-postérieur (AP). Le calcul des trajectoires du CP résultant (CP_{Res}), identique à ce qui aurait été mesuré par une simple plate-forme de forces, s'est effectué selon la formule suivante [11].

$$CP_{Res} = CP_{Déc} \times R_{Déc} / (R_{Déc} + R_{Cha}) + CP_{Cha} \times R_{Cha} / (R_{Déc} + R_{Cha})$$

où R_{Cha} , $R_{Déc}$, $CP_{Déc}$ et CP_{Cha} désignent respectivement les charges appliquées et les positions des CP plantaires au niveau des appuis chargé et déchargé. Par suite, $R_{Déc} / (R_{Déc} + R_{Cha})$ et $R_{Cha} / (R_{Déc} + R_{Cha})$ correspondent respectivement au pourcentage de poids corporel appliqué sur les appuis déchargé et chargé. La *figure 2* illustre la position des pieds et les différentes trajectoires type des CP plantaires et résultant, obtenus chez les sujets évalués.

Les trajectoires des CP plantaires ont été caractérisées au travers de deux paramètres : les positions moyennes et la variance (v) défini mathématiquement par la formule suivante :

$$v = \frac{\sum (x - m)^2}{N}$$

où x désigne les valeurs des positions instantanées du CP, N le nombre de valeurs de position, et m la moyenne

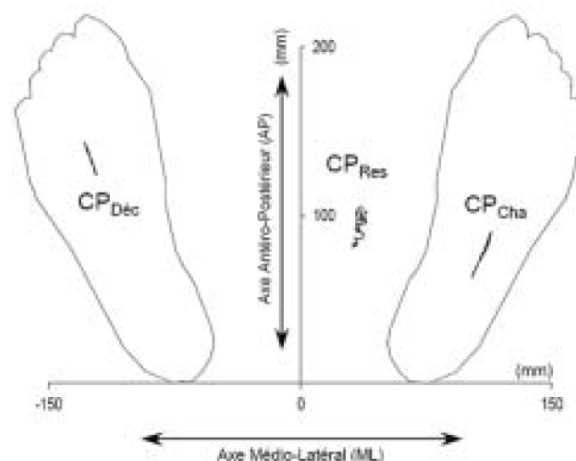


FIG. 2. — Illustration du système d'axes utilisé, avec la position des pieds et les différentes trajectoires des centres des pressions plantaires (CP_{Déc} et CP_{Cha}) et résultant (CP_{Res}). Ces trajectoires correspondent à celles d'un sujet en position orthostatique asymétrique, avec antériorisation de la position du CP_{Déc} par rapport à celle du CP_{Cha}.

de ces valeurs. La variance est une mesure arbitraire servant à caractériser la tendance qu'ont les valeurs à se disperser de part et d'autre d'une valeur centrale. Autrement dit, une variance élevée reflète des mouvements importants du CP autour de sa position moyenne.

Les analyses des positions moyennes et de la variance apportent des renseignements complémentaires dans la prise en compte des caractéristiques spatiales des différentes trajectoires. Le système de rappel agissant principalement dans le plan sagittal au niveau de la cheville, nous ne nous sommes intéressés qu'aux trajectoires des CP plantaires et résultant mesurées selon l'axe AP.

L'objectif étant d'évaluer les effets comportementaux induits par le port de l'ORPD proposant deux configurations mécaniques différentes au travers de trois conditions expérimentales, une analyse de variance (ANOVA) non paramétrique pour échantillons appariés, fondée sur les rangs (ANOVA de Friedman) a été réalisée. Un test T de Wilcoxon non paramétrique unilatéral fondé sur les rangs a été utilisé en analyse post-hoc de façon à préciser l'origine des effets. Le premier seuil de signification retenu était de $p < 0,05$.

RÉSULTATS

L'ANOVA de Friedman, dont le résultat n'est pas statistiquement significatif, a permis de vérifier le respect de la consigne, par les sujets, de l'asymétrie de répartition du poids corporel sur les deux appuis (67 ± 1 % (moyenne \pm écart-type) du poids corporel était appliqué sur le pied chargé pour les trois conditions) ($H(11,3) = 0,350$; $p > 0,05$).

En ce qui concerne l'antériorisation du $CP_{D\acute{e}c}$ par rapport au CP_{Cha} , une analyse des effets simples a v\erifi\ed le respect de cette consigne pour toutes les conditions : REF ($T = 0$; $p < 0,01$), ORPD- ($T = 0$; $p < 0,01$), ORPD+ ($T = 0$; $p < 0,01$).

La consigne du maintien de la double asym\etrie posturale (absolue selon l'axe ML et relative selon l'axe AP) a bien \et\e respect\ee par les sujets.

POSITIONS MOYENNES DES CP PLANTAIRES ET DU CP_{RES} SELON L'AXE AP

Analyse des positions moyennes des CP plantaires en AP

Les r\esultats concernant la jambe charg\ee (CP_{Cha}), ou non appareill\ee, ne montrent pas d'effet de la condition exp\erimentale ($H(11,3) = 0,629$; $p > 0,05$) (figure 3). Autrement dit, le port d'orth\ese sur la jambe d\echarg\ee n'influence pas la position moyenne du CP_{Cha} .

\A l'inverse, le port d'orth\ese sur la jambe d\echarg\ee (ou appareill\ee) induit un effet statistiquement significatif sur les positions moyennes ($H(11,3) = 0,027$; $p < 0,05$). Plus pr\ecis\ement, en condition ORPD- comme en condition ORPD+, les valeurs des positions moyennes du $CP_{D\acute{e}c}$ sont significativement recul\ees vis-\a-vis de la condition REF (respectivement $T = 2$; $p < 0,01$ et $T = 9$; $p < 0,05$). Bien que la consigne de l'ant\eriorisation relative du $CP_{D\acute{e}c}$ par rapport au CP_{Cha} soit respect\ee, le port d'ORPD induit un recul du CP de l'appui appareill\ee. Enfin on ne relève pas d'effet simple entre les conditions appareill\ees ($T = 33$; $p > 0,05$).

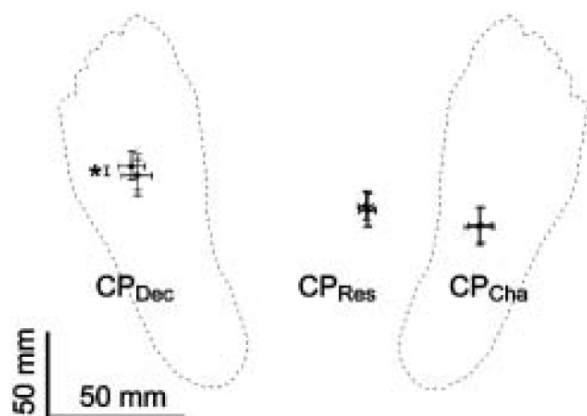


FIG. 3. — Illustration des positions moyennes des trajectoires du CP_{Res} , du $CP_{D\acute{e}c}$ et du CP_{Cha} pour les 3 conditions exp\erimentales selon les axes ML et AP. Noter le recul de ces positions lors du port d'orth\ese (couleur noire) vis-\a-vis de la condition de r\ef\erence (couleur grise), ainsi que les valeurs moyennes du $CP_{D\acute{e}c}$ (en moyenne 139 mm) largement sup\erieures \a celles du CP_{Cha} (en moyenne 81 mm) qui traduit l'ant\eriorisation du CP de la jambe d\echarg\ee par rapport au CP de la jambe charg\ee.
* : $p < 0,05$.

Analyse des positions moyennes du CP_{Res} en AP

L'ANOVA de Friedman ne met en \evidence aucun effet statistiquement significatif sur les positions moyennes du CP_{Res} selon l'axe AP ($H(11,3) = 0,061$; $p > 0,05$). La position ant\ero-post\erieure du CP_{Res} n'est donc pas modifi\ee par le port de l'orth\ese.

VARIANCES DES TRAJECTOIRES DES CP PLANTAIRES ET DU CP_{RES} SELON L'AXE AP

Analyse des variances des trajectoires des CP plantaires en AP

L'ANOVA de Friedman n'a pas mis en \evidence d'effet significatif au niveau de la jambe charg\ee (ou non appareill\ee) ($H(11,3) = 0,732$; $p > 0,05$). L'amplitude des trajectoires du CP_{Cha} n'est pas modifi\ee lors du port de l'ORPD, et ce quels que soient les niveaux de tension du syst\eme de rappel.

Cependant, on observe un effet significatif sur la variance de l'appui appareill\ee ($H(11,3) = 0,027$; $p < 0,05$). Pr\ecis\ement, un effet simple est observ\ee entre les conditions ORPD- et ORPD+ ($T = 7$; $p < 0,05$) (figure 4). Autrement dit, l'augmentation de la tension de la bande \elastique augmente significativement la valeur de la variance des mouvements du $CP_{D\acute{e}c}$.

Analyse des variances des trajectoires du CP_{Res} en AP

Le port de l'orth\ese ne modifie pas la variance des trajectoires AP du CP_{Res} ($H(11,3) = 0,629$; $p > 0,05$) (figure 4).

DISCUSSION

L'objectif principal de cette \etude \etait d'\evaluer les effets comportementaux induits par le port d'une Orth\ese de type Releveur de Pied Dynamique chez des sujets d\epourvus de d\eficience neurologique ou traumatologique. Ceux-ci avaient pour consigne d'adopter une r\epartition de poids asym\etrique avec une ant\eriorisation de la position du CP de la jambe d\echarg\ee (et appareill\ee selon les conditions) par rapport \a celle du CP de la jambe charg\ee.

Les r\esultats mettent en \evidence un effet du port de l'orth\ese et des configurations de r\eglage sur les strat\egies d'\equilibration.

EFFET G\ENERAL DU PORT DE L'ORTH\ESE SUR LA POSTURE

Globalement, le port d'orth\ese influence de mani\ere significative les positions moyennes du $CP_{D\acute{e}c}$ selon l'axe ant\ero-post\erieur. D'apr\es le r\ef\erentiel choisi (figure 2), cette modification correspond \a un recul vers le talon du CP de l'appui appareill\ee en condition ORPD- comme en condition ORPD+. Cette orth\ese d\emontre ici sa capacit\ee

à modifier la position moyenne du $CP_{D\acute{e}c}$, chez des sujets sains en position orthostatique asymétrique avec antériorisation volontaire du $CP_{D\acute{e}c}$ par rapport au CP_{Cha} . Ce recul du $CP_{D\acute{e}c}$ est une adaptation possible des stratégies d'équilibration, autorisée par la nature peu restrictive de la consigne d'antériorisation relative du CP de l'appui portant l'orthèse vis-à-vis du CP de l'appui chargé. Cet effet confirme les résultats d'une étude précédente évaluant les effets du port d'Orthèses de type Releveur de Pied Rigide (ORPR) lors d'une tâche posturale similaire à celle ci-présentée [9].

Mathématiquement, la position du CP_{Res} dépend de celles des CP plantaires et de la charge relative appliquée sur chaque appui [11]. La répartition du poids étant environ d'un tiers sur la jambe portant l'orthèse et aucun effet n'étant constaté au niveau de la jambe chargée, il s'ensuit une absence de recul de la position moyenne du CP_{Res} .

EFFET DES CONFIGURATIONS DE RÉGLAGE DE L'ORTHÈSE SUR LA POSTURE

Les différentes configurations physiques de l'orthèse (ORPD+ et ORPD-) induisent une contrainte respectivement plus ou moins importante au niveau de l'articulation de la cheville dans le plan sagittal. L'augmentation de la tension de la bande élastique augmente de façon significative la variance de la trajectoire du $CP_{D\acute{e}c}$ (figure 4) sans modifier sa position moyenne (figure 3). L'amplitude accrue des déplacements du CP sous l'appui portant l'orthèse semble refléter une difficulté de contrôle de ses mouvements par le sujet. La liberté de position moyenne autorisée par la consigne peu restrictive d'antériorisation relative, complexifie sensiblement l'interprétation de résultats obtenus. On peut penser qu'en contrepartie de cette différence significative de variance entre les conditions appariées (figure 4), on ne note pas d'effet significatif du réglage sur les positions moyennes (figure 3).

À l'inverse, le port de l'orthèse n'a pas induit de modification des amplitudes des déplacements du CP mesuré sous l'autre appui (CP_{Cha}). Ainsi, l'effet du port de l'orthèse semble être unilatéral, c'est-à-dire spécifique à l'appui sur lequel elle est portée. Le port d'une orthèse sous appui ne semble pas induire d'adaptation comportementale controlatérale.

De nouveau, l'absence d'effet significatif de la variance au niveau du CP_{Res} peut être expliquée par la répartition spécifique du poids corporel sur les deux appuis. Même si on observe un effet statistiquement significatif de la variance au niveau de la jambe déchargée, c'est l'absence d'effet significatif de la jambe chargée qui prend le pas sur la valeur résultante, compte tenu du coefficient élevé associé aux effets de cette jambe [11].

INTÉRÊT ET LIMITES À L'UTILISATION DE SUJETS SAINS POUR TESTER DU MATÉRIEL MÉDICAL

Les effets observés du port d'orthèse et de l'influence de réglage du système de rappel chez des sujets jeunes ($22,9 \pm 1,8$ ans), en bonne santé, requis d'adopter et de

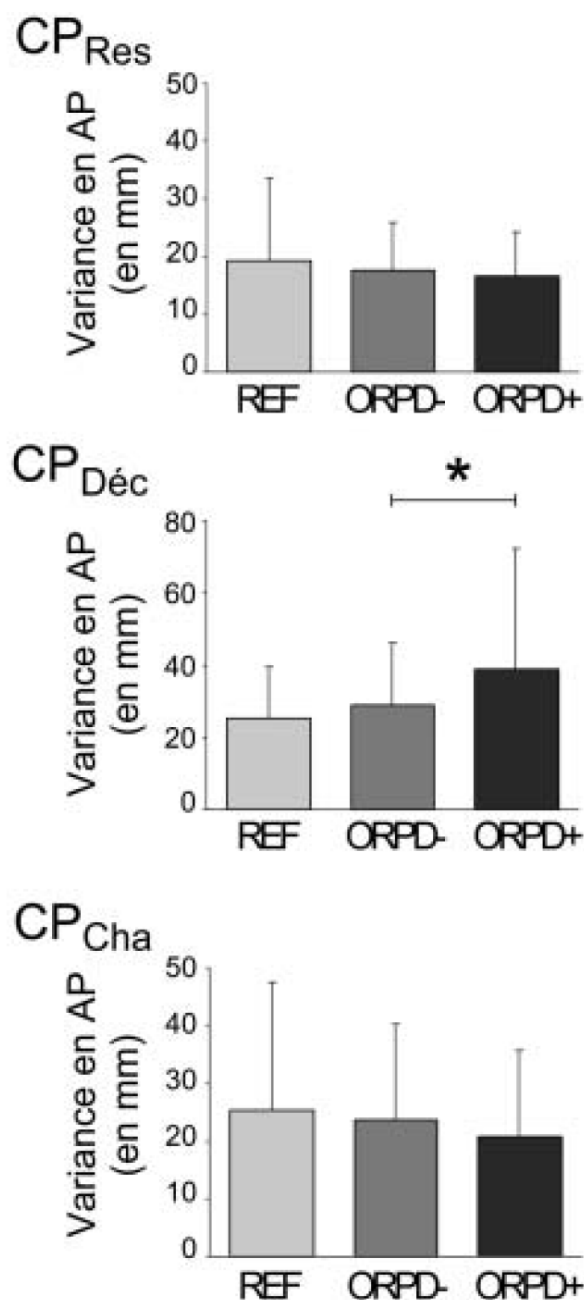


FIG. 4. — Variance des trajectoires du CP_{Res} (en haut) du $CP_{D\acute{e}c}$ (au milieu) et du CP_{Cha} (en bas) pour les 3 conditions expérimentales selon l'axe AP. Concernant le $CP_{D\acute{e}c}$, noter la différence des valeurs de variance statistiquement significative entre les deux conditions appariées (ORPD- et ORPD+) qui traduit une difficulté de contrôle des mouvements du $CP_{D\acute{e}c}$, dont la position moyenne ne varie pas (figure 3) malgré l'augmentation de la contrainte imposée par le système de rappel. * : $p < 0,05$.

maintenir une posture particulière, ne sont naturellement pas directement extrapolables à la population concernée par l'appareillage étudié. Les patients hémiparétiques, dont l'âge moyen avoisine les 65 ans, ont leurs stratégies d'équilibration corrigées par le port d'ORP [7, 8, 12], alors que notre étude met en évidence la mise en place de stratégies d'équilibration visant à contrer, par des actions sous la jambe chargée, les effets mécaniques de l'orthèse.

Il est cependant possible d'utiliser nos résultats pour évaluer et quantifier le poids des contraintes imposé par le port d'ORPD- et celles de l'ORPD+ sur l'appui portant l'appareillage. Ainsi, d'après nos résultats, la différence de tension de la bande élastique a une influence significative sur les mécanismes de contrôle de l'appui. Ces derniers étant amenés à évoluer au cours de la récupération motrice de patients hémiparétiques, la possibilité chez ces patients de régler le niveau de tension de l'orthèse semblerait pleinement justifiée.

CONCLUSION

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les effets comportementaux induits par le port d'une Orthèse de type Releveur de Pied Dynamique proposant une modularité de ses caractéristiques physiques, chez des sujets en bonne santé. Ceux-ci devant reproduire les principales caractéristiques posturales de patients hémiparétiques.

Les principaux résultats de l'étude ont mis en évidence un recul du CP_{Déc} lors du port d'orthèse, confirmant les résultats des études précédentes réalisées sur des patients [7, 8], comme sur des sujets sains [9]. Résultat plus important, on note une augmentation de l'amplitude de la trajectoire du CP_{Déc} avec l'augmentation de la tension du système de rappel de l'ORPD. Ce dernier effet met en évidence la pertinence d'une modularité des caractéristiques physiques d'une orthèse dont l'objectif est de s'adapter aux besoins particuliers de chaque individu. En effet, l'ORPD est destinée à une population dont le degré d'atteinte varie en fonction des individus et évolue dans le temps. Une prochaine étude sur des patients hémiparétiques devrait permettre de mieux apprécier la possible

adéquation entre la déficience du patient et la valeur du réglage de l'orthèse.

REMERCIEMENTS : La présente étude a pu être réalisée grâce au prêt gracieux de la société Ormihl-Danet de leur modèle d'orthèse de type releveur de pied Liberté®.

RÉFÉRENCES

- [1] GENTHON N, ROUGIER P, FROJET J, PÉRENNOU D, PÉLISSIER J. Contribution relative des deux appuis dans le contrôle de la station érigée chez l'hémiplégique. *Ann Readapt Med Phys* 2003 ; 46 : 488-9.
- [2] SHUMWAY-COOK A, ANSON D, HALLER S. Postural sway biofeedback: its effect on re-establishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehab* 1988 ; 69 : 395-400.
- [3] DICKSTEIN R, NISSAN M, PILLAR T, SCHEER D. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther* 1984 ; 64 : 19-23.
- [4] GEURTS ACH, DE HAART M, VAN NES IJW, DUYSSENS J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture* 2005 ; 22 : 267-81.
- [5] PÉRENNOU D, PÉLISSIER J, AMBLARD B. La posture et le contrôle postural du patient cérébrolésé vasculaire : une revue de la littérature. *Ann Readapt Med Phys* 1996 ; 39 : 497-513.
- [6] LEHMANN JF, CONDON SM, PRICE R, DE LATEUR BJ. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil* 1987 ; 68 : 763-71.
- [7] WANG RY, YEN LL, LEE CC, LIN PY, WANG MF, YANG YR. Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin Rehabil* 2005 ; 19 : 37-44.
- [8] CHEN CL, YEUNG KT, WANG CH, CHU HT, YEH CY. Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1999 ; 80 : 1587-92.
- [9] GUILLEBASTRE B, ROUGIER P. Effets du port d'orthèses stabilisatrice et releveuses de pied sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains en station debout asymétrique. *Ann Readapt Med Phys* 2007 ; 50 : 70-7.
- [10] GENTHON N, ROUGIER P. Analyse de la contribution relative de chacun des appuis dans le contrôle de la station debout non-perturbée. *ITBM-RBM* 2003 ; 24 : 238-47.
- [11] WINTER DA, PRINCE F, FRANK JS, POWELL C, ZABJEK KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol* 1996 ; 75 : 2334-43.
- [12] POHL M, MEHRHOLZ J. Immediate effect of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clin Rehabil* 2006 ; 20 : 324-30.

ANNEXE 4

Guillebastre B, Calmels P, Rougier P.

Effects of rigid and dynamic ankle-foot orthoses on normal
gait.

Foot and Ankle International 2009 ; 30(1):51-56.

Effects of Rigid and Dynamic Ankle-Foot Orthoses on Normal Gait

Bastien Guillebastre, MS; Paul Calmels, MD; Patrice Rougier, PhD
 Le Bourget-du-Lac, France

ABSTRACT

Background: As shown through posturographic data, wearing an ankle-foot orthosis (AFO) causes a backward shift in healthy subjects of the mean position of the center of pressure under the limb wearing it, and difficulty in controlling these displacements. This study evaluated whether this particular positioning influenced gait independent of a neurological disorder. **Materials and Methods:** Two AFO models, with different mechanical concepts (a rigid-AFO (R-AFO) and dynamic-AFO (D-AFO)), were worn by 11 healthy subjects required to walk on a 12-m electronic mat. Velocity, step time and step length were assessed for each of the five conditions where subjects walked barefoot, and wearing R-AFO or D-AFO (without and with slight and greater stiffness at the elastic band). Spatial and temporal characteristics of each support were also analyzed. **Results:** Although wearing R-AFO disturbed velocity, step length and time with an asymmetry between sides, wearing the D-AFO only affected a support characteristic (midline length: length between the pivot points of the two dimensional sensor structure of heel and toe area). No effect was seen when modifying the stiffness of the D-AFO model. **Conclusion:** Even though the posturographic data might partly explain this behavior, wearing an orthosis caused different effects on normal gait parameters. **Clinical Relevance:** These features should be useful when prescribing an ankle-foot orthosis by differentiating what alterations are due to the orthosis and which are due to the gait disorder.

Key Words: Ankle-foot Orthosis; Gait; Self-selected Speed; Healthy Subjects; Electronic Mat

No benefits in any form have been received or will be received from a commercial party related directly or indirectly to the subject of this article.

Corresponding Author:
 Bastien Guillebastre, MS
 Equipe de Modélisation des Activités Sportives
 Université de Savoie
 Domaine Scientifique de Savoie-Technolac
 73 376 Le Bourget-du-Lac cedex
 France
 E-mail: Bastien.Guillebastre@univ-savoie.fr
 For information on pricings and availability of reprints, call 410-494-4994 x226.

INTRODUCTION

Ankle-foot orthoses (AFO) are most commonly prescribed for neurologic patients to ensure toe clearance during the swing phase of gait, to absorb the body-weight impact at the heel strike, and to support forward propulsion of the body during the mid- to late-stance phase.¹⁵ One of the most important functions of the AFO is to resist abnormal movements of the ankle joint to compensate for muscular deficiencies.

Limitations of many commercially available AFO's (rigid-AFO (R-AFO)) upon gait control have been emphasized in several studies.^{9,15} Wearing an AFO is, in theory, accompanied by both increased plantarflexion and dorsiflexion resistance. Although the former is desirable, the latter is not.¹⁵ The double function of AFO plantarflexion resistance is to reduce the knee flexion moment by ensuring smooth plantarflexion,⁸ and to prevent quick plantarflexion because of insufficient force generation by the dorsiflexors during the initial stance phase.¹⁵ An excessively stiff ankle plantarflexion moment at the time of heel strike, due to excessive R-AFO stiffness, may render the knee unstable.⁹ For normal gait, dorsiflexion resistance needs to be reduced as much as possible. This feature is frequently seen in hemiplegic gait patterns and is caused by the triceps surae inability to relax. This excessive resistance to dorsiflexion limits the passive dorsiflexion movement and thus impairs the forward shift of the center of gravity when the foot is on the ground.

Since several parameters (magnitude of plantarflexion resistance and the initial ankle angle) may fluctuate depending on the patient's gender, the degree of disability, and muscle strength, the AFO needs to be adapted to the particular patient's requirements.¹⁵ Interestingly, Yamamoto et al.¹⁵ presented data obtained for a new AFO allowing an adjustable plantarflexion resistance and, concomitantly, preventing any dorsiflexion resistance. However, by including only pathological subjects, this study was unable to differentiate what abnormalities arose from the sensorimotor impairments versus the physical features of this experimental AFO. To better assess the function of the AFO, it is important to focus on its physical characteristics. One should keep in

mind that these devices, even though helpful for hemiparetic patients might affect gait in healthy subjects.¹²

On the basis of the above-mentioned desirable characteristics, a new dynamic-AFO (D-AFO) (Figure 1) was proposed. The main innovation of this D-AFO was the adjustable stiffness of the elastic band varying the resistance to plantarflexion. A recent study⁶ demonstrated that wearing this dynamic-AFO during stance induces a backward shift of the mean of Center Of Pressure (COP) position, difficulty controlling its movements when the elastic band was stiffened, and was comparable to those observed with standard rigid AFO models.⁵

Based on previous data^{5,6} we hypothesized that the gait of healthy individuals wearing orthotic devices would be affected in various ways. Indeed, the backward shift of the COP under the foot wearing the orthosis would likely impair the push-off of the grounded foot. Consequently, a unilateral effect, involving spatiotemporal step characteristics, should be observed. Moreover, the difficulty the foot with the orthosis has controlling the COP displacements during stance should induce an enhanced involvement of the foot on the opposite side.

To the best of our knowledge, only two studies have assessed the effects of an AFO on normal gait. Opara et al.¹² showed that wearing an AFO on the right side caused significantly decreased left stride and right step lengths. However, since the subjects wore their own shoes and the walking cadence was imposed can be considered as possible confounding variables. On the other hand, in healthy subjects at free-walking speed wearing their own comfortable tennis shoes, Balmaseda et al.¹ showed a significant reduction in the mean duration of the stance phase with a plastic AFO and a posterior shift of the point of impact at heel strike. Even though the parameters studied describe what

happens under each support, no information is given on gait performance due to spatiotemporal parameters. Thus, in spite of comparable populations and tasks, these studies^{1,12} do not allow us to predict the gait behaviors, through spatiotemporal parameters, induced by the rigid and dynamic AFOs at free walking speed.

Thus we evaluated whether rigid and dynamic AFOs could induce comparable gait alterations independent of neurological deficit. We also assessed whether the modulated stiffness of the elastic band changed the gait patterns.

MATERIALS AND METHODS

Subjects

Eleven volunteer subjects (five females and six males) (median age, 25.8 years - range, 19 to 37; median height, 171.6 cm - range, 154 to 179; median mass, 67.2 kg - range, 52 to 83) were recruited for the study. All participants were free of neurological and orthopedic disorders, gait impairments and provided informed consent.

Orthoses

Two models of orthoses with different mechanical characteristics were compared on normal gait behavior. The rigid ankle-foot orthosis (R-AFO) was derived from the Houston orthosis and was manufactured with polypropylene maintaining the foot in a neutral position (i.e. with the ankle at 90 degrees) (Figure 1).

The dynamic ankle-foot orthosis (D-AFO) (Figure 1) had three straps (one around the shank and one around the foot with an elastic band joining these two segments). This device allows the magnitude of resistance to be easily changed by adjusting the length of the elastic band using a Velcro® system.

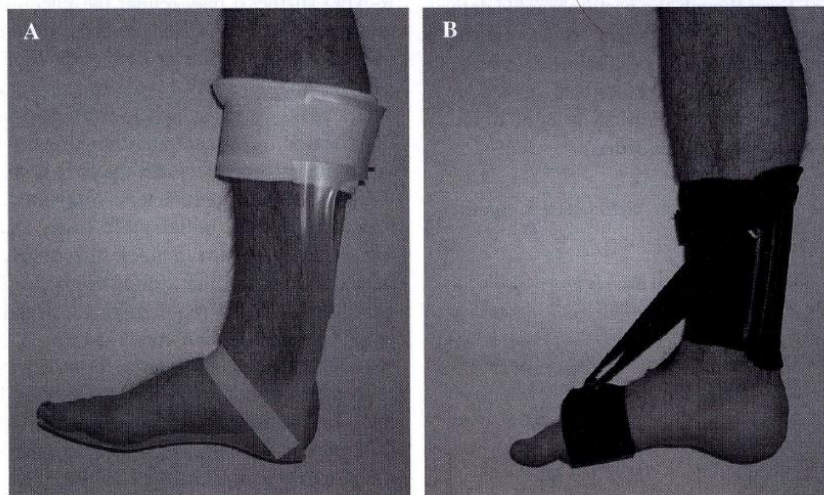


Fig. 1: Rigid (A) and dynamic (B) ankle-foot orthoses.

Gait analysis

Each subject participated in five randomly performed experimental conditions: the reference condition consisting in walking without the orthosis (REF), one with the rigid-AFO (R-AFO) and three with the dynamic-AFO in different configurations (without elastic (D-AFO \emptyset), with slight (D-AFO-) and greater stiffness (D-AFO+). This stiffness was defined based on visual markers on the elastic band. The markers were defined to obtain strain levels corresponding to 30% (in the D-AFO- condition) and 70% (in the D-AFO+ condition) of the maximal strain (100%). AFOs were worn unilaterally in this experiment. Since a right leg dominance was determined for all subjects, they were worn on this side. The orthoses were chosen based on the subjects' foot size, and were worn without shoes, but with an elastic bandage to ensure a tight fit between R-AFO and the lower limb.

Subjects were required to walk straight at a self-selected speed over a 12-m distance. To avoid the effects of acceleration and deceleration, measurements were only taken from the median 7.32 m (length of the active GAITRite® area). The self-selected or comfortable speed has been found to be reproducible.^{2,7} All participants practiced walking a few steps for all conditions before the measurements were taken. Data were collected for all five conditions through two successive trials. Four minutes of rest were given between each condition and 30s between each trial.

Gait was assessed using an electronic mat (GAITRite, CIR Systems, Clifton, PA). The GAITRite® is an 8.3-m \times 0.89-m carpet that forms an electronic walkway. Pressure sensors are embedded into the carpet in a horizontal grid. As the subject walks over the carpet, the sensors close under pressure, enabling data collection on spatial and temporal gait parameters. The active area of the mat is 7.32 m long and 0.61 m wide. The sensors were 12.7 mm apart. The GAITRite® application software was used to process the data and calculate spatial and temporal gait parameters.

Moreover, the software uses special algorithms to automatically group sensors and form footprints. Once a footprint has been formed, it is divided into heel, midfoot and toe areas. The sampling rate of the system is 80 Hz.

Several studies have demonstrated the validity and reliability^{3,4,13} and reproducibility^{10,14} of the GAITRite® system measurements.

Data analysis

The spatiotemporal components included velocity (cm/s), step time (s) and length (cm) (Figure 2). Since orthoses were worn unilaterally, spatial and temporal characteristics of each support were also analyzed. The stance phase of each foot (percentage of the gait cycle time elapsed between the heel contact and the toe off of the same foot), the percentage of time during which the rear third of the foot was on the ground (heel off-on, %), and the midline length defined as the length between the pivot points of the two-dimensional

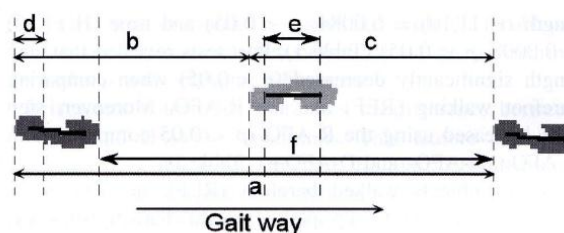


Fig. 2: Schematic explanation of the parameters analyzed (dark-gray: right footprint; light-gray: left footprint). A, Gait cycle. B, Left step. C, Right step. D, Heel off-on (the rear third of the foot is on the ground). E, Midline length.

sensor structure of heel and toe area (midline length, cm) were evaluated (Figure 2).

A non-significant normality distribution for all parameters studied was found through Kolmogorov-Smirnov tests. Thus, the statistical analysis consisted of a nonparametric one-way ANOVA (Friedman) with repeated measures, followed when necessary by Dunn's multiple comparison tests. The asymmetry between right and left sides for each condition was assessed using nonparametric Wilcoxon tests. For all tests, significance was set at $p < 0.05$.

RESULTS

Effects of orthoses on comfortable velocity

The statistical analysis showed that the orthoses had a significant effect for percentage of the left stance phase was shown ($H(11, 10) = 0.0047$; $p < 0.05$). More precisely, compared with other conditions, velocity decreased when the subjects were wearing the R-AFO. However, only a significant difference was found between R-AFO and D-AFO \emptyset ($p < 0.05$) (Figure 3).

Spatial and temporal characteristics of steps

In comparison with the other conditions, left step characteristics were disturbed when subjects stood on the right foot wearing the R-AFO. Indeed, statistical analysis showed a significant effect of the orthoses on left step

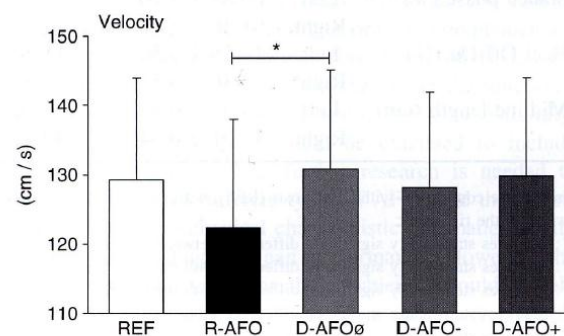


Fig. 3: Self-selected walking speed (Mean \pm SD) (*: $p < 0.05$).

length ($H(11,10) = 0.0084$; $p < 0.05$) and time ($H(11,10) = 0.0008$; $p < 0.05$) (Table 1). Post tests revealed that step length significantly decreased ($p < 0.05$) when comparing barefoot walking (REF) and the R-AFO. Moreover, step time increased using the R-AFO ($p < 0.05$ compared with D-AFO \emptyset , D-AFO- and D-AFO+) (Table 1).

When subjects walked barefoot (REF), no asymmetry between right and left step spatiotemporal characteristics was found for both length ($T = 31$, $p > 0.05$) and time ($T = 21.5$, $p > 0.05$) (Table 1). Only one experimental condition induced asymmetry between right and left steps characteristics. When the R AFO was worn, results showed step time ($T = 5$, $p < 0.05$) and length ($T = 7$, $p < 0.05$) asymmetries (Table 1).

Spatial and temporal characteristics of supports

A significant effect for percentage of the left single support was shown ($H(11,10) = 0.0064$; $p < 0.05$), i.e., post hoc tests yielded a significant increase between R-AFO and REF conditions ($p < 0.05$) (Table 1). On the other hand, the statistical analysis indicated a significant effect of the percentage of time during which the rear third of the left foot (the one without orthosis) was on the ground (Heel Off-On, %) ($H(11,10) = 0.0012$; $p < 0.05$). As illustrated in Table 1, post hoc tests revealed that the left heel off-on percentage significantly decreased when subjects wore the R-AFO on the right side, compared to REF ($p < 0.05$) and D-AFO \emptyset ($p < 0.05$) conditions.

Finally, the statistical analysis showed a significant effect for the right midline lengths across experimental conditions

($H(11,10) = 0.0023$; $p < 0.05$). More precisely, the D-AFO+ condition was associated with a significantly longer midline lengths than when walking barefoot (REF) ($p < 0.05$) or in the D-AFO \emptyset condition ($p < 0.05$) (Table 1).

Differences in asymmetry between sides for each condition

No asymmetry between right and left stance phase percentages or midline lengths was found for any condition (Table 1). Only an asymmetry of the heel off-on percentage between the right and left supports ($T = 8$; $p < 0.05$) was shown in the R-AFO condition (Table 1).

DISCUSSION

The purpose of this study was to evaluate the effects of two models of AFOs (a rigid one and a dynamic one that allowed mechanical adjustments), on gait function, at self-selected speed, in healthy subjects. The lack of concordance between previous results (decrease in step length of the foot wearing the orthosis)¹² and our findings (decrease in step length of the foot without the orthosis) can be mainly explained by experimental differences (shoes worn, imposed walking cadence, type of AFO). Although the experimental protocol of Balmaseda et al.¹ was similar, measured gait parameters were different, hence partially excluding any possibility of comparison. Regarding posturographic data,^{5,6} we hypothesized that the backward shift of the COP under the limb wearing the orthosis along with the difficulty controlling these displacements should induce a disturbance

Table 1: Spatiotemporal parameters (Mean \pm SD)

		REF	R-AFO	D-AFO \emptyset	D-AFO-	D-AFO+
Step length (cm)	Left	68.88 \pm 6.26	*[65.77 \pm 6.46 ¹	68.30 \pm 6.16	67.76 \pm 6.08	67.90 \pm 6.29
	Right	68.77 \pm 5.05	68.04 \pm 5.79	68.90 \pm 5.34	68.12 \pm 5.80	68.41 \pm 5.65
Step time (s)	Left	0.53 \pm 0.02	*[0.56 \pm 0.03 ^{3,4,5}	0.53 \pm 0.02	0.53 \pm 0.02	0.53 \pm 0.02
	Right	0.53 \pm 0.03	0.53 \pm 0.02	0.53 \pm 0.03	0.53 \pm 0.02	0.53 \pm 0.02
Stance phase (%)	Left	60.88 \pm 1.70	62.02 \pm 1.05 ¹	61.17 \pm 1.28	61.69 \pm 1.31	61.62 \pm 0.91
	Right	61.36 \pm 1.11	61.50 \pm 1.58	60.95 \pm 1.23	61.32 \pm 1.21	61.45 \pm 1.45
Heel Off-On (%)	Left	14.76 \pm 3.50	*[11.54 \pm 3.60 ^{1,3}	14.84 \pm 4.01	13.66 \pm 3.74	13.99 \pm 4.15
	Right	15.36 \pm 5.54	12.84 \pm 3.55	15.42 \pm 5.52	13.44 \pm 5.20	14.64 \pm 4.44
Midline length (cm)	Left	13.05 \pm 0.85	13.08 \pm 0.80	13.10 \pm 0.82	13.09 \pm 0.82	13.05 \pm 0.83
	Right	13.01 \pm 0.84	13.18 \pm 0.85	13.01 \pm 0.86	13.18 \pm 0.85	13.26 \pm 0.89 ^{1,3}

In the five conditions, without orthosis (REF), with the rigid orthosis (R-AFO) and the dynamic orthosis (D-AFO \emptyset , D-AFO-, D-AFO+). The device was worn on the right foot.

*: Indicates statistically significant difference between left and right sides scores ($p < 0.05$).

¹: Indicates statistically significant difference with the REF condition ($p < 0.05$).

²: Indicates statistically significant difference with the R-AFO condition ($p < 0.05$).

³: Indicates statistically significant difference with the D-AFO \emptyset condition ($p < 0.05$).

⁴: Indicates statistically significant difference with the D-AFO- condition ($p < 0.05$).

⁵: Indicates statistically significant difference with the D-AFO+ condition ($p < 0.05$).

of the spatiotemporal step characteristics and a preferred involvement of the opposite foot, respectively.

Although the self-selected speed results complied with normal values for all conditions, data in the R-AFO condition gave lower values. This is in accordance with the study conducted by Holt et al.,⁷ which showed that to preserve an economic gait, healthy subjects reduced their walking speed. Wearing the R-AFO thus disturbs locomotion performance. In addition to an overall disturbance, wearing the R-AFO induced changes in step spatial and temporal characteristics, i.e., with this rigid orthosis, asymmetry between stepping performance occurred since step spatial and temporal characteristics of the foot without the orthosis were smaller and longer than in the REF and D-AFO conditions, respectively. The fact that the R-AFO prevents dorsiflexion at push-off could explain this change. In addition, the backward shift of the mean position during undisturbed stance of the foot wearing the R-AFO⁵ seems to disturb gait through a decrease in the opposite step length, confirming our first hypothesis. This backward shift must therefore be viewed as an index expressing a decreased capacity to use plantarflexion and thus a lessened capacity to accelerate the center of gravity during gait.

Furthermore, for the barefoot condition, wearing the R-AFO increases the percentage of opposite side stance time. The foot without the orthosis appears to be preferably exploited to ensure an efficient gait. Interestingly, this finding could be considered as a compensatory phenomenon related to the difficulty of controlling the support with the orthosis in undisturbed stance⁵ and thus would confirm our second hypothesis.

When subjects wear the R-AFO, a single support phase pattern of the opposite lower limb is disturbed and leads to an asymmetry. The percentage of time during which the rear third of the foot without the orthosis was on the ground (heel off-on) was significantly decreased with respect to the REF and D-AFO \emptyset conditions. Considering an equal ankle angle at heel strike, the disturbance of heel off-on percentage time of the foot without the orthosis could be explained through the decrease in step length, inducing a shorter braking action time for the foot coming down.

The unilateral disturbance observed when subjects wore the R-AFO provides information on the relation with walking speed change. It seems that walking speed change was determined by unilateral disturbances.

Interestingly, the D-AFO only affects midline lengths of the foot wearing it. In the D-AFO+ condition, longer midline lengths under the foot wearing the orthosis were noted with respect to REF and D-AFO \emptyset conditions. However, this effect doesn't induce any asymmetry between the midline lengths of each support. Thus, the main factor of the dynamic-AFO influencing this gait change is the stiffness of the elastic band. To maintain an efficient use of the foot on the orthosis side, subjects had to exploit the maximal distance that could be in contact with the ground, inducing longer midline lengths.

This phenomenon could be associated with the problems controlling displacement when subjects stood quietly wearing this orthosis with the same adjustment.⁶

It is worth noting that there was no difference between D-AFO- and D-AFO+ conditions. This feature could be explained by a low-level effect of the elastic band during gait due to low plantarflexion. Indeed, only 30% of normal gait cycle time is performed with ankle plantarflexion.¹¹ With patients, one can expect significant effects since hemiparetics have been shown to spend 90% of the gait cycle in plantarflexion.¹¹ Lastly, this lack of difference between D-AFO- and D-AFO+ conditions may also be due to an insufficient strain of the elastic band to affect normal gait parameters in the D-AFO- condition, or to an efficient compensatory strategy in the D-AFO+ condition.

In addition to structural and material differences, each R-AFO or D-AFO model induced particular and different effects on normal gait parameters. Although these devices have similar functions, the effects induced by each model on gait appear complementary. While R-AFO influences walking speed, step time and length data with an asymmetry between sides, D-AFO affects only midline lengths, without any impact upon the step spatiotemporal characteristics. A neuromuscular adaptation with D-AFO characteristics could explain this difference.

CONCLUSION

Compared with barefoot walking, the use of an R-AFO unilaterally causes changes in walking speed, step (length and time) and support (percentage of stance and heel off-on time) characteristics, with asymmetry between left and right sides (except the stance stage percentage) in healthy subjects. Wearing a D-AFO orthosis induces changes in midline lengths, especially when this is accompanied by a high level of stiffness. On the contrary, with a low level of stiffness, normal gait is seen. Our results might be helpful for better understanding the influence of a biomechanical disturbance of the AFO independent of neurological disorders. Moreover, relating undisturbed stance and gait provide complementary insights and thus facilitate our understanding of the results. The effects have provided new insights about the functional use of these orthotic devices in healthy subjects. Naturally, this kind of investigation should be extended to include impaired individuals. Thus, further research is needed to reveal the effects of different types of AFOs and the effects of adjusting the mechanical characteristics for patients with footdrop on standing and gait performance. However, the expected gait behaviors for these patients should largely differ from our results, due to their specific needs. Indeed, what can be disturbing for healthy subjects could be helpful for footdrop patients.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thank the Ormihl-Danet company for ex gratia lending of their rigid (Ajouré®) and dynamic (Liberté®) ankle-foot orthosis models.

REFERENCES

1. **Balmaseda, MT; Jr.; Koozekanani, SH; Fatehi, MT; Gordon, C; Dreyfuss, PH; Tanbonliang, EC:** Ground reaction forces, center of pressure, and duration of stance with and without an ankle-foot orthosis. *Arch Phys Med Rehabil.* **69(12):1009–1012**, 1988.
2. **Bassey, EJ; Fenton, PH; Mac Donald, IC:** Self-paced walking as a method for exercise testing in elderly and young men. *Clin Sci Mol Med.* **51:609–612**, 1976.
3. **Bilney, B; Morris, M; Webster, K:** Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture.* **17:68–74**, 2003. [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00053-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00053-X)
4. **Mac Donough, AL; Batavia, M; Chen, FC; Kwon, S; Ziai, J:** The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. *Arch Phys Med Rehabil.* **82(3):419–425**, 2001. <http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2001.19778>
5. **Guillebastre, B; Rougier, P:** Effets du port d'orthèses stabilisatrice et releveuses de pied sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains en station debout asymétrique. *Ann Readapt Med Phys.* **50:70–77**, 2007. <http://dx.doi.org/10.1016/j.annrmp.2006.09.002>
6. **Guillebastre, B; Genthon, N; Rougier, P:** Effets du port d'une orthèse de type releveur de pied dynamique sur le contrôle de l'équilibre de sujets sains reproduisant les principales caractéristiques posturales de patients hémiparétiques. *J Readapt Med.* **27(1):7–12**, 2007.
7. **Holt, KG; Jeng, SF; Ratcliffe, R; Hamill, J:** Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride frequency. *J Mot Behav.* **2:164–178**, 1995.
8. **Lee, K; Johnston, R:** Biomechanical comparison of 90-degree plantarflexion stop and dorsiflexion assist ankle braces. *Arch Phys Med Rehabil.* **54:302–306**, 1973.
9. **Lehmann, JF; Warren, CG; DeLateur, BJ:** Biomechanical evaluation of knee stability in below knee braces. *Arch Phys Med Rehabil.* **51:688–695**, 1970.
10. **Menz, HB; Latt, MD; Tiedemann, A; Mun San Kwan, M; Lord, SR:** Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture.* **20:20–25**, 2004. [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00068-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00068-7)
11. **Olney, SJ; Colborne, GR; Martin, CS:** Joint angle feedback and biomechanical gait analysis in stroke patients: a case report. *Phys Ther.* **69:863–870**, 1989.
12. **Opara, CU; Levangie, PK; Nelson, DL:** Effects of selected assistive devices on normal distance gait characteristics. *Phys Ther.* **65(8):1188–1191**, 1985.
13. **Selby-Silverstein, L; Besser, M:** Accuracy of the GAITRite® system for measuring temporal-spatial parameters of gait. *Phys Ther.* **79:S59**, 1999.
14. **Van Uden, CJT; Besser, MP:** Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite®). *BMC Musculoskelet Disord.* **5:13**, 2004. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2474-5-13>
15. **Yamamoto, S; Ebina, M; Miyazaki, S; Kawai, H; Kubota, T:** Development of a new ankle-foot orthosis with dorsiflexion assist. Part 1: Desirable characteristics of ankle-foot orthoses for hemiplegic patients. *J Prosthet Orthot.* **9(4):174–179**, 1997. <http://dx.doi.org/10.1097/00008526-19970940-00009>

RESUME

Titre : Effets du port d'orthèses de type releveur de pied aux caractéristiques mécaniques variées sur le comportement postural et locomoteur.

Dans le secteur industriel, la nécessité de fournir des données cliniques lors de la mise sur le marché d'un nouveau dispositif médical s'est sensiblement accrue suite à de récentes évolutions juridiques. L'objectif de ce travail de thèse était de recueillir des données cliniques relatives à l'utilisation d'un nouveau modèle d'orthèse de type releveur de pied pour valider son intérêt vis-à-vis de produits standards. Pour formuler des hypothèses raisonnées et interpréter objectivement ces données, la connaissance des caractéristiques mécaniques des orthèses étudiées a constitué l'étape préalable nécessaire. Après s'être assuré de la faisabilité et de la pertinence du protocole expérimental sur des sujets sains, l'analyse des effets du port des dispositifs lors de tâches motrices élémentaires que sont la station debout et la marche chez des patients (avec atteinte uni ou bilatérale, d'origine périphérique, des muscles fléchisseurs dorsaux de cheville) a constitué le cœur de nos investigations. Celles-ci ont ainsi pu mettre en évidence que le port d'orthèse induit des effets communs et d'autres spécifiques à chaque modèle. Dès lors, de façon originale, nous nous sommes proposés d'identifier, par des moyens simples et rapides, les patients qui tirent davantage profit d'un des modèles d'orthèse. Outre le prérequis indispensable qui est l'acceptation de l'appareillage par le patient, nos résultats précisent que le dispositif orthopédique le plus adapté est celui qui compense le(s) déficit(s) en restaurant la fonction motrice, sans contraindre les capacités préservées.

Mots-clés : Orthèse de type releveur de pied ; Marche ; Station debout ; Atteinte du nerf sciatique poplité externe ; Maladie de Charcot-Marie-Tooth.

ABSTRACT

Title: Effects of ankle-foot orthoses with various mechanical characteristics during stance and gait behaviour.

In the industrial field, the necessity of providing some clinical data during the launching of a new medical device has noticeably increased after some recent legal evolutions. The aim of this thesis was to collect some clinical data concerning the use of a new ankle-foot orthosis in order to confirm its relevance in comparison with standard products. To formulate some reasoned hypotheses and objectively interpret these data, the knowledge of the mechanical characteristics of the studied orthoses has constituted the preliminary necessary step. After checking the feasibility and the relevance of the experimental protocol on healthy subjects, the analysis of the effects of the ankle-foot orthoses during some elementary motor tasks, which are the stance and gait, in patients (suffering from a uni or bilateral affection, of a peripheral origin, ankle dorsal flexor muscles) has been the core of our research. As a consequence, it results from this that the ankle-foot orthoses infer some common effects and some other, specific to each model. From that moment on, in an original way, we were bound to identify, with some simple and fast ways the patients taking the larger advantage from one of the orthosis models. In addition to the necessary prerequisite which is the acceptance of the equipment by the patient, our results specify that the most adapted orthopaedic device compensates for the deficiency(ies) by restoring the motor function, without restraining the preserved abilities.

Keywords: Ankle-foot orthosis; Gait; Stance; Common peroneal nerve injury; Charcot-Marie-Tooth disease.