HAL
open science

Biofeedback pour l'optimisation de la locomotion : conception et validation d'un système embarqué d'évaluation de la locomotion à partir des pressions plantaires

Laetitia Claverie

To cite this version:

Laetitia Claverie. Biofeedback pour l'optimisation de la locomotion : conception et validation d'un système embarqué d'évaluation de la locomotion à partir des pressions plantaires. Physiologie [q-bio.TO]. Université Paul Sabatier - Toulouse III, 2017. Français. NNT : 2017TOU30091 . tel-01902552

HAL Id: tel-01902552

https://theses.hal.science/tel-01902552v1

Submitted on 23 Oct 2018

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 Fédérale
Toulouse Midi-Pyrénées

THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par :

Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier)

Présentée et soutenue par :
Laetitia CLAVERIE

le Lundi 19 juin 2017

Titre :

Biofeedback pour l'optimisation de la locomotion : Conception et validation d'un système embarqué d'évaluation de la locomotion à partir des pressions plantaires

---

École doctorale et discipline ou spécialité :

ED CLESCO : Performance motrice, adaptation et sports

Unité de recherche :

Centre de Recherche et Cognition Animale - UMR CNRS 5169

Directeur/trice(s) de Thèse :

MORETTO Pierre, Professeur des Universités, Directeur
ILLE Anne, Maître de Conférence, Co-Directrice

Jury :

ROBY-BRAMI Agnès, Directrice de Recherches, UMR/CNRS 7222 - Rapporteur
SIMONEAU Émilie, Maître de Conférence (HDR), UMR/CNRS 8201 - Rapporteur
DANNA Jérémy, Chargé de Recherches, UMR/CNRS 7291 - Examinateur
POIRIER Éric, PhD, Directeur Recherche & Développement - Représentant Médicapteurs SAS

Publications et communications

Revues internationales à comité de lecture

- L. Claverie, A. Ille and P. Moretto: *Sensor placement adjustment for accurate plantar pressure analyses*. Medical Engineering and Physics, 2016 Dec;38(12):1489-1494.
- L. Claverie, A. Ille and P. Moretto: *Ground reaction forces and pressures biofeedback in standing and walking rehabilitation: A review*. (En cours de soumission pour la revue Applied Psychophysiology and Biofeedback)

Communications internationales avec actes publiés

- L. Claverie, A. Ille and P. Moretto. *Validation of a method for dispatching discrete sensors on an insole for plantar pressure analysis*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (August 2015, DOI: 10.1080/10255842.2015.1069563).

Remerciements

Je souhaitais rendre un hommage à ***Mr Arranz Patrick***, directeur de l'entreprise Médicapteurs, qui a permis à cette CIFRE de voir le jour. C'était une personne exceptionnelle, à l'écoute, et attachante qui a su me soutenir et m'accompagner durant les 2 premières années de ma thèse. Son départ fût difficile, mais l'ensemble des personnes veillant au bon fonctionnement et à la prospérité de l'entreprise ont été un véritable pilier tout au long de ma thèse. C'est pour cela que je tiens à les remercier : ***Mr Cabrol Olivier*** (actuel directeur de l'entreprise Médicapteurs) qui m'a permis de terminer ma thèse au sein de l'entreprise dans d'excellente condition, je te remercie pour ta bonne humeur, ta compréhension et ta gentillesse. ***Laura***, ***Tully*** et ***Béatrice*** (alias Bob) merci pour votre soutien, vos encouragements quand mon moral était au plus bas. ***Laurent L***., ***Laurent M***., ***Florian*** (alias Cyril quand ma mémoire m'a fait défaut !), ***Benjamin***, ***Guy*** et ***Jean***, je n'oublierai pas ces pauses totalement déjantées qui ont été une véritable bouffée d'oxygène. Je remercie très fortement ***Nadia*** qui a été un véritable soutien dans mes démarches administratives et qui a toujours su trouver les bons mots pour me remotiver.

Je tiens à remercier ***Mr Poirier Eric***, directeur Recherche & Développement au sein de l'entreprise Médicapteurs, qui a toujours répondu présent lorsque je rencontrais des problèmes de matériels et de logiciels. Ta patience face à mes moments de doute m'ont permis d'avancer et de mener à bien ce projet. Tu es une personne généreuse, à l'écoute et passionnée, tu as été une très belle rencontre. Je souhaite à tout doctorant réalisant une thèse CIFRE d'avoir une entreprise aussi exceptionnelle.

Je remercie mon directeur de thèse ***Mr Moretto Pierre*** et ma co-directrice de thèse ***Mme Ille Anne*** pour leur suivi tout au long de cette thèse, et ces nombreux échanges.

Je remercie les membres du jury qui nous font l'honneur de participer et de juger la qualité de ce travail de thèse. Mme Roby-Brami Agnès, Mme Simoneau Emilie et Mr Danna Jérémy je vous exprime toute ma gratitude.

Je tiens à remercier ***Mr Zanone Pier-Giorgio*** pour m'avoir accueilli au sein du PRISSMH et pour ses nombreux conseils. Vous m'avez permis de tenir pied dans les forts moments de doutes. Je remercie aussi ***Mr Thon Bernard*** pour son aide et sa patience dans un domaine qui, j'ai bien peur, restera mon tendon d'Achille que sont les statistiques !

Je tiens à remercier ***Mr Villeger David*** qui a été un collègue de bureau remarquable. Tu m'as été d'une aide précieuse, et les nombreux moments de fous rires avec ***Antony Costes*** ont permis de mieux apprécier les longues heures passées au bureau. Mais aussi mes collègues et amis sociologues : ***Emilie***, ***Lise*** et ***Jean-Yves***, vous avez su m'épauler jusqu'au bout. La dernière ligne droite a été difficile, mais nos nombreux moments d'échanges et de fous rires m'ont permis de persévérer. Je vous remercie ! Je remercie aussi tous les volontaires de mes expérimentations pour leur implication et leur bonne humeur. Une mention spéciale à Jean-Yves et Charlélie qui ont été des participants hors norme !

Je remercie ma famille et mes amis, qui m'ont toujours soutenue dans mon projet et qui ont toujours été derrière moi lors des moments de doutes.

Enfin, je terminerai par une personne qui a été plus qu'un soutien tout au long de mon parcours recherche. ***Mme Fourment Michèle***, je vous remercie pour votre gentillesse, votre patience, votre écoute et surtout votre bonne humeur chaque jour.

Résumé

Avec le projet nommé « Dynalyser », la société MEDICAPTEURS (France, Balma) et le laboratoire PRISSMH EA4561 (Université Paul Sabatier, Toulouse III) ont obtenu un financement du Conseil Régional Midi-Pyrénées (AO AGILE-IT 2012) pour mettre au point un nouveau système embarqué de mesure des pressions plantaires. Composé d'un système communiquant sans fil avec 9 capteurs isolés par pied il permet, à partir d'un smartphone, de retourner sous la forme consciente d'une mélodie sonore (3 sons) les informations de pressions plantaires. L'objectif de ce système est d'informer en temps réel (détection de zones d'hyperpression ou au contraire, d'une absence de pression) et de conforter ou suppléer les moyens de détection naturelle pour un contrôle de l'appui plantaire dans des activités cliniques ou sportives.

Dans un premier temps, une étude a permis de développer et de valider une méthode de placement des capteurs isolés à partir de la résultante des forces enregistrées par chaque capteur comparée à la force externe mesurée par une plateforme de forces. Les résultats ont mis en évidence des corrélations élevées entre les données de la plateforme de forces (centre des pressions et force verticale de réaction (Fz)) et celles du Dynalyser (barycentre des pressions et Fz), confirmant la pertinence et la nécessité d'un tel placement pour une analyse de certains paramètres biomécanique de la marche aussi précise que celle permise par des systèmes éprouvés d'analyse du mouvement.

Dans un second temps, le développement de la partie logicielle permettant un retour sonore a été réalisé. Une étude vérifiant la faisabilité d'une modulation de l'appui plantaire grâce au biofeedback (BFB) a été menée sur une population saine. Reprenant le principe d'un retour en « Do majeur » (FB_Gruss) validé pour son intelligibilité, les résultats révèlent une

difficulté des participants à s'approprier rapidement le FB_Gruss lors de la marche. Ces observations mettent en évidence la difficulté à traiter plusieurs informations dans un laps de temps très bref (le contact pied-sol). Par ailleurs, une variabilité naturelle importante est observée sous certaines zones (partie latérale et surtout médiale de l'avant-pied). Elle est quelque fois supérieure à la marge de tolérance mise en place pour déclencher les sons et perturbe la quantification des appuis réussis. Les résultats obtenus sont prometteurs car ils révèlent, de plus, l'absence d'effet délétère du BFB sur la répartition des pressions plantaires ipsi et controlatérale.

Dans un troisième temps, un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels (Nombre de Froude, de Strouhal et de Modela-w) a été développé. Le but est d'obtenir un système autonome, capable de moduler une mélodie en comparant les valeurs de pics de pressions obtenues en temps réel à celles du modèle de référence. Les premiers résultats révèlent une prédiction élevée des pressions sous les trois zones qui servent au BFB ($R^2 > 0.95$). Ce modèle devra être validé pour être incorporé au logiciel afin d'obtenir un dispositif totalement autonome permettant d'informer en temps réel de la distribution des pressions plantaires dans un contexte clinique ou sportif.

Mots clés : Système embarqué, pressions plantaires, baropodométrie, biofeedback auditif, marche, biomécanique, contrôle moteur.

Abstract

With the project named « Dynalyser », the MEDICAPTEURS Company (France, Balma) and the PRISSMH EA4561 laboratory (Paul Sabatier University, Toulouse III) have obtained a funding by the Midi-Pyrenees Regional Council (AO AGILE-IT 2012) to develop a new plantar pressure embedded biofeedback system. Consisting of a wireless communicating system with nine isolated sensors per foot, it aims to deliver information about plantar pressures in the conscious of a sound melody (3 sounds), by means of a smartphone. The system's aim is to reinforce or supplement the intrinsic (i.e., natural) plantar pressure feedback by informing in real time (detection of hyperpressure area or, on the contrary, absence of pressure) in order to improve the control of walking in clinical or sporting activities.

First, a study allowed to develop and validate a method to locate isolated sensors by means of a force platform. Results revealed high correlations between the force platform data (center of pressure and vertical ground reaction force (vGRF)) and the Dynalyser data (barycenter of pressure and vGRF), confirming the relevance and necessity of such method for an analysis as precise as motion analysis systems of certain biomechanical parameters of walking.

Second, the development of the auditory biofeedback (BFB) system was realized. A study verifying the feasibility of a modulation of plantar support using BFB was conducting on a healthy population. Following the principle of a "C-major" return (FB_Gruss) validated for its intelligibility, the results revealed a difficulty for the participants to appropriate quickly the FB_Gruss during walking. These observations, highlight the difficulty of processing several information in a very short period of time (the foot-to-ground contact). On the other hand, a significant natural variability is observed under two areas (lateral and especially medial part of

the forefoot). It is sometimes superior to the tolerance range set up to trigger sounds and disrupts the quantification of successful supports. The results obtained are promising because they also reveal the absence of deleterious effect of the BFB on the distribution of ipsi and contralateral plantar pressures.

Third, a model of prediction of plantar pressure peaks as a function of the dimensionless spatio-temporal parameters (Froude number, Strouhal and Modela-w) was developed. The aim is to obtain an autonomous system capable of modulating a melody by comparing the peak pressure values obtained in real time with those of the reference model. The first results reveal a high prediction of the pressures under the three areas that serve the BFB ($R^2 > 0.95$). This model must be validated to be incorporated into the software in order to obtain a totally autonomous device allowing to inform in real time the distribution of the plantar pressures in a clinical or sports context.

Key words: Embedded system, plantar pressures, baropodometry, auditory biofeedback, walking, biomechanics, motor control.

Table des matières

Introduction générale **1**

Partie I : Développement d'une méthode de placement de capteurs isolés

1- Approche biomécanique de la marche **11**

1.1. Les différentes phases du cycle de marche 11

1.2. Anatomie du pied 15

1.3. La sole plantaire 17

1.4. La voûte plantaire 19

1.5. La baropodométrie 21

1.5.1. *Les systèmes de baropodométrie* 21

1.5.2. *L'empreinte plantaire* 24

1.5.3. *L'analyse baropodométrique* 25

2- Présentation du système embarqué de pressions plantaires : Le « W-inshoe® » **31**

2.1. Ingénierie du matériel 31

2.1.1. *Les capteurs de pressions* 31

2.1.2. *La carte d'acquisition électronique* 34

2.2. Ingénierie du logiciel W-inshoe® 36

3- Développement et validation à partir des pics de pressions plantaires d'une méthode de placement de capteurs isolés **39**

3.1. Introduction 39

3.2. Validation d'une plateforme de pressions pour le recueil des empreintes plantaires 42

3.2.1. *Présentation de la plateforme de pressions : La « Win-pod® »* 42

3.2.2. *Validation de la Win-pod®* 44

3.2.2.1. Méthode 44

3.2.2.2. Résultats 47

3.2.2.3. Discussion 47

3.2.2.4. Conclusion 48

3.3. Développement d'un premier algorithme de division plantaire en 9 zones permettant le placement de capteurs de pressions isolés 49
3.4. Etude 1 : Validation d'une méthode de positionnement de capteurs isolés à partir de la position de pics de pressions plantaires 55
3.4.1. *Méthode* 55
3.4.1.1. Matériel utilisé 55
3.4.1.2. Population étudiée 56
3.4.1.3. Protocole expérimental 57
3.4.2. *Résultats* 66
3.4.2.1. Comparaison CoP vs BoP 66
3.4.2.2. Comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe® 67
3.4.3. *Discussion* 68
3.4.3.1. Résultats obtenus lors de la comparaison CoP vs BoP 68
3.4.3.2. Résultats obtenus lors de la comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe® 69
3.4.4. *Conclusion* 70
3.5. Développement d'un second algorithme de division plantaire en 9 zones 71
3.6. Etude 2 : Amélioration du premier placement de capteurs isolés 72
3.6.1. *Résultats de l'étude* 73
3.6.1.1. Comparaison CoP vs BoP 73
3.6.1.2. Comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe® 73
3.6.2. *Discussion* 74
3.6.2.1. Résultats obtenus lors de la comparaison CoP vs BoP 75
3.6.2.2. Résultats obtenus lors de la comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe® 76
3.6.3. *Conclusion* 78
3.7. Perspectives 79

Partie II : De la conception à la validation d'un système de retour d'informations baropodométriques

1. Introduction : Du feedback vers l'utilisation du biofeedback 83
1.1. Approche neurophysiologique 83
1.1.1. *Le système nerveux central (SNC)* 83

1.1.2. *Le système nerveux périphérique (SNP)* 85
1.2. Organisation de la motricité 86
1.3. Les boucles de rétrocontrôle impliquées dans l'optimisation du mouvement 88
1.3.1. *Les systèmes de contrôle proactif et rétroactif* 88
1.3.2. *Le feedback intrinsèque* 92
1.3.3. *Le feedback extrinsèque* 92
1.4. Présentation du *Biofeedback* 95
1.5. Utilisation du *Biofeedback* pour l'optimisation de la posture 99
1.5.1. *Biofeedback* à partir d'une plateforme de forces 99
1.5.2. *Biofeedback* à partir d'une plateforme de pressions 106
1.6. Utilisation du *Biofeedback* pour l'optimisation de la marche 108
1.6.1. *Biofeedback* à partir de systèmes « fixes » 108
1.6.2. *Biofeedback* à partir de systèmes « semi-portables » 113
1.6.3. *Biofeedback* à partir de systèmes « portables » 114
1.7. Discussion autour de l'efficacité du *Biofeedback* 118
1.8. Conclusion de l'apport du *Biofeedback* dans les protocoles de rééducation 119
1.9. Vers une sonification du mouvement plus performante 120

2. Développement du système de retour sonore : « Biofeedback Auditif » 123
2.1. Modèle de sonification du système retenu 123
2.2. Paramétrage du système 126
2.2.1. *Configuration des groupes de capteurs* 126
2.2.2. *Configuration des seuils d'activation et comportement des sons émis* 128
2.2.2.1. A partir du mode « intensité » des appuis 128
2.2.2.2. A partir du mode « chronologie » des appuis 132

3. Etude : Validation du système de retour sonore 135
3.1. Introduction 135
3.2. Méthode 135
3.2.1. *Population étudiée* 135
3.2.2. *Présentation du système de retour sonore utilisé* 136
3.2.3. *Détermination de la marge de tolérance* 136
3.2.4. *Protocole expérimental* 137
3.2.5. *Analyse des données* 141

3.2.6. *Analyses statistiques* 144
3.3. Résultats 146
3.3.1. *Nombre d'appuis réussis et non réussis en fonction de la zone et du nombre d'informations sonores retournées* 146
3.3.2. *Variabilité des appuis* 147
3.3.3. *Réorganisation des pressions plantaires* 148
3.3.4. *Quantification de l'erreur de mise en charge* 156
3.3.5. *Compréhension du signal en temps réel et ergonomie du système de FB (analyse du questionnaire)* 162
3.4. Discussion 164
3.4.1. *Réussite dans la tâche en fonction de la zone et du nombre d'informations retournées* 164
3.4.2. *Impact du système de retour sonore sur la variabilité des appuis* 166
3.4.3. *Impact du système de retour sonore sur la réorganisation des pressions plantaires* 169
3.4.4. *Quantification de l'erreur de mise en charge dans la tâche* 171
3.5. Limites de l'étude 173
3.6. Conclusion 175
3.7. Perspectives 177

Partie III : Développement d'un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires à l'aide d'une base de données adimensionnelles

1. Introduction 181
2. Approche adimensionnelle 182
2.1. Notions de « Grandeurs » et « Unités » 182
2.2. Notion de « Dimensions » 183
2.3. Approche adimensionnelle des pics de pressions plantaires 184
2.4. Expression des Dim(PP) en fonction de Modela-w 185

3. Etude : Développement de la base de données adimensionnelle et mise en place du modèle de prédiction des pics de pressions 187
3.1. Méthode 187
3.1.1. *Population* 187

3.1.2. *Matériel* 187
3.1.2.1. Système de pressions plantaires 187
3.1.2.2. Plateformes de forces et système optoélectronique 187
3.1.3. *Protocole expérimental* 188
3.1.4. *Analyse des données* 189
3.2. Résultats 191
3.2.1. *Les paramètres spatio-temporels adimensionnels* 191
3.2.1.1. Relation Strouhal = f(Nfr) 191
3.2.1.2. Relation Modela-w = f(Str) et Modela-w = f(Nfr) 192
3.2.1.3. Relation Modela-w = f(Str,Nfr) 193
3.2.2. *Relations Dim(PP) en fonction de Modela-w par groupe de capteurs* 193
3.2.3. *Relations Dim(PP) en fonction de Modela-w pour chacun des capteurs* 199
3.3. Discussion 200
3.4. Conclusion 203

Conclusion générale, limites et perspectives **207**
Bibliographie 213
Annexes 239

Introduction générale

L'amélioration des capacités de marche des personnes vieillissantes et des patients atteints de diverses pathologies entraînant des troubles fonctionnels des membres inférieurs est un enjeu important de la rééducation. De même, et bien que les contextes soient très différents, l'amélioration du mouvement chez les sportifs est recherchée afin de le rendre plus efficace. En effet, dans le contexte sportif, l'augmentation des performances tout en minimisant les risques de blessures et la survenue de pathologies liées à une sollicitation excessive et répétée de certaines articulations sont les enjeux de l'entraînement, tant sur le plan technique que sur le plan physique.

Pour cela, le développement technologique des moyens d'évaluation des paramètres du mouvement humain a permis de détourner ces systèmes pour fournir à la personne une information supplémentaire, issue d'indices physiologiques et/ou biomécaniques, inaccessible par les moyens de détection naturels, dans le but de faciliter la correction du mouvement. Cette information doit alors intégrer les boucles de rétroaction que le système nerveux met en œuvre pour assurer l'équilibre et la précision spatiale et temporelle du mouvement. On parle alors de biofeedback, ou feedback augmenté.

En rééducation de l'appareil locomoteur, différents systèmes ont été testés et validés pour améliorer l'équilibre postural des patients. Pour une grande majorité, ces systèmes sont fixes et onéreux, ce qui limite leur utilisation à des laboratoires ou dans des structures médicalisées. En revanche, pour la réadaptation à la marche peu de systèmes permettant de renvoyer des informations en temps réel ont été testés et validés (Descatoire et al., 2009). Ces systèmes s'appuient notamment sur la mesure des oscillations du tronc, la trajectoire du centre des pressions, la quantité de forces exercées sous le pied à l'aide des données de la force verticale, ou celle des pressions plantaires via différents systèmes de mesure (fixes ou portables) et différentes modalités de retour d'information (visuelle, auditive, haptique).

La mesure des pressions plantaires, appelée « baropodométrie », peut se faire soit avec des plateformes de pressions permettant leur enregistrement lors d'une tâche posturale (le patient se tient debout) ou de marche, soit avec des dispositifs dits « embarqués » constitués de surfaces de capteurs souples insérées à l'intérieur du chaussant. Par rapport aux plateformes de pressions, les « semelles capteurs » souples présentent l'avantage d'enregistrer les pressions sur plusieurs pas et dans des conditions plus écologiques (port de chaussures, notamment). Plusieurs sociétés proposent actuellement ce type de système (par exemple Tekscan, Rsscan, Novell). Cependant, la conception de ces semelles présente des inconvénients multiples. Elles ne supportent pas les contraintes mécaniques multiaxiales qui génèrent rapidement des cassures sur les pistes conductrices limitant leur durée de vie. Ces contraintes ont également une incidence sur la précision des résultats dont le taux d'erreur peut atteindre 50%. En outre, pour couvrir la gamme de pointures nécessaires pour une patientèle standard, il faut disposer d'au moins 4 tailles différentes de semelles de capteurs, alourdissant considérablement le coût global du dispositif. Enfin, aucun dispositif existant ne propose de logiciel d'aide au diagnostic ou à la rééducation, ils se limitent à l'enregistrement de mesures.

La société MEDICAPTEURS (France, Balma) et le laboratoire PRISSMH EA4561 (Université Paul Sabatier, Toulouse III) ont obtenu un financement du Conseil Régional Midi-Pyrénées (AO AGILE-IT 2012) pour mettre au point un nouveau système embarqué de pressions plantaires, nommé Dynalyser, ne présentant pas les inconvénients des « semelles capteurs », et retournant les informations de pressions plantaires, inaccessibles par l'individu, sous forme auditive à partir d'un smartphone. L'objectif de ce système est d'alerter le patient en temps réel d'un comportement anormal des pressions plantaires (détection de zones d'hyperpressions ou au contraire, d'une absence de pression) non permis par les moyens de détection naturelle. Il va avoir pour rôle de suppléer les feedbacks intrinsèques lorsque ces

derniers sont altérés (perte nociceptive chez les patients diabétiques par exemple). Ce système portatif a une double finalité : 1. Utilisé en moyen d'évaluation, il doit apporter une aide au diagnostic en détectant les comportements pathologiques, ou anormaux, et apporter de précieux renseignements sur le comportement ou l'efficacité d'orthèses, prothèses ou chaussures orthopédiques. 2. Utilisé dans la rééducation et la prévention, il doit renseigner le patient sur le mouvement en cours pour en faciliter la correction. Il peut également être utilisé dans l'entraînement sportif, pour l'amélioration des techniques de course et la prévention des traumatismes et des pathologies.

Cette thèse s'inscrit dans la continuité de deux axes de recherche. Le premier a consisté à valider un modèle permettant d'identifier les similitudes entre des sujets de caractéristiques différentes, de déterminer une base de données adimensionnelles et de personnaliser l'estimation des paramètres mécaniques de la locomotion, par la définition de biomarqueurs. Ceux-ci permettent de différencier les comportements sains de ceux anormaux ou pathologiques, voire de détecter précocement ces derniers (Villeger David, 2014). Le second axe s'est centré sur l'impact d'un biofeedback baropodométrique (prototype B.I.R.D.) sur les pressions plantaires. Les dernières études réalisées ont montré qu'un sujet pouvait utiliser des informations visuelles ou sonores issues de la mesure des pressions plantaires pour soulager certaines zones de l'empreinte (Descatoire et al., 2009).

L'objectif de cette thèse, est de concevoir et valider un système qui puisse délivrer des biofeedbacks pertinents en temps réel à partir des données de pressions plantaires, pour le contrôle et le réapprentissage de la locomotion. Ainsi, utilisé dans des structures médicalisées, l'utilisateur sera acteur de sa performance motrice et lui permettra d'entrer dans une dynamique de rééducation. Utilisé au quotidien, ce système permettra de l'accompagner dans les gestes du quotidien afin de l'alerter en temps réel d'un appui anormal pour qu'il puisse corriger sa marche, et ainsi se sentir plus en sécurité. Pour cela, plusieurs étapes ont dû être réalisées pour

mener à bien ce projet. Chacune de ces étapes représentent une partie composant ce mémoire de thèse.

- ***Partie I intitulée « Développement d'une méthode de placement de capteurs isolés »*** :

Le système embarqué de pressions plantaires utilisé est composé de 9 capteurs isolés par pied. Le développement d'une méthode permettant de placer de manière précise ces 9 capteurs sous la sole plantaire, ou directement sur la semelle, a été réalisé dans une première étude. Une seconde étude a permis de valider cette méthode de placement en comparant les mesures enregistrées par le système embarqué à celles enregistrées par des systèmes éprouvés d'analyse du mouvement. L'objectif de cette étude étant de vérifier qu'un tel placement permette d'obtenir des données tout aussi précises que la plateforme de forces (AMTI) de certains paramètres biomécaniques de la marche.

- ***Partie II intitulée « De la conception à la validation d'un système de retour d'informations baropodométriques »*** :

Cette seconde partie est composée d'une revue de littérature faisant un état de l'art des différents systèmes de biofeedbacks développés ces dernières années. Elle a pour objectif de confirmer l'intérêt de développer un tel système de retour sonore, permettant d'alerter en temps réel les personnes d'un comportement anormal des pressions plantaires enregistrées sous la sole plantaire. La première étape a consisté à développer la partie logicielle de ce système, afin qu'il retourne des informations auditives en temps réel. Elle est suivie de la présentation de l'étude qui a permis de vérifier l'intelligibilité et l'efficacité du biofeedback sur une population saine, et des résultats qui ont été obtenus.

- ***Partie III intitulée « Développement d'un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires à l'aide d'une base de données adimensionnelles »*** :

Cette partie a pour objectif de construire une base de données comportant les valeurs de pressions plantaires adimensionnelles enregistrées sous chacun des capteurs de pressions afin de créer un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires, et ce en fonction de la vitesse de déplacement des individus. L'approche adimensionnelle normalise les pressions plantaires par rapport à l'anthropométrie des individus et aux paramètres spatio-temporels de leur marche (fréquence, vitesse, amplitude de pas). Les pressions plantaires sont sensibles à la masse, à la taille et à la vitesse spontanée des individus, augmentant la variabilité interindividuelle et donc des biais dans l'analyse des résultats. L'expression des pressions plantaires sous forme adimensionnelle a pour objectif de diminuer cette variabilité interindividuelle (Bisiaux et al., 2003). Ainsi, ce modèle de prédiction va permettre de différencier les comportements « sains » de ceux anormaux, voire de détecter précocement ces derniers. Il sera ensuite incorporé dans le logiciel du système de retour sonore. Ce dernier sera capable de détecter les paramètres d'accélération et de vitesse du mouvement enregistrés à partir des accéléromètres et gyroscopes du smartphone, et de les mettre en relation avec le modèle de prédiction développé. Ainsi, lorsqu'une incohérence sera détectée entre la valeur des pressions plantaires mesurée et celle normalement attendue (modèle) en fonction de la vitesse de déplacement de la personne, le système sera capable de déclencher automatiquement le retour d'information adéquat, lui permettant de modifier son comportement en temps réel.

Ces trois parties de thèses seront suivies par une conclusion générale, faisant la synthèse de l'ensemble des résultats obtenus et des perspectives possibles quant à l'utilisation de ce système Dynalyser.

Partie I

Développement d'une méthode de placement de capteurs isolés

Résumé de la partie I

Le principal objectif de cette première partie de thèse était de développer une méthode permettant d'optimiser le placement de capteurs isolés pour une analyse précise des pressions plantaires lors de la marche à l'aide d'une plateforme de pressions (Win-pod®). Pour cela, une première étude a été réalisée afin d'apporter des résultats sur la précision d'un tel matériel en comparant les données de la Win-pod® (barycentre des pressions) à celles d'une plateforme de forces (centre des pressions). Ces derniers ont montré que la Win-pod® a permis d'obtenir des données très proches de celles obtenues à partir de la plateforme de forces et ainsi de pouvoir conforter sa précision.

Une seconde étude a permis de développer et de valider à partir des pics de pressions plantaires une méthode de placement de capteurs isolés. Dans cette étude, notre méthode de placement a consisté à détecter les pics de pressions afin de déterminer la position de chacun des capteurs. Les résultats ont mis en évidence des corrélations élevées entre les données obtenues à l'aide de la plateforme de forces (CoP et Fz) et celles obtenues à l'aide du W-inshoe® (BoP et Fz). Ceci est d'autant plus vrai que le second placement mis en place, prenant en compte la morphologie du pied, permet d'obtenir des résultats proches, parfois meilleurs, que ceux obtenus par de précédentes études utilisant des semelles intégrant un plus grand nombre de capteurs (de 24 à 99 capteurs par semelle), souvent onéreuses.

1- Approche biomécanique de la marche

La marche est une activité motrice complexe acquise très précocement (entre 12 et 18 mois de la vie), permettant à l'enfant grandissant de passer de la position quatre pattes (quadrupédie) à la station érigée (bipédie) afin de s'adapter à l'environnement qui l'entoure. L'analyse de la marche en recherche clinique a pris une place importante au fur et à mesure des années pour mieux comprendre certains troubles moteurs. En effet, celle-ci peut être perturbée par des pathologies neurologiques ou dégénératives, par des malformations, des douleurs, ou suite à une intervention chirurgicale. Pour évaluer et quantifier ces perturbations, des paramètres spécifiques à l'analyse de la marche sont comparés à ceux mesurés chez une population « saine ». Différents systèmes de mesures permettent l'étude de paramètres biomécaniques de la locomotion.

1.1. Les différentes phases du cycle de marche

La locomotion est caractérisée par une alternance d'appuis au sol et d'oscillations qui constitue le « cycle de marche ». Ainsi, un cycle de marche débute lors du contact initial du talon et se termine lorsque ce même talon entre de nouveau en contact avec le sol (figure 1.1). Lors d'une marche normale, la durée de la phase d'appui est légèrement plus longue que celle de la phase oscillante.

La ***phase d'appui*** correspond à toute la période où le pied est en contact avec le sol. Elle débute lorsque le talon entre en contact avec le sol et se termine lors du décollement des orteils (perte de contact avec le sol). Elle représente, chez le sujet sain, 60% du temps du cycle (de 0% à 60% du cycle). La ***phase oscillante*** correspond à la période où ce même pied n'est plus en contact avec le sol, permettant l'avancée du membre inférieur. Elle débute lors du décollement des orteils et se termine lorsque le talon de ce même pied entre de nouveau en contact avec le sol. Cette phase représente les 40% restant du cycle de marche (de 60% à 100% du cycle).

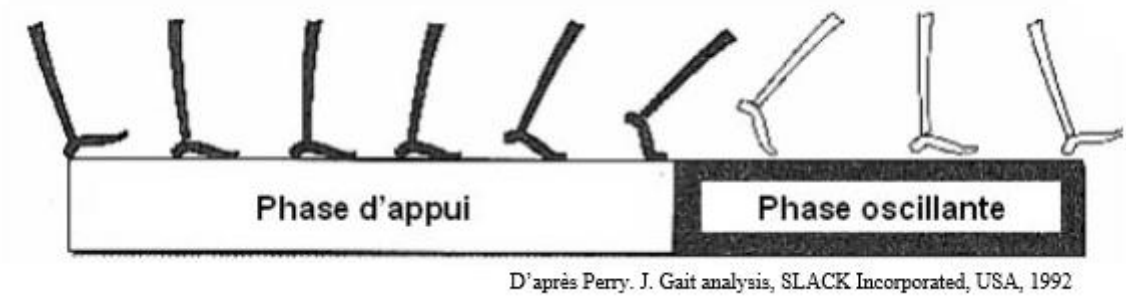


Figure 1.1 : Les phases successives d'un cycle de marche

Chacune de ces phases sont subdivisées en plusieurs parties. Pour une meilleure compréhension, seul le cycle de marche du pied droit est détaillé.

La ***phase d'appui*** peut être subdivisée en 4 phases et correspond à 60% du temps du cycle de marche (de 0 à 60% du cycle) :

1) *Phase de mise en charge* (aussi appelée phase de double appui de réception). Elle débute par un contact initial qui représente l'attaque du talon droit et est suivi par la mise en charge (réponse à l'appui) du membre inférieur droit. Cette phase représente 10% du temps du cycle de marche (de 0% à 10% du cycle).
2) *Phase d'appui unipodal*. Durant cette phase, le sujet se trouve en simple appui sur le membre inférieur droit et le membre inférieur gauche est en phase oscillante. Cette phase peut être divisée en deux phases. A savoir le *milieu de phase d'appui* (de 10% à 30% du cycle de marche) correspondant à la première moitié du simple appui (le pied est à plat). Et la *fin de phase d'appui* (de 30% à 50% du cycle) débute lors du décollement du talon et se termine lors de l'attaque du talon gauche. Elle correspond à la seconde moitié du simple appui.
3) *Phase pré-oscillante* (aussi appelée phase de double appui de propulsion). Elle débute lors du contact du talon gauche avec le sol (contact initial) et se termine à la fin du

décollement des orteils du pied droit. Cette phase représente 10% du temps du cycle de marche (de 50% à 60% du cycle).

La ***phase oscillante*** succède à la phase d'appui, et correspond à la phase unipodal du pied gauche. Elle peut être subdivisée en 3 phases successives et correspond à 40% du temps du cycle de marche (de 60% à 100% du cycle) :

1) *Début de phase oscillante*. Elle débute lors du décollement des orteils du pied droit et permet le passage du pas et l'avancée du membre inférieur droit. Elle correspond à 13% du temps du cycle (de 60% à 73% du cycle).
2) *Milieu de phase oscillante*. Elle se termine lorsque le tibia droit est vertical et correspond à 14% du temps du cycle de marche (soit de 73% à 87% du cycle).
3) *Fin de phase oscillante*. Elle s'achève lors du contact du talon droit avec le sol, permettant le début d'un nouveau cycle (contact initial du pied droit). Cette phase correspond à 13% du temps du cycle (s'étale de 87% à 100% du cycle).

Un cycle de marche complet (figure 1.2) est donc caractérisé par une phase de double appui en début de cycle (10% du cycle), d'une phase d'appui unipodal (40% du cycle), d'une seconde phase de double appui (10% du cycle) et d'une phase oscillante (40% du cycle).

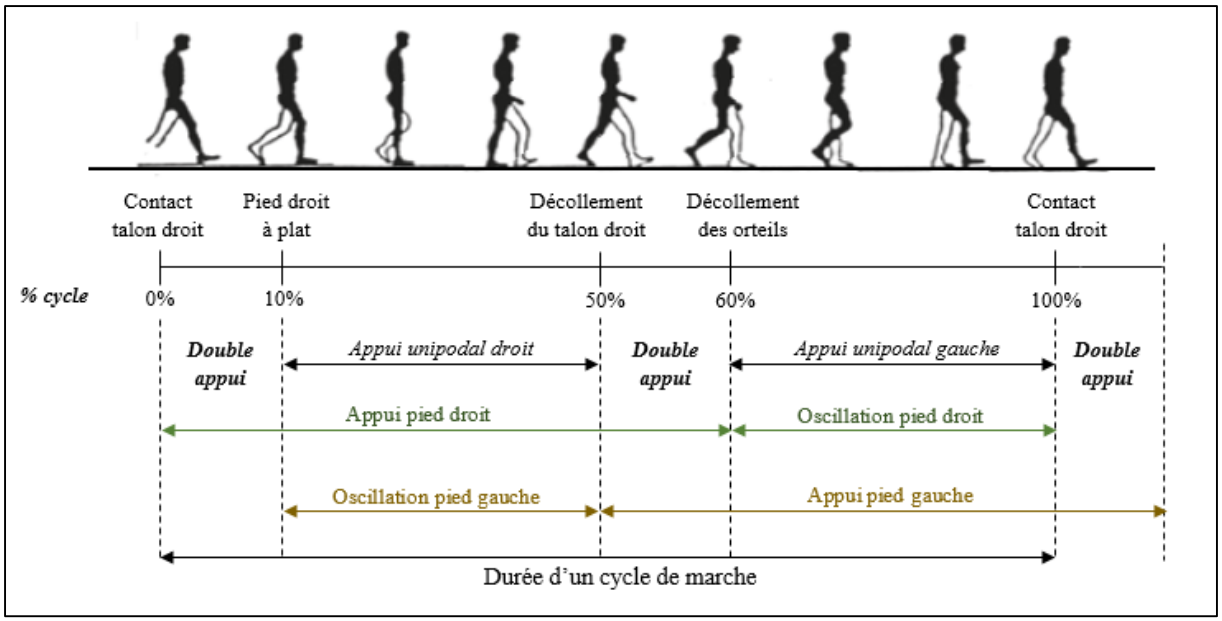


Figure 1.2 : Les différentes phases du cycle de marche (adapté du schéma de Viel, 2000).

Chacune des phases du cycle de marche ont été étudiées très précisément dans le domaine de la biomécanique qui décrit l'évolution temporelle de références valides : paramètres spatio-temporels (vitesse, amplitude, fréquence des pas,…), cinématiques (positions, vitesses et accélérations des segments) et cinétiques (forces et moments de réactions du sol). Elles offrent un support dans l'analyse de la marche chez des patients présentant des troubles de la locomotion. Il est ainsi possible, à l'aide de ces courbes de référence, de pouvoir apprécier le degré du trouble moteur mais aussi de déterminer très précisément son impact sur les différents paramètres biomécaniques de la marche. Dans le domaine clinique, ces paramètres sont au centre de l'analyse quantifiée de la marche (AQM). Celle-ci consiste en l'acquisition synchronisée des données cinétiques (plateformes de forces mesurant les trois composantes de la force de réaction et les trois composantes du moment de force résultant), cinématiques (étude des angles et des moments articulaires) et électromyographiques (enregistrement de l'activité électrique produite par la contraction des muscles) du patient lors de la marche. Cependant, ces matériels restent très coûteux et difficilement accessibles (traitement informatique très complexe et coûteux en terme de temps).

Le développement des systèmes de baropodométrie (plateformes de pressions, semelles embarquées) ces dernières années a ouvert de nouvelles perspectives scientifiques pour les praticiens. La baropodométrie permet d'apprécier la distribution des forces de réaction du sol (forces verticales) sous l'ensemble de l'empreinte plantaire, lors de plusieurs pas consécutifs à l'aide de semelles embarquées ou de grandes plateformes de pressions permettant l'enregistrement de 3 pas consécutifs. Avant d'introduire la notion de baropodométrie et les paramètres biomécaniques qui peuvent être analysés, une présentation anatomique du pied a été réalisée. Elle permet de mieux comprendre son impact sur la répartition des pressions plantaires sous la sole plantaire au cours de la phase d'appui et les contraintes qui lui sont appliquées.

1.2. Anatomie du pied

Le pied permet de supporter des charges supérieures au poids du corps et de répartir les contraintes qui lui sont appliquées durant la phase d'appui, lui conférant un rôle d'équilibre, d'amortissement et de propulsion. Il est constitué d'un « *assemblage particulièrement complexe d'éléments osseux, unis par des articulations peu mobiles, de puissants ligaments et des muscles composés de long tendons ou des corps charnus peu fournis* » (Bouisset, 2002, p.202). L'ensemble de cet assemblage permet d'adapter l'individu sur le plan statique afin de maintenir l'appui et sur le plan dynamique afin d'assurer le déplacement (Bouisset, 2002, p.1).

Le squelette du pied est composé de trois parties que sont : 1. Le tarse que nous pouvons partager en deux parties (dorsale et ventrale). Le tarse dorsal, composé sur sa partie inférieure du calcanéus et sur sa partie supérieure du talus. Le tarse ventral, composé sur sa partie latérale de l'os cuboïde, sur sa partie médiale de l'os naviculaire coiffé sur sa partie ventrale par les 3 os cunéiformes (latéral, intermédiaire et médial) ; 2. Le métatarse, situé en avant du tarse, composé de 5 métatarsiens ; 3. Les phalanges, composées de 5 phalanges proximales (les plus dorsales), 4 phalanges intermédiaires (l'Hallux ne possédant que 2 phalanges) et 5 phalanges

distales (les plus ventrales). L'ensemble de ces trois structures réunit au total 26 os (figure 1.3), où peuvent se rajouter 2 os sésamoïdes (médial et latéral) situés entre la face caudale de la phalange proximale et intermédiaire de l'Hallux.

La combinaison des mouvements de trois articulations permet le mouvement du pied à la cheville que sont :

1. Articulation tibio-tarsienne (ou articulation de la cheville). Elle ne possède qu'un degré de liberté, avec des mouvements possibles de flexion de 20° à 30° et d'extension de 30° à 60° du pied.
2. Articulation sous-astragalienne. Elle « *permet la torsion du pied autour de son grand axe antéro-postérieur* » (Bouisset, 2002, p.202).
3. Articulation médio-tarsienne de Chopart (ou articulation transverse du tarse). Elle permet le mouvement de l'avant-pied soit en varus (pied en dedans), soit en valgus (pied en dehors). Elle permet ainsi les mouvements de pronation (combinaison de mouvements d'adduction et de rotation interne) et de supination (combinaison de mouvements d'adduction et de rotation externe).

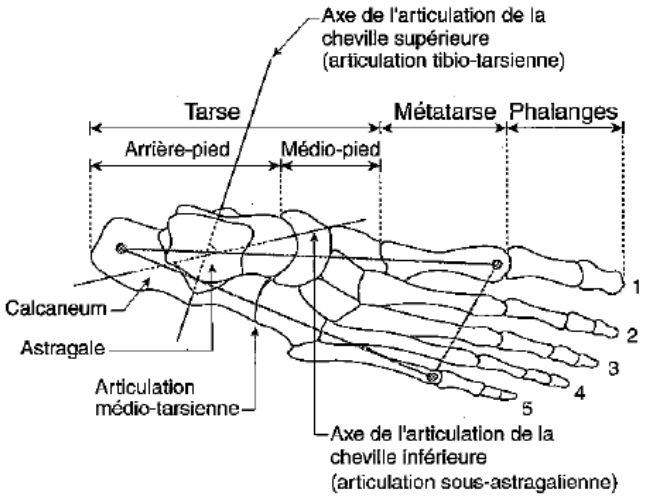


Figure 1.3 : Squelette et articulations du pied en face dorsale (d'après Bouisset, 2002)

Chaque pied possède ainsi, grâce à ces différentes articulations, trois degrés de liberté possible (flexion / extension, adduction / abduction, rotation interne /externe) à la cheville. Sans oublier les phalanges, qui permettent une flexion / extension et adduction / abduction des orteils. La mobilisation de ces articulations est possible par l'intervention de douze muscles extrinsèques (dont les corps musculaires sont à la jambe et dont les tendons se terminent au pied) et de dix-neuf muscles intrinsèques (dont les corps musculaires et les tendons sont situés dans le pied).

1.3. La sole plantaire

Le pied est composé de structures complexes, permettant de supporter et de répartir les contraintes qui lui sont appliquées lors de la phase d'appui. Le premier impact, engendré par le contact du pied avec le sol, entraîne des intensités de forces importantes sous le talon pouvant représenter jusqu'à trois fois le poids du sujet (Chi and Schmitt, 2005; Whittle, 1999). L'acceptation de ces charges importantes sous le talon est permise par l'épais coussinet adipeux contenu entre la partie inférieure du calcanéum et la peau, recouvrant la totalité du talon. Il permet de protéger l'arrière-pied en diminuant l'impact des forces de réaction du sol présentes à chaque appui (Rome, 1998). Le coussinet adipeux est composé notamment de cellules adipeuses en forme de « U » placées les unes à côté des autres, orientées verticalement (figure 1.4). Ses propriétés lui confèrent des capacités de déformation importante lui permettant de résister aux fortes contraintes (Rome, 1998).

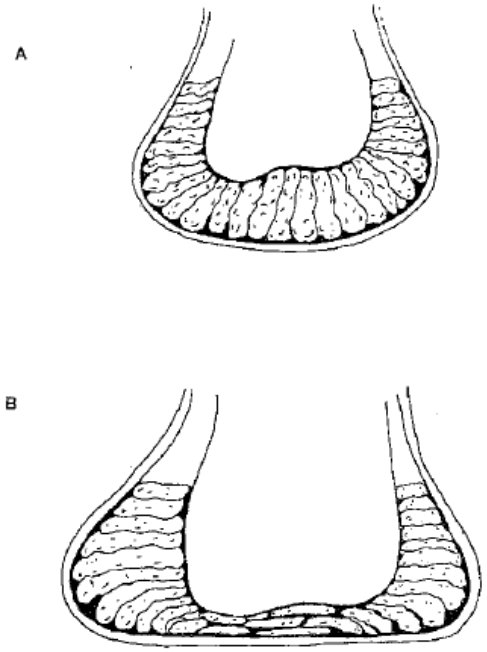


Figure 1.4 : Les propriétés mécaniques du coussinet adipeux. Sans (A) et avec (B) contrainte de charges (Figure de Rome, 1998).

Gefen et al. (2001) ont observé une déformation du coussinet adipeux importante lors de la mise en charge avec une diminution de près de 40% de son épaisseur par rapport à celle observée sans charge chez des sujets sains. De plus, le coussinet adipeux permet de protéger le système musculo-squelettique par absorption des chocs et par répartition des pressions. Gefen et al. (2001) ont montré qu'il était capable d'absorber jusqu'à 19% des chocs lors d'une marche réalisée à vitesse modérée. Cependant, la détérioration du coussinet adipeux avec l'âge (dégénérescence des structures fibreuses et adipeuses) et les chocs importants à répétitions (course à pied par exemple) vont avoir pour conséquence de diminuer son épaisseur lors de la phase de mise en charge (atrophie du coussinet par dégradation des cellules) et donc de réduire sa capacité à absorber les chocs (Rome, 1998; Whittle, 1999). Cette détérioration aura pour conséquence l'apparition de douleurs par augmentation des forces de réactions appliquées sous le talon. Mais aussi l'augmentation des pics de pressions plantaires occasionnée par un

coussinet adipeux ne permettant pas de répartir de manière plus homogène les contraintes exercées sous le pied.

De plus, il existe une mobilité complexe des métatarsiens lors de la phase de propulsion, permettant à l'avant-pied de s'adapter aux irrégularités du sol. En effet, lors de la phase de mise en charge, Largey et al. (2007) ont pu observer un déplacement en adduction / supination / flexion dorsale pour les rayons latéraux, et en adduction / supination / flexion plantaire pour les rayons médiaux. Cette adduction retrouvée pour l'ensemble des métatarsiens correspond à l'étalement de la palette métatarsienne dans le plan transversal. Il est à noter une longueur plus importante du second métatarsien par rapport aux autres, encastré à sa base entre les cunéiformes médial et latéral, représenté comme l'axe fixe de l'avant-pied (Largey et al., 2007). Hayafune et al. (1999) et Chen et al. (2001) ont observé des valeurs de pics de pressions plus élevées sous la tête du second métatarsien lors de la phase de propulsion expliquées par des forces plus élevées permises par sa rigidité. C'est l'ensemble de ces structures qui vont entraîner une fonction dynamique du pied complexe. Bien évidemment, une troisième structure va permettre de faire le lien entre l'arrière et l'avant-pied, et aura une conséquence sur cette fonction dynamique du pied, à savoir la voûte plantaire.

1.4. La voûte plantaire

L'ensemble des structures ostéo-articulaires, ligamentaires et musculaires du pied forment la « voûte plantaire », concave en caudale, reposant à l'arrière sur la tubérosité postérieure du calcanéus et à l'avant sur la tête du 1er et du 5ème métatarsien. Elle permet la souplesse du pied lors de la marche grâce à son rôle amortisseur. Elle est formée par trois arches, dont deux se situant sur le plan sagittal (l'arche externe et interne) et une sur le plan frontal (arche antérieure) :

L'***arche interne*** est la plus longue et la plus haute (dont la clé de voûte correspond à l'os Scaphoïde), s'étendant de la tête du 1er métatarsien au processus du calcanéus. Elle est composée, du bord antérieur au bord postérieur du pied, du 1er métatarsien, du 1er cunéiforme, du Scaphoïde, du Talus et du Calcanéus. Sa concavité est maintenue grâce à l'intervention de nombreux ligaments (cunéo-métatarsien, scapho-cunéen, calcanéo-scaphoïdien inférieur, talo-calcanéen) qui résistent aux efforts violents et de courte durée, mais aussi de muscles s'opposant aux déformations de durées prolongées (tibial postérieur, long fibulaire, long fléchisseur de l'hallux aidé du long fléchisseur des orteils, abducteur de l'hallux) (Kapandji, 2009, p.236).

L'***arche externe*** est moins longue et moins haute que l'arche interne (dont la clé de voûte correspond au grand processus du calcanéum), s'étendant de la tête du 5ème métatarsien au processus du calcanéus. Elle est composée, du bord antérieur au bord postérieur du pied, du 5ème métatarsien, de l'os Cuboïde et du Calcanéus. Il s'agit d'une arche plus rigide permise par l'intervention d'un ligament puissant (grand ligament calcanéo-cuboïdo-métatarsien plantaire) et de trois muscles (court fibulaire, long fibulaire, abducteur du 5ème orteil) qui forment les « *tendeurs actifs* » de cette arche (Kapandji, 2009, p.238).

L'***arche antérieure*** est la plus courte et la plus basse (dont la clé de voûte correspond à la 2ème tête métatarsienne), s'étendant de la tête du 1er métatarsien à la tête du 5ème métatarsien. Elle possède une faible concavité permise par le ligament intermétatarsien et le faisceau transverse de l'adducteur de l'hallux. Mais ces structures anatomiques sont peu puissantes et ont pour conséquence d'entraîner une arche majoritairement « *effondrée* », créant un avant-pied plat (Kapandji, 2009, p.240). L'arche antérieure est constituée de cinq rayons métatarsiens. Le premier rayon correspond à l'angle entre le sol et la tête du 1er métatarsien (angle de 18 à 25°).

Cet angle diminue successivement du 2ème au 5ème rayon (angle de 15° pour le 2nd rayon; 10° pour le 3ème rayon ; 8° pour le 4ème rayon et de 5° pour le 5ème rayon).

De nombreuses contraintes sont appliquées sous le pied lors de la phase d'appui. Si ces dernières deviennent trop importantes, liées par exemple à des anomalies au niveau de la voûte plantaire, elles vont avoir des répercussions sur l'intégrité tissulaire et entraîner des douleurs plantaires. Pour cela, l'analyse de la répartition des pressions plantaires sous la sole plantaire (baropodométrie) est très largement réalisée dans le domaine clinique. Elle permet d'apporter des informations très précises et détaillées sur les contraintes appliquées sous l'ensemble du pied. Le développement de matériels de baropodométrie de plus en plus perfectionnés ont vu le jour ces dernières années, permettant des analyses plus précises des pressions plantaires que ce soit dans des tâches posturales ou bien de marche.

1.5. La baropodométrie

1.5.1. *Les systèmes de baropodométrie*

Les plateformes de pressions sont les plus utilisées dans le domaine médical, notamment en podologie. Elles sont recouvertes d'une nappe de capteurs de pressions transmettant les enregistrements via un câble, ou Bluetooth, vers un ordinateur contenant le logiciel de traitement des données. Il existe différentes tailles de plateformes. Les plus petites (dimensions de 530 × 600 × 45 mm recouverte de 2304 capteurs résistifs par exemple pour la Win-pod®, Medicapteurs©, France) permettent une analyse des pressions plantaires en statique (le sujet est debout, les deux pieds sur la plateforme) ou en dynamique (le sujet marche sur la plateforme de pressions). Pour cette dernière, l'enregistrement sur ces modèles de plateformes de pressions ne peut se réaliser que sous un seul pied.

Figure 1.5 : Analyse lors d'une tâche de marche à partir de la Win-pod® (Médicapteurs©)

Des plateformes de pressions plus longues (dimensions 1115 × 652 × 30mm recouverte de 12 288 capteurs résistifs par exemple pour la Win-track®, Medicapteurs©, France) ont été développées pour une analyse des pressions plantaires sur plusieurs appuis consécutifs.

Figure 1.6 : Enregistrement des pressions sur 3 appuis consécutifs à l'aide de la Win-Track® (Médicapteurs©)

Cependant, l'enregistrement des pressions plantaires à partir de ces plateformes de pressions reste limité à seulement quelques appuis (3 appuis par exemple pour la Win-Track®). Pour cela, des pistes de marche entièrement recouvertes de capteurs de pressions ont été développées. Il existe, par exemple, le système GAITRite qui est un tapis transportable, entièrement recouvert de capteurs résistifs. Il existe sous différentes longueurs allant de 518cm (dont 427cm de longueur active) à 884cm (dont 793cm de longueur active), permettant une analyse des paramètres spatio-temporels de la marche et des pressions plantaires de chacun des appuis réalisés.

Les enregistrements réalisés à partir de ces matériels de baropodométrie doivent obligatoirement être réalisés pieds nus, ne permettant pas d'observer la répartition des pressions sous le pied lorsque celui-ci se trouve dans la chaussure. Or, l'analyse chaussée peut s'avérer importante. C'est notamment le cas lorsqu'il s'agit d'analyser l'impact d'une chaussure orthopédique sur la marche du patient, afin d'apprécier si une réorganisation des pressions plantaires est observée et si celle-ci peut être bénéfique pour le patient. De plus, les patients réalisent les tâches du quotidien chaussés. Chez des patients « chuteurs » il est préférable d'observer les pressions plantaires avec les chaussures qu'ils utilisent au quotidien afin de savoir si celles-ci sont une des causes de ces chutes. Pour cela, des systèmes de pressions plantaires de plus en plus performants ont été développés ces dernières années. Ils sont formés d'une paire de semelle pouvant être soit entièrement recouverte d'une nappe de capteurs (Hurkmans et al., 2003; Maetzler et al., 2010; Martínez-Nova et al., 2007; Putti et al., 2007; Ramanathan et al., 2010), soit composée d'un nombre de capteurs isolés pouvant varier selon le modèle (Macleod et al., 2014; Perrier et al., 2014; Yang et al., 2012). Ces semelles sont reliées à un boîtier qui permet soit de stocker les informations en mémoire pour une analyse ultérieure, soit de les envoyer via une connexion Bluetooth à un ordinateur ou un smartphone pour être traitées en temps réel. Les semelles entièrement recouverte d'une nappe de capteurs sont directement mises dans la chaussure. Pour celles composées de capteurs isolés, ces derniers sont fixés directement sur une semelle de confort et placés entre la semelle et la chaussure afin de les protéger. Ces systèmes permettent d'enlever toutes contraintes filaires, et d'amener les patients à ne pas se focaliser sur le système placé dans la chaussure. Il est ainsi possible d'enregistrer les pressions plantaires chez des patients chaussés, dans leurs tâches du quotidien, et ce sur un nombre illimité d'appuis.

1.5.2. *L'empreinte plantaire*

La baropodométrie renseigne sur la distribution des pressions plantaires enregistrée lors d'une analyse posturale et/ou de marche, à l'aide des capteurs de pressions répartis sur l'ensemble de la surface active de la plateforme de pressions. Une empreinte plantaire est obtenue sous forme de cartographie couleur selon l'intensité de la pression exercée par le pied sur chacun de ces capteurs (figure 1.7). Généralement, une pression très faible est représentée par la couleur bleue, qui bascule au jaune lorsque la pression est modérée, puis au rouge lorsque la pression est importante (point d'hyperpression).

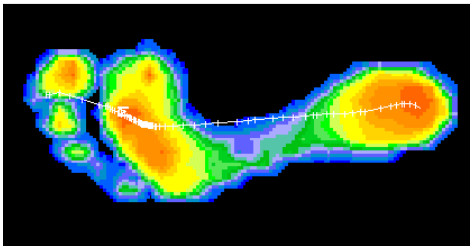


Figure 1.7 : Empreinte plantaire sous forme de cartographie couleur obtenue lors d'une tâche de marche (Win-pod®, Medicapteurs©)

La baropodométrie est très largement utilisée au sein des structures médicalisées, telles qu'en podologie et dans les services de médecine physique et de réadaptation. Elle a pour objectif d'analyser les aspects anatomiques et fonctionnels de la sole plantaire en détail. Tels que, par exemple, observer des zones d'hyperpressions anormales, la présence d'un pied plat ou d'un pied creux (figure 1.8) à partir du calcul de l'« Arch Index » (Cf. partie 1.5.3.d).

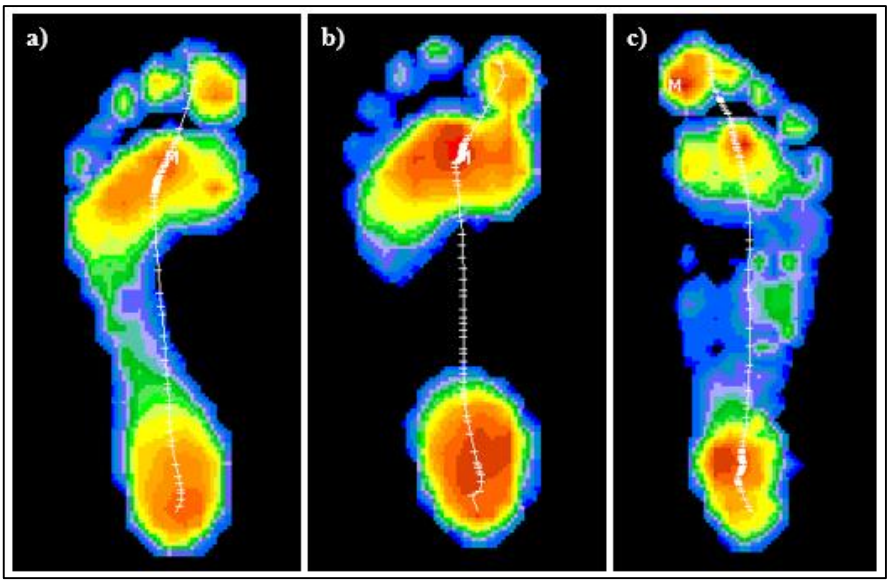


Figure 1.8 : Modèles d'empreintes plantaires sous forme de cartographie couleurs obtenues lors d'une tâche de marche (Win-pod®, Medicapteurs©) : a) Pied « normal » ; b) Pied creux ; c) Pied plat. La ligne blanche représente la direction du barycentre des pressions durant l'appui.

1.5.3. *L'analyse baropodométrique*

Plusieurs paramètres peuvent être obtenus et analysés à partir de l'enregistrement des pressions plantaires. Dans le domaine médical, ils permettent de juger de l'efficacité d'une intervention chirurgicale, de valider la robustesse d'un protocole de rééducation sur une population ciblée, de mieux comprendre les paramètres biomécaniques impactés par une maladie afin de mieux l'appréhender et d'avoir des marqueurs permettant de les anticiper. Dans le domaine sportif, ils permettent d'améliorer un geste technique, de comprendre les mécanismes qui ont entraîné une blessure afin de jouer un rôle préventif. Dans cette sous-partie, seront présentés uniquement les paramètres analysés durant cette thèse afin de ne pas alourdir le manuscrit.

a) Le barycentre des pressions

Il est ainsi possible d'analyser la trajectoire du barycentre des pressions (BoP) sur l'axe antéro-postérieur (y) et l'axe médio-latéral (x) dont l'équation est la suivante :

$$X_{BoP} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i \,.\, Fz_i}{Fz} \quad (1) \qquad \text{et} \qquad Y_{BoP} = \frac{\sum_{i=1}^{n} y_i \,.\, Fz_i}{Fz} \quad (2)$$

Où ($\boldsymbol{X_{BoP}}$, $\boldsymbol{Y_{BoP}}$) est la position à chaque instant du BoP sur les axes médio-latéral et antéro-postérieur ; ($\boldsymbol{x_i}$, $\boldsymbol{y_i}$) est la position du centre du capteur $\boldsymbol{i}$ sur les axes médio-latéral et antéro-postérieur ; $\boldsymbol{Fz_i}$ est la force de réaction verticale appliquée sur le capteur $\boldsymbol{i}$; et $\boldsymbol{n}$ est le nombre total de capteurs activés.

Sa trajectoire permet d'apprécier l'équilibre des patients atteints de troubles locomoteurs, par exemple les patients hémiplégiques (Robain et al., 2006). Mais aussi de comprendre l'apport des informations visuelles sur l'équilibre postural de patients atteints de spondylarthrite ankylosante en comparant la trajectoire du BoP obtenue les yeux ouverts par rapport aux yeux fermés (De Nunzio et al., 2015). La trajectoire du BoP donne des informations sur les différentes étapes de la phase d'appui, et s'avère essentielle pour détecter une absence de contact sous certaines zones de la sole plantaire.

b) <u>Les pics de pressions plantaires</u>

Une pression (Pascal) est une force (Newton) distribuée sur une surface (m²) et, d'après la première loi de Newton, la force correspond à l'accélération ($m.s^{-2}$) d'une masse (kg). Un Pascal correspond donc à 1 $kg.m.s^{-2}.m^{-2}$ ou 1 $kg.m^{-1}.s^{-2}$. La formule du pic de pression correspond à une force ($kg.m.s^{-2}$) exercée sur une surface (m²).

Les données de pics de pressions plantaires permettent de détecter les zones présentant des hyperpressions anormales, ou à l'inverse une absence de pression. Ces pics de pressions peuvent être analysés sous la totalité de l'empreinte plantaire (Ferreira et al., 2013) ou sous

différentes régions déterminées à l'aide d'une division de l'empreinte plantaire. La division la plus simple consiste à découper l'empreinte en 2 régions distinctes, à savoir l'avant-pied et l'arrière-pied. Elle permet ainsi d'analyser les pressions exercées lors de la phase d'amortissement puis de propulsion du pied (Bacha et al., 2015; Bravo-Aguilar et al., 2016; Cuccia, 2011). La plus répandue correspond à découper l'empreinte plantaire en 3 régions qui sont : le talon ; le médio-pied ; l'avant-pied (Sawacha et al., 2012). Elle permet d'apprécier les différentes étapes de la phase d'appui allant du contact talon au décollement des orteils, tout en prenant en compte les différences morphologiques se situant principalement sous la partie du médio-pied et pouvant influencer les pics de pressions (pied plat, pied creux par exemple). Plus l'empreinte plantaire est découpée en différentes régions, et plus l'analyse des pics de pressions peut être pertinente et précise selon la pathologie rencontrée. C'est le cas lorsqu'il est important d'observer l'impact d'une orthèse / prothèse sur la répartition des pressions plantaires. Il est primordial qu'elle n'entraîne pas la création de points de surpressions pouvant engendrer des douleurs, voire une atteinte des tissus. Cela est d'autant plus vrai, lorsque l'analyse des pressions est réalisée chez des patients diabétiques ayant une perte nociceptive (Robinson et al., 2013).

c) Force de réaction verticale (Fz)

A partir de l'enregistrement des courbes de réponses des capteurs, il est possible de déterminer différents paramètres relatifs au temps sous chacune des régions tels que le temps d'activation des différents capteurs, si l'empreinte plantaire a été divisée en plusieurs régions (Bravo-Aguilar et al., 2016; Robinson et al., 2013), ou sous l'ensemble du pied (Bacha et al., 2015). A partir de ce temps d'activation, il est possible de déterminer l'intégrale du temps de la pression (Pressure Time Integral) qui correspond à la somme des pics de pressions au cours du temps ($PTI = \sum PP_i \times \Delta t$). Mais aussi l'intégrale du temps de la force (Force Time Integral)

qui correspond à l'intégrale de la force au cours du temps ($FTI = \int F \times \Delta t$). Le PTI permet d'évaluer la charge appliquée sous la sole plantaire, cependant il ne permet pas de prendre en compte la surface mise en jeu. De plus, le FTI représente la quantité de force appliquée sur une durée. Sa valeur ne permet pas de juger de l'impact des pressions exercées sous une zone du pied. En effet, une valeur élevée du FTI ne sera pas forcément liée à des risques de surcharges sous cette zone pouvant entraîner des dommages au niveau des tissus. Il faut prendre en compte la surface de cette zone. Plus les forces appliquées sur une petite surface seront importantes, et plus les risques de lésions seront importants. Pour cela, Melai et al. (2011) ont développé un algorithme permettant de prendre en compte la quantité de charge appliquée par rapport à la surface de la zone mise en jeu : PTI_F = FTI/S ; où S représente la surface de la zone activée. De plus, il est possible de déterminer la force de réaction verticale (Fz) afin d'observer l'évolution de cette dernière au cours de la phase d'appui. L'objectif étant d'obtenir une courbe présentant un double pic, dont le premier correspond à la phase de mise en charge du talon et le second au décollement des orteils lors de la phase de propulsion. Cette Fz permet d'apprécier s'il existe une anomalie lors des trois phases principales de la phase d'appui et de pouvoir déterminer à quel moment cela se produit.

d) « Arch Index » : Anomalies de la voûte plantaire et pressions plantaires

La morphologie de la voûte plantaire joue un rôle important dans la répartition des pressions plantaires. Des études se sont intéressées plus précisément à l'arche longitudinale pour permettre de classifier les différents types de pieds existants (Cavanagh and Rodgers, 1987; Chu et al., 1995; McCrory et al., 1997; Saltzman et al., 1995; Staheli et al., 1987). Pour définir cette arche, Cavanagh & Rodgers (1987) ont développé le calcul de l'« Arch Index » (AI) (Cf. Cavanagh & Rodgers 1987). En fonction de la valeur de l'AI, 3 catégories de pieds ont été différenciées : 1. Le pied « Creux » caractérisé par une arche élevée correspondant à une

valeur de l'AI inférieure ou égale à 0.21 ; 2. Le pied « Normal » caractérisé par une arche normale correspondant à une valeur de l'AI comprise entre 0.22 et 0.26 ; 3. Le pied « Plat » caractérisé par une arche très faible correspondant à une valeur de l'AI supérieure ou égale à 0.26.

Des études ont démontré que la distribution des pressions plantaires se voit être significativement modifiée sous les pieds plats et creux. Fernandez-Seguin et al. (2014) ont comparé les pressions enregistrées sous des pieds normaux (PN) à celles enregistrées sous des pieds creux (PC) lors d'une tâche de marche (Fernández-Seguín et al., 2014). Leurs résultats ont montré des pressions significativement plus élevées sous la tête du 1er (PN = 55.56 ± 3.53 kPa ; PC = 99.12 ± 4.25 kPa), du 2nd (PN = 123.03 ± 4.86 kPa ; PC = 158.36 ± 6.08 kPa), du 3ème (PN = 157.44 ± 3.06 kPa ; PC = 186.44 ± 6.72 kPa) et du 4ème métatarsien (PN = 114.98 ± 3.22 kPa ; PC = 147.21 ± 7.26 kPa) d'un pied creux. Ledoux and Hillstrom (2002) ont comparé les trajectoires du centre des pressions (CoP) obtenues sous des pieds plats à celles obtenues sous des pieds normaux. Ils ont calculé l'indice d'excursion du CoP (CPEI, cf. Ledoux and Hillstrom, 2002), dont la fonction première est de déterminer des pronations excessives du pied. Plus la valeur du CPEI est faible, plus la pronation du pied sera importante, expliquée par une déviation latérale du CoP quasi-inexistante. Leurs résultats ont montré une valeur de CPEI significativement diminuée ($p = 0.0314$) pour les pieds plats (16.23 s.u) par rapport aux pieds normaux (20.17 s.u). Cette pronation plus importante rencontrée chez des individus ayant les pieds plats a pour impact de modifier la répartition des pressions plantaires.

L'analyse de ces différents paramètres devient plus compliquée lorsque le système de pressions plantaires utilisé est composé de capteurs isolés. Une des difficultés repose sur la pertinence de leur positionnement sous la sole plantaire, ou sur la semelle de confort. Cela est

d'autant plus vrai lorsque le nombre de capteurs composant la semelle est réduit. Un nouveau système embarqué de pressions plantaires (W-inshoe®, développé par la société Médicapteurs©, Balma, France) a été utilisé pour cette thèse. Il est composé de deux nappes possédant 9 capteurs isolés chacune reliée à un boîtier. La première partie de cette thèse est consacrée au développement et à la validation d'une méthode de placement des capteurs de pressions qui permette d'obtenir une mesure de pressions plantaires réaliste lors de la marche.

2. Présentation du système embarqué de pressions plantaires : Le « W-inshoe® »

L'objectif de cette seconde partie est de présenter l'ingénierie consacrée au développement du système W-inshoe®, de sa conception à sa validation, et au logiciel qui permet son utilisation à des fins de retour d'information et de mesure.

2.1. Ingénierie du matériel

2.1.1. *Les capteurs de pressions*

Des capteurs de pressions spécifiques ont été développés pour correspondre aux contraintes présentes entre le pied et la semelle. Pour cela, un modèle de capteurs a été choisi parmi plusieurs capteurs proposés par la société IEE. Il s'agit de capteurs de pressions FSR (Force Sensing Resistor) ayant pour avantages d'être très fins, peu onéreux, robustes (fiables jusqu'à 1 millions d'activations). L'épaisseur de ces capteurs est de 0.5mm pour un diamètre de 16mm, et le diamètre de la surface active est de 14.3mm (figure 1.9). Ils peuvent supporter des pressions allant de 9.8 kPa à 785 kPa, et des températures allant de -40°C à +85°C.

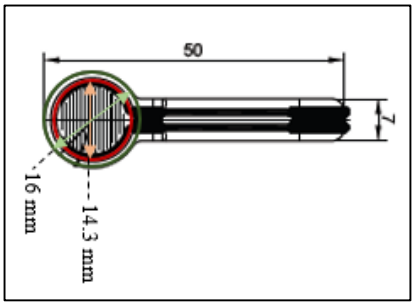


Figure 1.9 : Dimensions du capteur FSR. Apparaît en vert le diamètre total du capteur et en rouge celui de la surface active

Chaque capteur est calibré individuellement à l'aide d'une presse d'étalonnage, afin d'obtenir une réponse précise. Le calibrage va permettre à la mesure du capteur (échelle électrique) d'être quantifiée selon une échelle de mesure de contrainte (échelle mécanique), et

ainsi de déterminer selon une unité scientifique (Système International) les contraintes exercées dans la chaussure. Dans notre cas, il s'agit de pouvoir quantifier la pression exercée par le pied sur le sol exprimée en kiloPascal (kPa). Les capteurs n'ont pas une réponse strictement « linéaire », c'est-à-dire que la valeur électrique mesurée par le capteur n'est pas proportionnelle à la pression exercée. De plus, un phénomène d'hystérésis peut être observé et doit être lui aussi pris en compte pour obtenir la courbe de réponse du capteur. Ce phénomène correspond à la différence des valeurs mesurées par le capteur lors de la mise en charge (valeurs croissantes) et celles mesurées lors de la décharge (valeurs décroissantes). Il permet d'apprécier la qualité du capteur à se relâcher lorsqu'il n'est plus mis en tension (figure 1.10).

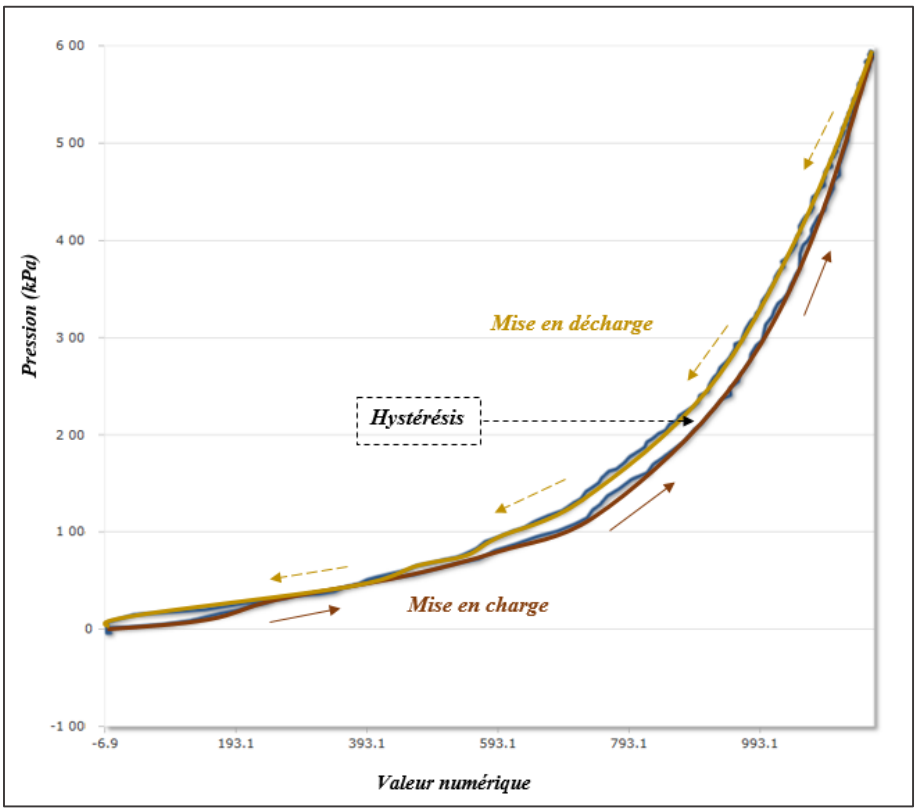


Figure 1.10 : Phénomène d'Hystérésis des capteurs FSR du W-inshoe®

Pour cela, un logiciel faisant le lien entre la valeur électrique mesurée et la pression exercée a été développé par l'entreprise Medicapteurs©. Il permet de déterminer des coefficients de corrections pour chaque capteur qui sont sauvegardés et ainsi d'obtenir la courbe

de réponse de chacun des capteurs (figure 1.11). Attention, l'unité de pression choisie par l'entreprise est le grammeForce (gF). Tout au long de cette thèse en sciences, des conversions ont été réalisées afin d'exprimer les pressions en kPa.

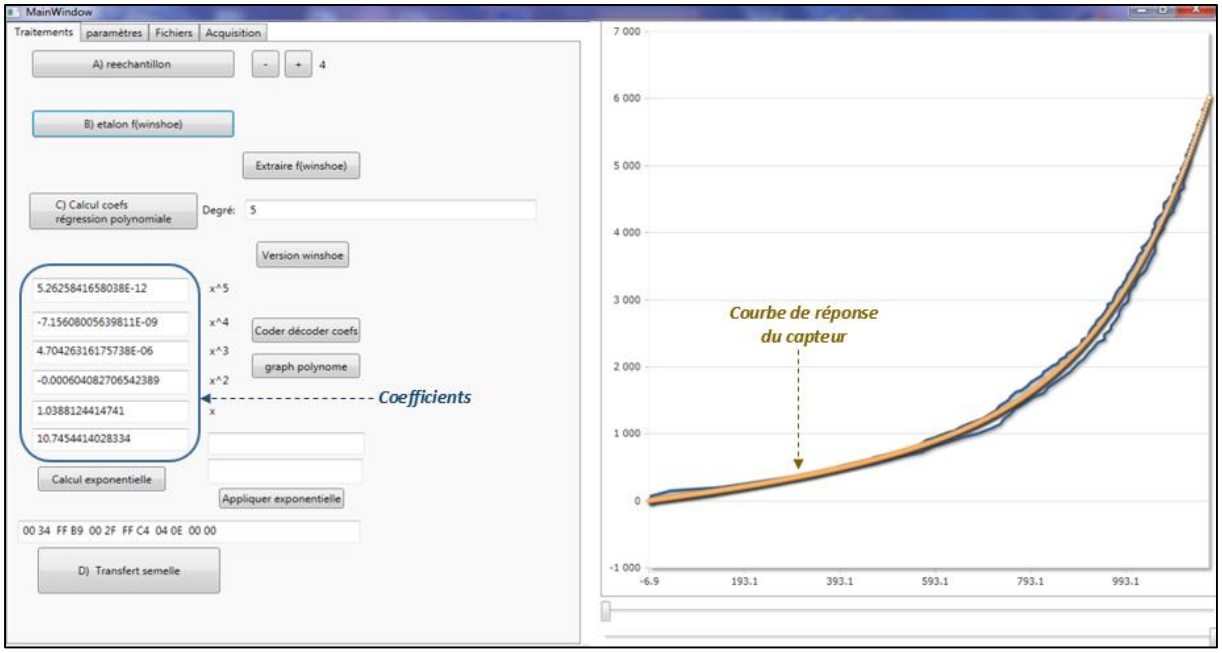


Figure 1.11 : Logiciel de calibrage des capteurs FSR (Medicapteurs©)

Les coefficients correcteurs de chacun des capteurs sont enregistrés dans une puce mémoire se trouvant à l'intérieur de la prise de chaque nappe de capteurs (figure 1.12). Ainsi, ces coefficients peuvent être utilisés lors de chaque enregistrement.

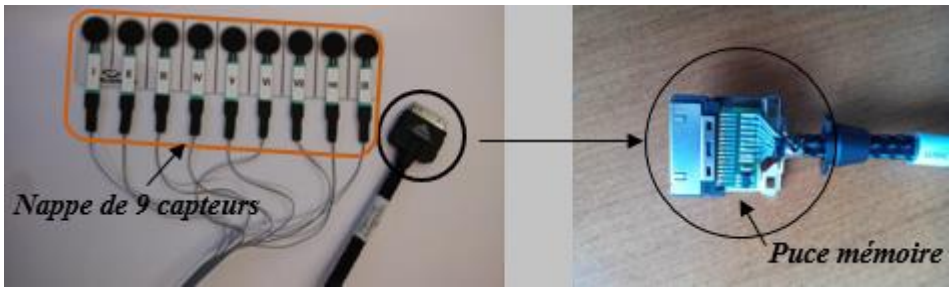


Figure 1.12 : Système composé d'une nappe de 9 capteurs reliée à une puce mémoire

2.1.2. *La carte d'acquisition électronique*

Une carte électronique a été créée par l'entreprise Medicapteurs©. Elle permet l'acquisition et le conditionnement des données de chaque nappe de capteurs, et permet de sauvegarder les mesures dans une mémoire interne. Elle transmet aussi ces données vers l'ordinateur où elles sont traitées et affichées en temps réel. L'autonomie des boîtiers est permise grâce à des batteries lithium-ion sécurisées (figure 1.13). Un système de charge est intégré à la carte. Seul un adaptateur secteur est nécessaire pour permettre la recharge de la batterie.

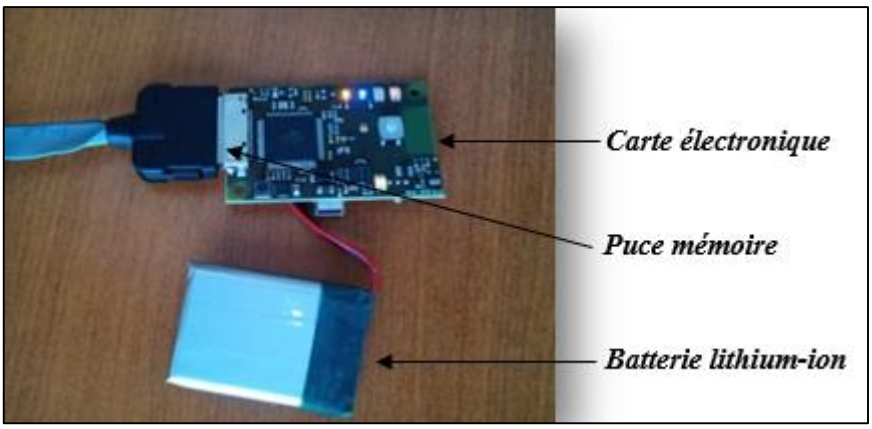


Figure 1.13 : Carte d'acquisition électronique du système W-inshoe®

Un boîtier sur mesure permet de recouvrir et protéger l'électronique, mais surtout permet la fixation du système sur la chaussure sans gêner le patient (figure 1.14). Les dimensions du boîtier sont les suivantes : 65mm × 45.5mm × 18.3mm, pour un poids total de 50g. Un bracelet à scratch peut être utilisé afin de fixer le système autour de la cheville, notamment lors de l'analyse de la marche pieds nus (les capteurs sont collés directement sur la plante du pied), libérant le patient de toutes contraintes matérielles.

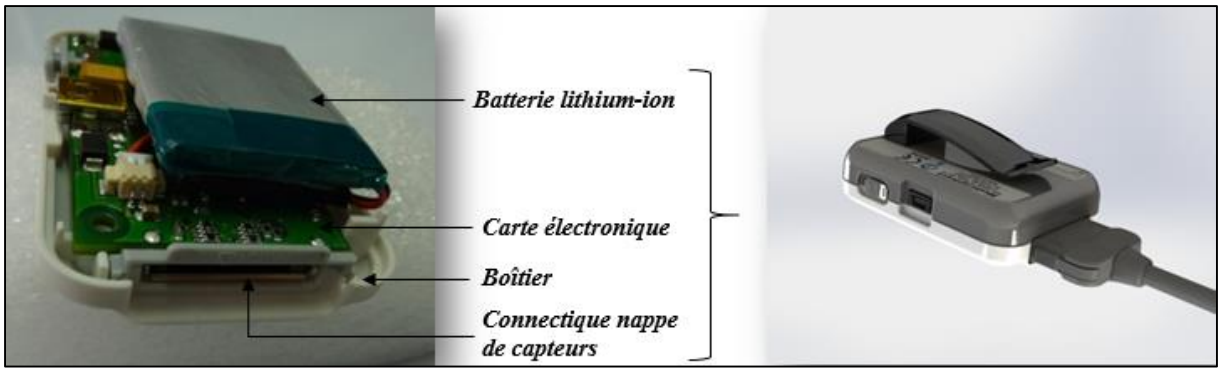


Figure 1.14 : Boîtier protégeant les composants électroniques du système W-inshoe®

De plus, une communication sans fils (Bluetooth V2) permet d'envoyer les données en temps réel sur un ordinateur se trouvant à distance. Cela permet une compatibilité avec un ordinateur et une tablette sans l'ajout d'un récepteur radio. Des tests ont été réalisés afin que la communication radio soit en accord avec la législation en vigueur. Il est possible de configurer, à l'aide des boutons se trouvant sur chacun des boîtiers, le mode de transmission des valeurs de pressions. En effet, soit elles sont transmises directement par Bluetooth vers un PC pour une analyse en temps réel des pressions plantaires grâce au logiciel du système (mode temps réel), soit elles sont enregistrées et stockées dans la mémoire interne des boîtiers pour une analyse ultérieure. Dans ce dernier mode, l'acquisition des données est possible sans ordinateur. Cela permet d'utiliser le système en extérieur, pour une analyse par exemple des pressions lors de tâches quotidiennes. La figure 1.15 suivante illustre la fonction des différents voyants et boutons composant chacun des boîtiers.

Figure 1.15 : Explication des différents boutons et voyants composant chaque boîtier

2.2. Ingénierie du logiciel W-inshoe®

Un logiciel permettant de recevoir et traiter les données de pressions transmises sans fil à l'aide de la carte embarquée a été développé. Il permet d'afficher les valeurs des capteurs enregistrées pendant la marche, par exemple, tout en permettant des analyses automatisées qui synthétisent les données. Cela permet d'orienter le praticien (podologues, kinés ou médecins spécialisés) dans son diagnostic en recueillant uniquement les mesures qui les intéressent.

L'interface homme-machine a été pensée dans un souci d'efficacité et d'ergonomie. Il est ainsi très simple de déterminer les temps d'appuis et les pressions exercées sous chaque zone du pied (figure 1.16). L'intérêt principal est de pouvoir, grâce à ces données, quantifier la marche de chaque patient et ainsi de détecter une boiterie ou d'éventuels points d'hyperpressions non décelables à l'œil nu. De plus, cela va apporter des données essentielles aux podologues pour la fabrication de semelles orthopédiques.

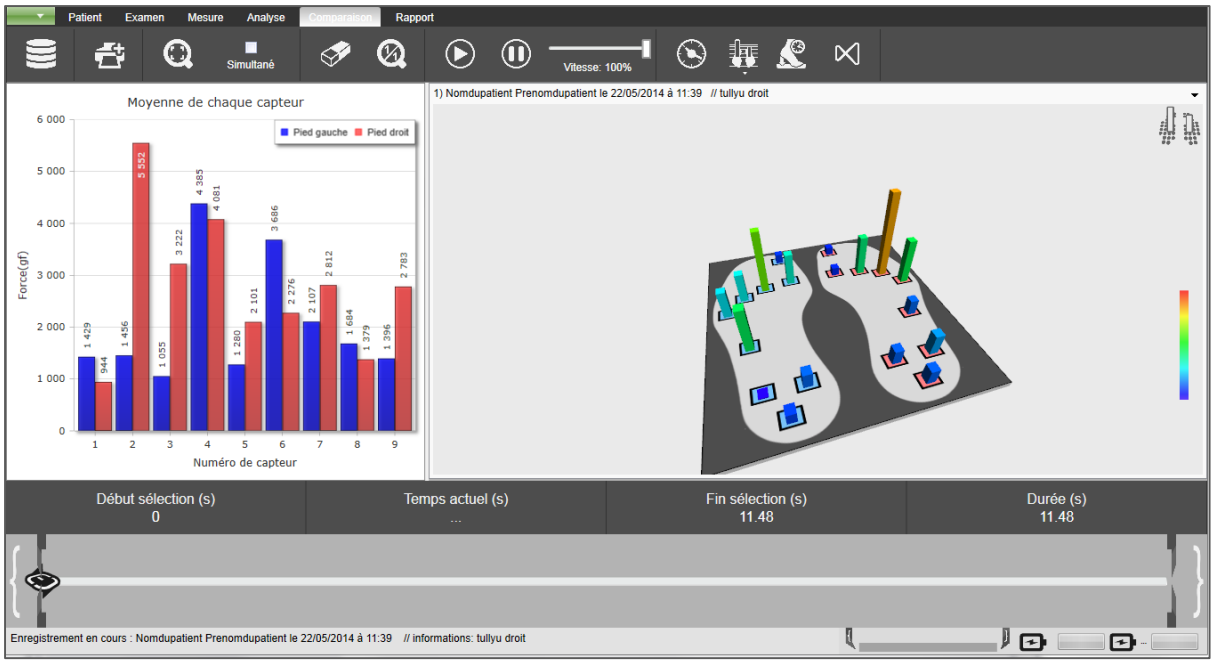


Figure 1.16 : Interface du logiciel lors d'un enregistrement des pressions plantaires.

Enfin, le logiciel permet de créer des rapports complets (figure 1.17) afin de maintenir une trace de l'examen à la fois pour le patient et le praticien, mais surtout de créer un support de communication entre différents intervenants de la santé (médecin généraliste, kiné, podologue, ergothérapeute, médecins spécialisés en médecine physique et de réadaptation…).

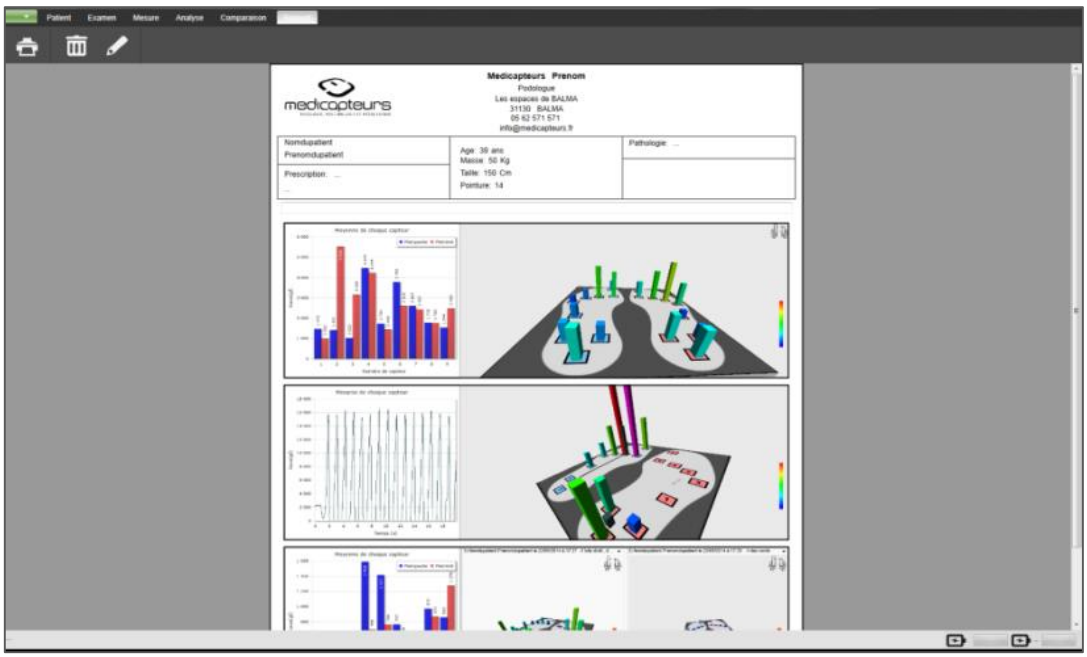


Figure 1.17 : Exemple d'un rapport à la suite de l'examen d'un patient.

Tout au long de cette thèse, ce logiciel a été utilisé afin d'extraire les données des pressions plantaires. Le système embarqué est composé de 2 nappes de capteurs (1 nappe par pied), chacune reliée à 9 capteurs de pressions isolés. La première partie de cette thèse a consisté à développer une méthode afin de placer ces capteurs de manière pertinente sous la sole plantaire. L'objectif de cette méthode étant d'obtenir une analyse précise des pressions plantaires à partir d'un système embarqué, pouvant s'adapter à n'importe quelle utilisation et à n'importe quel environnement. Plusieurs étapes, détaillées dans la partie suivante, ont dû être réalisées pour parvenir à cet objectif.

3- Développement et validation à partir des pics de pressions plantaires d'une méthode de placement de capteurs isolés

3.1. Introduction

Le développement des systèmes embarqués d'analyse des pressions plantaires a considérablement augmenté ces dix dernières années. L'objectif de ces systèmes est de libérer les personnes de toutes contraintes matérielles grâce à une semelle intégrant des capteurs de pression, placée dans la chaussure. A l'aide d'un boîtier enregistrant les données obtenues via les capteurs, ces systèmes embarqués permettent un suivi des pressions plantaires de patients présentant des troubles de la marche. Ce suivi peut être ainsi réalisé dans des conditions écologiques aussi bien au laboratoire que dans des structures cliniques ou à domicile pour une analyse des pressions au quotidien (Crea et al., 2014; Cristiani et al., 2014; Howell et al., 2013; Macleod et al., 2014; Saito et al., 2011). Ces différents modèles de systèmes embarqués peuvent être regroupés en deux catégories selon le nombre et l'organisation des capteurs présents sur la semelle. La première catégorie regroupe les semelles entièrement recouvertes d'une matrice de capteurs (Hurkmans et al., 2003; Maetzler et al., 2010; Martínez-Nova et al., 2007; Putti et al., 2007; Ramanathan et al., 2010). Leur atout est de pouvoir analyser les pressions exercées sous l'ensemble du pied évinçant toutes contraintes de placement des capteurs. La seconde catégorie regroupe les semelles possédant un nombre de capteurs réduit, souvent placés au niveau de repères anatomiques (Macleod et al., 2014; Perrier et al., 2014; Yang et al., 2012). Cependant, ce placement reste peu précis car les points de repères sont déterminés par palpation, notamment lorsque les capteurs sont fixés directement sous le pied (capteurs isolés). Si ces derniers sont fixés sur une semelle, la précision du placement des capteurs est diminuée ayant pour impact d'augmenter les erreurs de mesures lors de l'analyse des pressions plantaires. Howell et al. (2013) ont mis en place une méthode ayant pour objectif de positionner douze capteurs sur une

semelle. Pour cela, ils ont réalisé une première étape consistant à recouvrir une semelle de 32 capteurs placée dans une chaussure. Les sujets, équipés de ces semelles, ont dû réaliser une tâche de marche. Ils ont ainsi recueilli les données de pressions enregistrées par chaque capteur et pu déterminer les douze zones où les pics de pressions étaient les plus importants. Afin de déterminer la cohérence de ce placement, ils ont comparé la force de réaction verticale et le moment résultant à la cheville calculés à l'aide des données enregistrées par les capteurs à ceux calculés à l'aide d'une plateforme de forces. Les auteurs ont obtenus des résultats satisfaisants, permettant de renforcer la fiabilité des systèmes embarqués dans l'analyse de certains paramètres de la marche tels que le moment à la cheville et la force de réaction verticale. Cependant, deux limites au sein de leur protocole peuvent être soulignées dans cette étude : 1. Les volontaires recrutés devaient avoir la même pointure. 2. Une seule configuration de positionnement a été testée afin de placer les 12 capteurs sur la semelle, et cela sans prendre en compte les différences en termes de morphologie de pied pouvant exister entre les volontaires. En effet, la position de ces 12 pics de pressions peut être modifiée d'un individu à l'autre selon la façon dont le sujet déroule son pied durant la phase d'appui (pied en antéversion ou en rétroversion par exemple), selon la morphologie du pied (pied plat ou creux par exemple), mais aussi selon si le sujet a subi un ou des traumatismes au niveau des membres inférieurs (entorses graves à répétitions par exemple) pouvant entraîner des hyper-laxités ou au contraires des raideurs, voire des interventions chirurgicales (ligamentoplastie, broches ou vis après fractures par exemple). Pour ces différentes raisons, un placement « type » (ou universel) des capteurs sous le pied pour tous les individus ne va pas permettre pas de prendre en compte la morphologie de chaque pied pour chaque personne. Il faut que ce placement soit individualisé pour chaque patient afin de s'adapter aux caractéristiques morphologiques de chaque personne.

Pour cela, nous avons développé une méthode ayant pour objectif d'optimiser le placement de plusieurs capteurs sur une semelle afin d'avoir une analyse des pressions

plantaires précise et adaptée à chaque individu. Ce travail a nécessité la mise en place de trois étapes successives dans le but d'obtenir un placement fiable et pertinent. La première étape a consisté à valider une plateforme de pressions (Win-pod®, MEDICAPTEURS©, France) utilisée dans le but de recueillir les empreintes plantaires. La seconde étape a permis de développer un algorithme afin de diviser l'empreinte plantaire enregistrée par la plateforme de pressions en 9 zones. La troisième étape a consisté à valider le positionnement de capteurs à l'aide d'une plateforme de forces. Pour cela, deux configurations de positionnement de capteurs ont été créées afin de déterminer celle qui permet d'être la plus adaptée pour une analyse précise des pressions plantaires, mais aussi de certains paramètres de la marche tels que la force de réaction verticale (Fz) et le barycentre des pressions (BoP). En effet, l'analyse du BoP est importante car elle permet d'apprécier l'équilibre des patients afin de détecter une éventuelle pathologie (Edouard et al., 2014; Qiu and Xiong, 2015; Truszczyńska et al., 2014). Il peut être utilisé dans des protocoles de rééducation par un retour en temps réel de la trajectoire du BoP (ou du centre des pressions (CoP) si le retour est réalisé à partir d'une plateforme de forces) afin de prévenir les risques de chutes (Sayenko et al., 2010, 2012; Young et al., 2011). Il peut aussi être utilisé dans l'évaluation post-opératoire d'une chirurgie orthopédique (prothèse de hanche, ligamentoplastie du genou ou de la cheville par exemple) afin d'apprécier de possibles effets positifs sur l'équilibre du patient. Ou, inversement, de mettre en avant des effets négatifs par détérioration de l'équilibre du patient (obtention d'une asymétrie plus marquée par exemple) (Macaré van Maurik et al., 2014; de Visser et al., 2001). Son analyse est principalement possible dans des laboratoires ou des structures cliniques équipées de plateforme de forces (pour les analyses du CoP) et/ou de pressions (pour les analyses du BoP), se limitant à 1 ou 2 appuis lors d'analyses de marche. De plus, la plateforme de forces est un matériel scientifique onéreux ne permettant pas à tout praticien (podologues, kinés, médecins spécialisés en médecine physique et de réadaptation, médecin libéral…) de pouvoir être équipé de tels dispositifs. Les semelles

embarquées permettraient un bon compromis en termes de rapport qualité/prix, si leur précision se rapproche de celle d'une plateforme de forces. Le développement d'une méthode robuste de placement de capteurs isolés permettrait d'améliorer la précision de ces systèmes embarqués de pressions plantaires. Ils autoriseraient ainsi le suivi du BoP, mais aussi le calcul de la Fz, grâce aux données de pressions plantaires recueillies sur plusieurs appuis successifs, et ceci lors de déplacement écologiques. Les cliniciens pourraient apprécier la récupération de leurs patients après une intervention, où bien dresser un bilan sur le degré de sévérité d'une pathologie (Christiansen et al., 2013; Nantel et al., 2008; Park et al., 2006; Talis et al., 2008).

3.2. Validation d'une plateforme de pressions pour le recueil des empreintes plantaires

La première étape a consisté à mesurer la précision d'un matériel développé et commercialisé par la société MEDICAPTEURS©. Il s'agit d'une plateforme de pressions, appelée Win-pod®. Ces données ont pour objectif l'analyse de la répartition des pressions sous le pied lors de tâches de posture et/ou de marche. Afin d'apprécier la précision de cette plateforme de pressions, le BoP (défini dans la partie 3.2.2.1) calculé à partir des données enregistrées par cette dernière a été comparé au CoP (défini dans la partie 3.2.2.1) calculé à partir des données d'une plateforme de forces AMTI lors d'une tâche de marche.

3.2.1. *Présentation de la plateforme de pressions : La « Win-pod® »*

La plateforme de pressions, de 530mm de longueur × 600mm de largeur × 45mm de hauteur, est composée de 2034 capteurs (soit 48 × 48) répartis sur une surface active de 400mm de longueur × 400mm de largeur × 0.4mm d'épaisseur (figure 1.18). Chaque capteur possède une taille de 8mm de large (de forme carrée) pour une épaisseur de 0.15mm et a la capacité d'enregistrer une pression allant de 0.4N à 100N. Il s'agit de capteurs résistifs calibrés, pouvant

supporter une température allant de -40°C à +85°C. La fréquence d'acquisition peut être réglée de 40 images/secondes à 200 images/secondes.

Figure 1.18 : Plateforme de pressions Win-pod® (Medicapteurs©, Balma, France)

La plateforme de pressions transmet, par câble USB, les informations à un ordinateur équipé du logiciel de traitement des données. Celui-ci permet une analyse détaillée, précise et simplifiée de l'ensemble des pressions enregistrées sous le pied. Elle permet de réaliser des acquisitions en statique (appui mono/bipodal), ou des acquisitions en dynamique (appui monopodal lors de la marche). Quelle que soit l'acquisition réalisée, le logiciel permet d'obtenir l'empreinte plantaire du patient présentée sous forme d'une cartographie de couleurs graduées en fonction de l'intensité de la pression exercée sur chaque capteur. Plus la pression exercée par le pied sur le capteur est faible, plus la couleur ira vers le vert/bleu. A l'inverse, plus la pression exercée par le pied sur le capteur est importante, plus la couleur ira vers l'orange/rouge. Cette échelle de couleurs permet ainsi de dresser un bilan rapide et simple des zones où les pressions sont anormalement élevées (hyperpression) ou absentes. Aucune étude validant la précision de la Win-pod® n'a encore été publiée. Une première étude a donc été mise en place afin de déterminer sa précision en comparant ses données à celles obtenues à l'aide d'une plateforme de forces.

3.2.2. *Validation de la Win-pod®*

3.2.2.1. Méthode

a) Population étudiée

Onze volontaires, âgés de 23 à 58 ans ($\bar{x}$ = 38 ± 12), ont participé à cette première étude (4 femmes, 7 hommes). Les critères d'inclusion étaient les suivants : aucune intervention chirurgicale au niveau des membres inférieurs (ligamentoplastie, fractures demandant la pose d'une vis ou d'une plaque, prothèse de hanche, de genou et de cheville), absence de pieds plats ou creux.

b) Protocole expérimental

La plateforme de pressions a été fixée, à l'aide d'un scotch à perruque placé sur les 4 coins de la plateforme et à son centre, sur une plateforme de forces (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) de 700mm de largeur × 700mm de longueur. Le but étant d'éviter un glissement de la plateforme de pressions sur la plateforme de forces sur l'axe antéro-postérieur (AP) et médio-latéral (ML) lors de la pose du pied. Une zone a été délimitée directement sur la Win-pod® afin de localiser visuellement l'emplacement exact de la matrice de capteurs (figure 1.19). Ceci a permis de valider l'essai quand le pied impactait la plateforme sans déborder de la surface active.

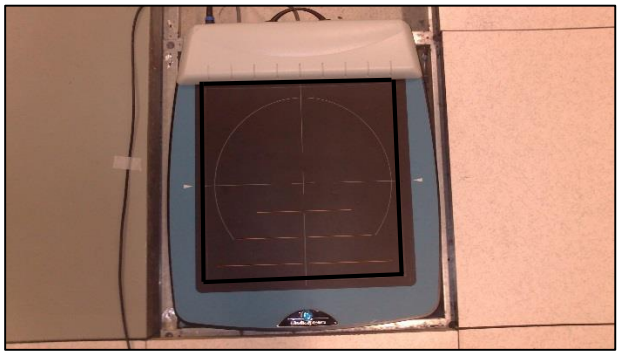


Figure 1.19 : Positionnement de la Win-pod® sur la plateforme de forces (AMTI). En trait noir est représentée la surface active de la Win-pod®.

Un couloir de marche de 10m de long, équipé d'une Win-pod® fixée sur l'AMTI, a été mis en place. Une cible a été placée sur le mur au bout du couloir de marche, et mise à hauteur des yeux de chaque participant dans le but de contraindre les sujets à marcher en regardant devant eux. Tout artéfact de ciblage de la plateforme a été ainsi évité lors de la pose du pied. Les participants avaient comme point de départ une latte placée à une distance des plateformes telle qu'elle permettait aux participants d'arriver sur ces dernières lors du 5ème appui (droit et gauche). Cette distance, différente d'un participant à l'autre, permet d'acquérir une vitesse de marche qui soit la plus reproductible entre chaque essai (Ramanathan et al., 2010). Les participants ont réalisés ce protocole pieds nus. Dix essais réussis par pied ont été retenus et les données enregistrées par la Win-pod® et la plateforme AMTI ont été traitées à l'aide de codes développés sur Scilab (5.5.0).

c) Analyse des données

La Win-pod® a permis d'enregistrer les données de pressions plantaires (à une fréquence de 100Hz) nécessaires pour calculer le BoP à l'aide des équations (1) et (2) :

$$X_{BoP} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i \,.\, Fz_i}{Fz} \quad (1) \qquad \text{et} \qquad Y_{BoP} = \frac{\sum_{i=1}^{n} y_i \,.\, Fz_i}{Fz} \quad (2)$$

Où (X_{BoP}, Y_{BoP}) est la position à chaque instant du BoP sur l'axe médio-latéral (ML) et antéro-postérieur (AP) ; (x_i, y_i) est la position du centre du capteur i sur l'axe ML et AP ; Fz_i est la force de réaction verticale appliquée sur le capteur i ; et n est le nombre total de capteurs activés.

L'utilisation de la plateforme de forces a permis d'enregistrer les 3 composantes de la force de réaction dans les 3 plans de l'espace (Fx, Fy, Fz) et les moments (Mx, My, Mz) exercés

par le pied sur le sol (à une fréquence de 1000Hz) afin de calculer le CoP à l'aide des équations (3) et (4) :

$$X_{CoP} = \frac{-My}{Fz} \quad (3) \text{ et } \quad Y_{CoP} = \frac{Mx}{Fz} \quad (4)$$

Où ($\boldsymbol{X_{CoP}}$, $\boldsymbol{Y_{CoP}}$) est la position à chaque instant du CoP sur l'axe ML et AP ; ($\boldsymbol{M_x}$, $\boldsymbol{M_y}$) sont les moments des forces de réaction et $\boldsymbol{Fz}$ la force de réaction verticale.

d) <u>Analyses statistiques</u>

Les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel STATISTICA (STATISTICA V12, StatSoft, Maison-Alfort, France). Pour tous les tests de statistiques réalisés, le test de Kolmogorov-Smirnov a été utilisé afin de vérifier la normalité des données. Les résultats ont montré que la distribution des données ne suivait pas la loi normale, nous orientant vers des tests non paramétriques. Le coefficient de corrélation de Spearman ($\bar{r}$) a donc été utilisé dans le but de comparer les données du CoP à celles du BoP obtenues sur les deux axes (ML et AP). Une différence de seuils de sensibilité (détection du contact talon) entre la plateforme de forces et la plateforme de pressions a été observée. La plateforme de forces détecte plus précocement le moment où le talon entre en contact avec le sol et plus tardivement le décollement des orteils par rapport à la plateforme de pressions. Cette différence de seuils entraîne des durées d'enregistrements différentes. Pour cela, après avoir mis les données de la plateforme de forces sur 100 Hz (1 image su 10), une interpolation sur 100 images a été réalisée afin d'obtenir le même nombre de données pour le CoP et le BoP lors de la phase d'appui. Une comparaison entre les valeurs du BoP et du CoP au cours du temps est ainsi possible. L'erreur quadratique moyenne (RMSE) a permis de quantifier l'erreur entre ces 2 courbes sur les deux axes (AP et ML).

3.2.2.2. Résultats

Un total de 220 corrélations et RMSE ont été calculées (10 essais par pied sur 11 sujets). Les résultats montrent des corrélations élevées entre les données du BoP et du CoP (Tableau 1.1) sur l'axe AP ($\bar{r} = 0.99 \pm 0.0003$) et l'axe ML ($\bar{r} = 0.83 \pm 0.065$). Le tableau suivant présente les valeurs moyennes de RMSE et de $\bar{r}$ sur les axes AP et ML.

Tableau 1.1 **:** Tableau des valeurs de RMSE moyen et du $\bar{r}$ sur les axes AP et ML pour l'ensemble des essais

	RMSE ML (mm)	**RMSE AP (mm)**	**SCC ($\bar{r}$) ML**	**SCC ($\bar{r}$) AP**
Moy ± SD	5.35 ± 1.4	11.95 ± 2.3	0.83 ± 0.065	0.99 ± 0.0003

RMSE : Root Mean Square Error ; SCC : Spearman Correlation Coefficient

3.2.2.3. Discussion

Les résultats du RMSE moyen sur l'axe AP et ML mettent en avant des différences entre la plateforme de pressions et la plateforme de forces. Une hypothèse principale pourrait expliquer ces différences, à savoir la sensibilité des capteurs de la plateforme de pressions. Les capteurs ont un seuil d'activation légèrement plus élevé par rapport à la plateforme de forces. Cette différence de sensibilité a pour conséquence d'augmenter l'erreur pouvant exister entre le BoP et le CoP. En effet, la plateforme de forces va détecter très rapidement que le talon entre en contact avec le sol. A l'opposé, il faudra une certaine quantité de pression (pression « seuil ») exercée par le talon sur les capteurs pour que ces derniers détectent le début de la phase d'appui. Ce phénomène se retrouve aussi lors du décollement des orteils. La plateforme de forces va toujours détecter une force lors du décollement des orteils alors que la plateforme de pressions détectera une fin de phase d'appui anticipée à cause d'un seuil de pression minimum plus élevé. La durée de la phase d'appui enregistrée par la plateforme de pressions est légèrement diminuée en comparaison à la plateforme de forces, qui se traduit par un nombre d'images inférieur. Une

autre hypothèse peut être liée au protocole. Bien que la plateforme de pressions ait été fixée à la plateforme AMTI, des glissements ont pu cependant être possibles. Cependant, les résultats mettent en avant une plateforme de pressions permettant d'analyser le BoP de manière satisfaisante.

3.2.2.4. Conclusion

Aucune étude testant la précision de la Win-pod® n'avait été réalisée auparavant. Majoritairement utilisée par le corps médical et les podologues, elle peut aussi être utilisée dans la recherche (compréhension de certaines pathologies sur les troubles de l'équilibre, tests de l'impact des semelles fabriquées par le podologue par exemple). Il paraissait donc intéressant d'apporter des résultats sur la précision d'un tel matériel. Ces derniers ont montré que la Win-pod® a permis d'obtenir des données très proches de celles obtenues à partir de la plateforme de forces et ainsi de pouvoir conforter sa précision. Les légères différences relevées par la RMSE, et les hypothèses mises en avant précédemment, permettent d'informer les utilisateurs sur la précision Win-pod® et des limites à prendre en compte pour une meilleure analyse des données. L'objectif étant d'avoir la possibilité de s'affranchir de matériels scientifiques plus lourds et onéreux, telle que la plateforme de forces.

Au cours de cette thèse, la Win-pod® a permis d'optimiser le placement de capteurs de pressions isolés afin de tenir compte de la morphologie du pied suivant trois étapes détaillées ensuite. La première a consisté à développer un algorithme permettant de découper en différentes zones l'empreinte du pied obtenue à l'aide de la Win-pod®. La seconde étape a eu pour objectif de transposer les informations apportées par l'algorithme de division de la sole plantaire directement sous les pieds des participants. La troisième étape a consisté à analyser ce modèle de placement en comparant les données obtenues par des capteurs de pressions à celles

obtenues par une plateforme de forces, afin de déterminer la précision et la cohérence de ce placement. Une quatrième étape s'est rajoutée à la suite des premiers résultats obtenus. Elle a eu pour objectif d'ajuster ce placement en créant un second modèle de placement de capteurs, dans le but d'améliorer la précision des données enregistrées sous le pied durant la marche. Une seconde analyse comparant les données obtenues par les capteurs de pressions positionnés selon le second modèle à celles obtenues par une plateforme de forces a été réalisée. Par souci de synthèse, les résultats obtenus pour les deux regroupements de capteurs sont présentés dans la même étude.

3.3. Développement d'un premier algorithme de division plantaire en 9 zones permettant le placement de capteurs de pressions isolés

Les empreintes baropodométriques ont été récupérées à l'aide du logiciel traitant les données enregistrées par la Win-pod®. A partir de ces empreintes un algorithme déterminant 9 zones a pu être développé (inspiré du découpage en 12 zones de Mr Bessou et de Mr Bourgeois Marc). Afin de prendre en compte la complexité anatomique du pied et sa mobilité durant la phase d'appui, celui-ci a été divisé en quatre parties distinctes, à savoir : Le talon (divisé en 4 zones) ; le médio-pied (1 seule zone) ; l'avant-pied (divisé en 3 zones) et l'Hallux. Cet algorithme réalise différentes étapes lors de la découpe de l'empreinte. Pour plus de clarté, ces étapes ont été détaillées successivement et une figure dans chacune d'elles a été insérée pour une meilleure compréhension :

1. Délimitation du bord interne et externe de l'empreinte plantaire :

Quatre points ont permis de tracer deux droites délimitant le bord médial et latéral de l'empreinte. Ces quatre points représentent la position des 4 capteurs activés se trouvant aux extrémités du bord interne et externe du talon (H_{int} ; H_{ext}) et de l'avant-pied (F_{int} ; F_{ext}). La

première droite passant par les points H_{int} et F_{int} permet de délimiter le bord interne. La seconde droite passant par les points H_{ext} et F_{ext} permet de délimiter le bord externe de l'empreinte plantaire (figure 1.20).

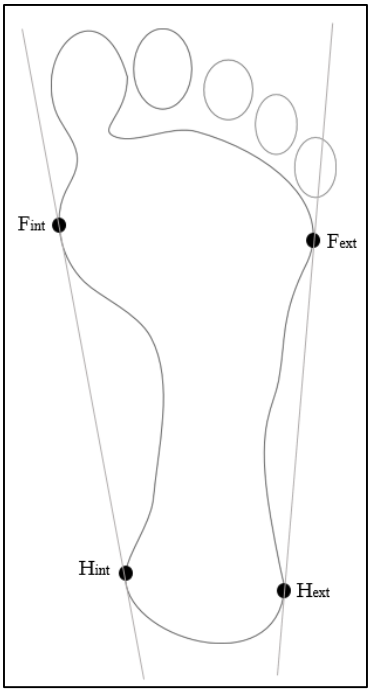


Figure 1.20 **:** Algorithme de division plantaire, étape n°1

2. Création des axes antéro-postérieur et médio-latéral de l'empreinte plantaire :

Pour cela, il a fallu déterminer le centre du talon (C_h) et le centre de l'avant-pied (C_F) à l'aide des 4 points déterminés précédemment. Le milieu du segment formé par les points H_{int} et H_{ext} ([H_{int}_H_{ext}]) détermine le point C_h. Le milieu du segment formé par les points F_{int} et F_{ext} ([F_{int}_F_{ext}]) détermine le point C_F. La droite passant par les points C_h et C_F (d_{MidF}) coupe le bord postérieur du talon en un point O permettant ainsi de créer l'axe antéro-postérieur et l'origine du pied (O). Les coordonnées du point O correspondent à la position du capteur de pression (exprimée dans le repère de la Win-pod®) le plus postérieur de l'empreinte plantaire qui a été activé et se trouvant sur la trajectoire de (d_{MidF}). L'axe médio-latéral est créé grâce à la droite (d_H) passant par O et coupant la droite d_{MidF} perpendiculairement. L'axe antéro-postérieur est

positif de l'origine du pied vers l'Hallux. Pour l'axe médio-latéral, la partie positive de l'axe se trouve à droite de l'origine (figure 1.21).

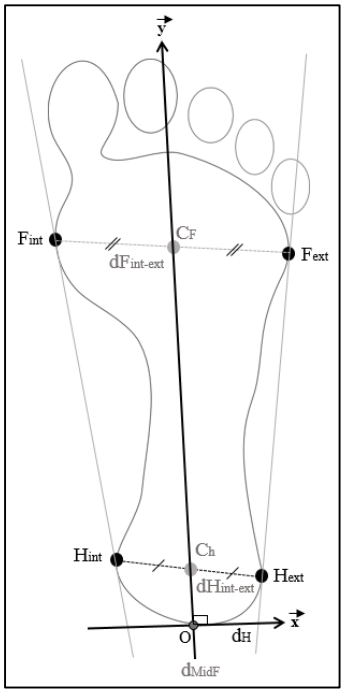


Figure 1.21 **:** Algorithme de division plantaire étape n°2

3. Délimitation du bord antérieur de l'empreinte plantaire :

Il est important de déterminer la longueur de l'empreinte pour diviser de manière précise le pied sur l'axe antéro-postérieur en 4 parties. Pour cela, l'algorithme relève la position du capteur actif le plus antérieur dans le repère de la Win-pod® par rapport à l'origine du pied. La localisation de ce point le plus antérieur va varier en fonction de la morphologie de chaque pied. Il sera plutôt localisé au niveau de l'Hallux (H_{ymax}) pour un pied « Egyptien » (Hallux plus long que les autres orteils). Il sera plus aléatoire pour un pied « Romain » (quatre premiers orteils alignés). Ou alors se situera au niveau du second orteil pour un pied « Grec » (2nd orteil plus long que l'Hallux). Cet algorithme permet de prendre en compte ces différentes morphologies de pieds. Pour délimiter le bord antérieur de l'empreinte, une droite (d_{Hallux}) passant par H_{ymax} et coupant perpendiculairement d_{MidF} en un point nommé H_x est créée. Ainsi, le point le plus antérieur appartenant à la droite d_{MidF}, à savoir H_x, et le point le plus postérieur (O) permettent

de créer le segment [OH_x], représentatif de la longueur réelle de l'empreinte plantaire (figure 1.22). Celle-ci est importante pour une première division de l'empreinte sur l'axe antéro-postérieur.

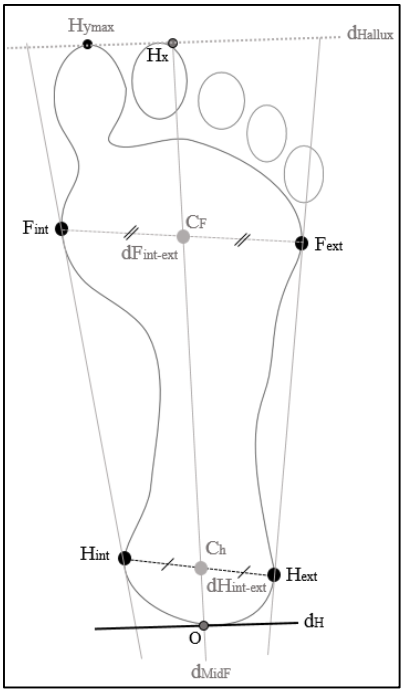


Figure 1.22 **:** Algorithme de division plantaire, étape n°3

4. Division de l'empreinte plantaire sur l'axe antéro-postérieur :

L'algorithme divise tout d'abord longitudinalement le pied en 4 zones. Elles représentent 30% (zone du talon ; segment [OH]) ; 35% (zone du médio-pied ; segment [HF]) ; 20% (zone de l'avant-pied ; segment [FL_T]) et 15% (zone des orteils ; segment [L_TH_x]) de la longueur totale du pied, représentée par le segment [OH_x]. Les surfaces de ces 4 zones sont délimitées par 3 droites – d_{RearF} ; d_{ForeF} ; d_{LToes} - qui coupent perpendiculairement d_{MidF} aux points H ; F ; et L_T créant ainsi la zone du talon, du médio-pied, de l'avant-pied et des orteils (figure 1.23).

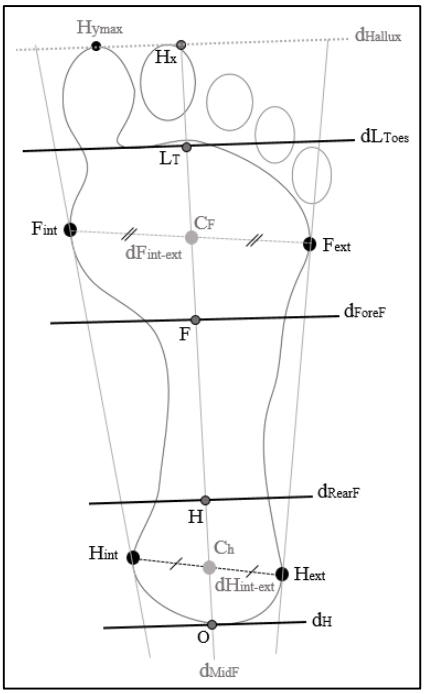


Figure 1.23 : Algorithme de division plantaire, étape n°4

5. Division de l'empreinte plantaire sur l'axe médio-latéral :

La dernière étape permet de subdiviser les 4 zones créées précédemment afin d'obtenir les 9 zones attendues (figure 1.24 et figure 1.25) :

- **4 zones** au niveau du **Talon** : Les segments [H_{int}_H_{ext}] et [OH] se coupent en C_h et permettent ainsi de diviser le talon en 4 zones. Les droites d_{RearF} et d_H permettent de délimiter respectivement le bord antérieur et postérieur de la zone du talon.
- **1 zone** au niveau du **Médio-pied** : Cet espace est délimité postérieurement et antérieurement par les droites d_{RearF} et d_{ForeF}.
- **3 zones** au niveau de l'**Avant-pied** : Le segment [F_{int}_F_{ext}] est divisé en 3 parties égales. Les droites d_{F1} et d_{F2} coupent le segment [F_{int}_F_{ext}] parallèlement à d_{MidF} et perpendiculairement à d_{ForeF} afin de diviser l'avant-pied en 3 zones. Les droites d_{ForeF} et d_{LToes} délimitent successivement le bord antérieur et postérieur de cet espace.

- **1 zone** au niveau de l'**Hallux** : Le prolongement de [d_{F2}) coupe la droite d_{Hallux} permettant de délimiter le bord externe de cette zone. Les droites d_{Hallux} et d_{LToes} quant à elles délimitent respectivement le bord antérieur et postérieur de la zone.

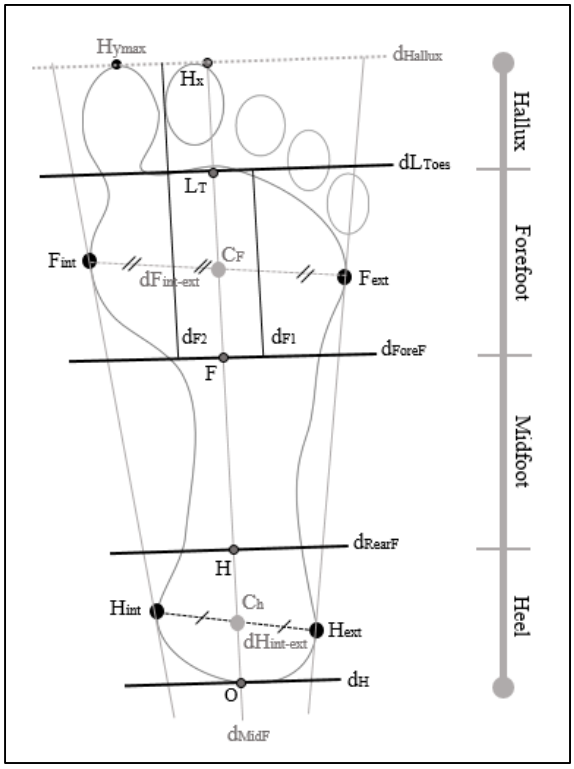


Figure 1.24 : Algorithme de division plantaire en 9 zones (étape n°5)

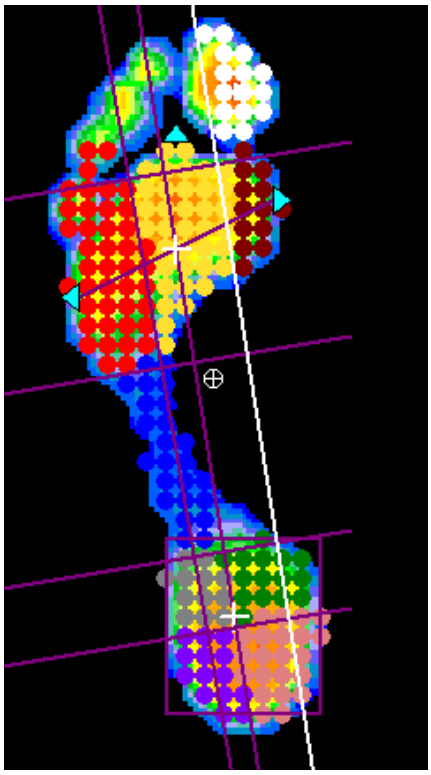


Figure 1.25 : Division automatisée à partir du logiciel de la Win-pod®

Cet algorithme a pour but de diviser l'empreinte baropodométrique en 9 zones représentatives qui permettront par la suite de simplifier le placement de capteurs isolés. Ces méthodes de division de l'empreinte et de placement de capteurs sont validées par les études suivantes.

3.4. Etude 1 : Validation d'une méthode de positionnement de capteurs isolés à partir de la position de pics de pressions plantaires

A ce stade, nous faisons l'hypothèse que le placement de capteurs isolés en des endroits de l'empreinte où sont observés les pics de pression, permettra une mesure des pressions représentative de l'appui au sol des différentes zones clés de l'empreinte. Par la suite, les capteurs isolés sont donc, pour chaque zone identifiée par la découpe décrite précédemment, placés aux endroits où les pics ont été identifiés. Pour valider cette méthode de positionnement des capteurs isolés, les données recueillies par un système de mesure de pressions plantaires sans fil (W-inshoe®, MEDICAPTEURS©, France) ont été comparées à celles obtenues avec une plateforme de forces (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA).

3.4.1. *Méthode*

3.4.1.1. Matériel utilisé

a) Le système embarqué de pressions plantaires : « W-inshoe® »

Il s'agit d'un système sans fil composé de 9 capteurs isolés par pied, positionnables sur une semelle ou directement sous le pied (figure 1.26), reliés à des boîtiers d'une masse totale de 50g permettant l'enregistrement et le stockage des données de pressions plantaires transmises, à une fréquence de 100Hz. Les données peuvent également être transmises au PC via Bluetooth. Avant toute utilisation, chaque capteur est calibré à l'aide d'une presse (MEDICAPTEURS©, France) qui applique des pressions successives allant de 0 à 600 kPa.

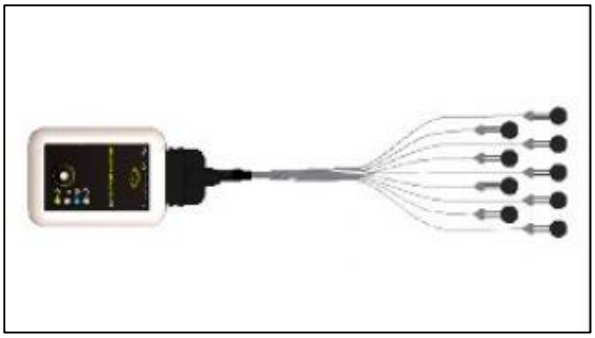


Figure 1.26 : Système W-inshoe® avec ses 9 capteurs isolés reliés au boîtier

b) La plateforme de forces et le système optoélectronique

Pour cette étude, une plateforme de forces (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) a été utilisée afin de calculer le CoP sur les axes AP et ML et la force verticale (Fz) durant toute la phase d'appui. La fréquence d'acquisition des données de l'AMTI a été fixée à 1000 Hz. Trois marqueurs rétro-réfléchissants ont été fixés sur chaque pied au niveau de points anatomiques précis qui sont : (1) La tête du 1er métatarsien ; (2) la tête du 5ème métatarsien ; (3) sur le bord postérieur du calcanéum. Afin de récupérer les données de positions de chacun de ces capteurs, un système optoélectronique a été utilisé. Il s'agit d'un système d'analyse du mouvement (Vicon, Oxford metric's, Oxford, United Kingdom), composé de 11 caméras infra-rouges, et intégrant le logiciel Nexus qui permet l'enregistrement et un premier traitement des données. Sa fréquence d'acquisition a été fixée à 200 Hz.

3.4.1.2. Population étudiée

Dix volontaires (4 femmes, 6 hommes) âgés de 23 à 58 ans ($\bar{x}$ = 38 ± 12) ont participé à cette étude. Les critères d'inclusion étaient les suivants : aucune intervention chirurgicale au niveau des membres inférieurs (ligamentoplastie, fractures demandant la pose d'une vis ou d'une plaque, aucune prothèse de hanche, de genou et de cheville), absence de pieds plats ou creux. Tous les participants ont signé la feuille de consentement avant de participer à l'étude.

3.4.1.3. Protocole expérimental

Deux étapes ont été nécessaires pour réaliser cette étude. La première a eu pour objectif de transposer les informations apportées par l'algorithme de division de la sole plantaire directement sous les pieds des participants. La seconde a consisté à analyser ce modèle de placement en comparant les données obtenues par des capteurs de pressions à celles obtenues par une plateforme de forces AMTI, afin de déterminer la précision et la cohérence de ce placement

a) Localisation des capteurs de pressions sous le pied

Cette étape a pour but de rechercher la position exacte des 9 pics de pressions afin de déterminer la localisation des 9 capteurs sous le pied. Pour cela, l'empreinte enregistrée à l'aide de la Win-pod® a été divisée en 9 zones à l'aide de l'algorithme de division développé préalablement (cf. partie I.3.3). Chacune de ces 9 zones est composée de plusieurs capteurs de pressions appartenant à ceux de la Win-pod® qui ont été activés pendant la phase d'appui. L'algorithme détecte et récupère la position du capteur ayant subi la pression la plus importante durant la phase d'appui dans chacune de ces zones. La position des 9 pics de pressions, exprimée dans le repère de la Win-pod® (comprenant l'origine O_{wp} et les axes antéro-postérieur (y) et médio-latéral (x) sur la figure 1.27), est ainsi obtenue. L'étape suivante a été d'exprimer ces positions dans le repère du pied (Foot Origin sur la figure 1.27), afin d'avoir la position exacte des 9 capteurs sous le pied au cours de la marche. L'algorithme qui a été développé précédemment permet de créer l'origine du pied et d'exprimer sa position par rapport à l'origine de la Win-pod®. Les positions des 9 pics de pressions et l'origine du pied son ainsi exprimées dans le même repère, à savoir celui de la Win-pod®. Dans le repère du pied, les coordonnées de l'origine du pied deviennent [x = 0 ; y = 0], avec $\overrightarrow{O_F x}$ représentant l'axe ML (positif vers la

droite) et $\overrightarrow{O_F y}$ l'axe AP (positif vers l'avant). Il est ainsi possible de transférer les coordonnées des 9 pics de pressions dans le repère du pied et de localiser leur position, par rapport à l'origine du pied, sur l'empreinte plantaire.

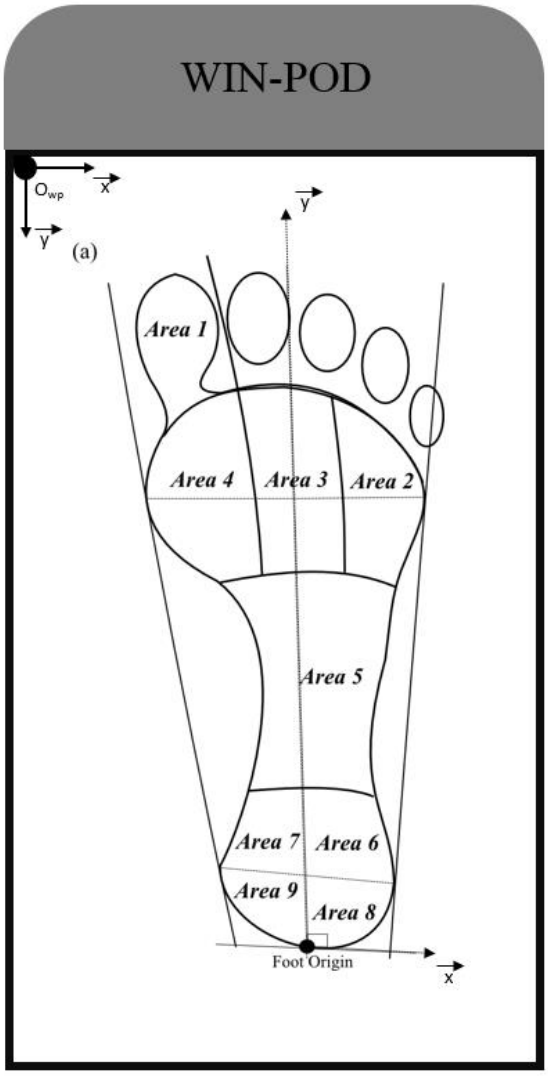


Figure 1.27 : Figure imagée d'une Win-pod® représentant le repère de la plateforme de pressions avec son origine (O_{wp}) et ses deux axes (AP (y) ; ML (x)) ; le repère du pied avec son origine (Foot Origin) et ses deux axes (AP (y) ; ML (x)). Apparaît sur l'empreinte plantaire l'axe ML ($\overrightarrow{O_F x}$) et AP ($O_F y$) ; et les 9 zones créées à l'aide de l'algorithme.

Une méthode a été mise au point pour transférer précisément la localisation de chaque capteur de l'empreinte Win-pod® à la sole plantaire. Tout d'abord, l'empreinte de chaque pied, munie de la position des 9 pics de pressions, a été placée dans une position de référence puis

imprimée à taille réelle (figure 1.28 (a)). Elles sont ensuite fixées sur un mesureur de pied (système SIDAS) afin de faciliter la pose du pied sur l'empreinte plantaire (figure 1.28 (b)). Pour transférer chaque information de l'empreinte Win-pod® sous le pied, un système composé de 9 tampons de même dimension que les capteurs du W-inshoe® a été pensé. Chaque tampon a été fixé directement sur l'empreinte imprimée, à l'emplacement exact de chacun des 9 pics de pressions (figure 1.28 (b)). Le sujet devait poser le pied contre l'angle de ce système afin d'éviter toute mauvaise position sur l'empreinte. Lors du contact pied/tampon, 9 cercles se dessinent sous le pied correspondant à l'emplacement des 9 capteurs de pressions du W-inshoe® (figure 1.28 (c)). Cette opération a été réalisée pied par pied dans le but de pallier à d'éventuels déséquilibre lors de la pose des 2 pieds sur le système. Les 9 capteurs du W-inshoe® ont été fixés directement sous le pied du sujet au niveau de chacun de ces cercles (figure 1.28 (d)). Ce choix permet d'éviter les artéfacts liés à une semelle ou une chaussure lors de la marche sur la plateforme AMTI.

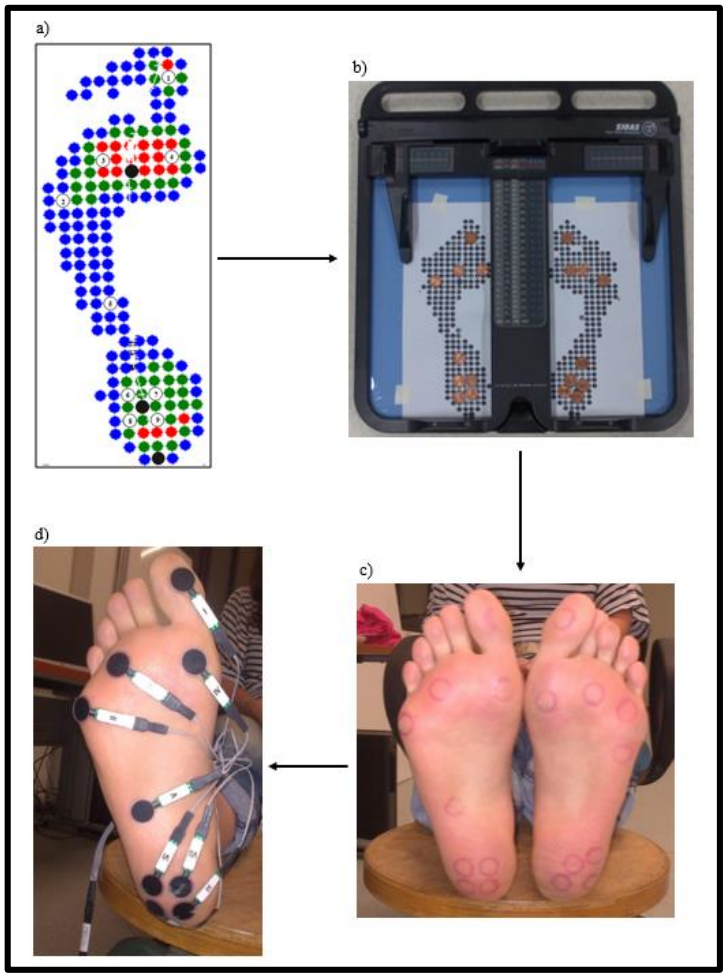


Figure 1.28 : Etapes pour localiser les capteurs de pressions sous le pied : a) Empreinte Win-pod® imprimée à taille réelle ; b) Système SIDAS avec l'empreinte fixée dans une position de référence et le système « tampon » ; c) Cercles laissés par le système « tampon » pour l'emplacement des capteurs de pressions sous le pied ; d) Capteurs de pressions fixés sous le pied

b) Synchronisation des matériels utilisés

Afin de pouvoir comparer les données de la plateforme de forces à celles du W-inshoe®, une synchronisation de l'ensemble des systèmes a dû être mise en place. Les données du Vicon et celles de l'AMTI sont synchronisées à l'aide d'un même logiciel (Nexus) qui traite simultanément leurs données. Cependant, le logiciel permettant de lancer l'enregistrement et traiter les données du W-inshoe® se trouve sur un autre ordinateur. Le lancement des enregistrements de ces 3 systèmes se faisant avec 2 ordinateurs induit un décalage entre les

fichiers du W-inshoe® et ceux de l'AMTI et du Vicon. Pour pallier à ce problème, un Arduino a été utilisé pour synchroniser les données. Celui-ci est relié par câble à la carte analogique du Vicon. Un programme a été développé afin qu'il puisse recevoir les informations envoyées par le W-inshoe® et qu'il les transmette au logiciel Nexus. Le principe est le suivant (cf. figure 1.29) :

1. L'enregistrement du Vicon et de l'AMTI est lancé en premier.
2. L'enregistrement du W-inshoe® est lancé en second, envoyant un signal (transmission Bluetooth) à l'Arduino pour l'alerter du départ de ses enregistrements.
3. L'Arduino transfère immédiatement cette information au logiciel Nexus, via sa carte analogique, sous forme de données analogiques traduites par ce dernier en données numériques.
4. Les données numériques sont ainsi stockées dans les fichiers du Nexus. Celles-ci permettent de savoir à quel moment a été déclenché l'enregistrement du W-inshoe® par rapport aux données de l'AMTI et du Vicon. Ces données numériques correspondent à un seul et même chiffre qui est supérieur à zéro (1,125).
5. Un signal sonore est émis par l'Arduino afin de prévenir l'expérimentateur que le transfert de l'information a bien été effectué et enregistré dans les fichiers du Nexus.

Les données numériques apportées par l'Arduino permettent de déterminer à partir de quelle image sur les fichiers AMTI et Vicon l'enregistrement du W-inshoe® a été lancé. Il est ainsi possible de les redécouper à partir de cette image qui correspond au début de l'enregistrement du W-inshoe®, et donc de l'ensemble des données (AMTI et Vicon). Le temps de latence, qui correspond au temps mis par l'Arduino pour transmettre l'information entre le lancement du W-inshoe® et l'enregistrement des données numériques dans les fichiers du Nexus, est d'environ 16ms. Il a été pris en compte lors du découpage des fichiers.

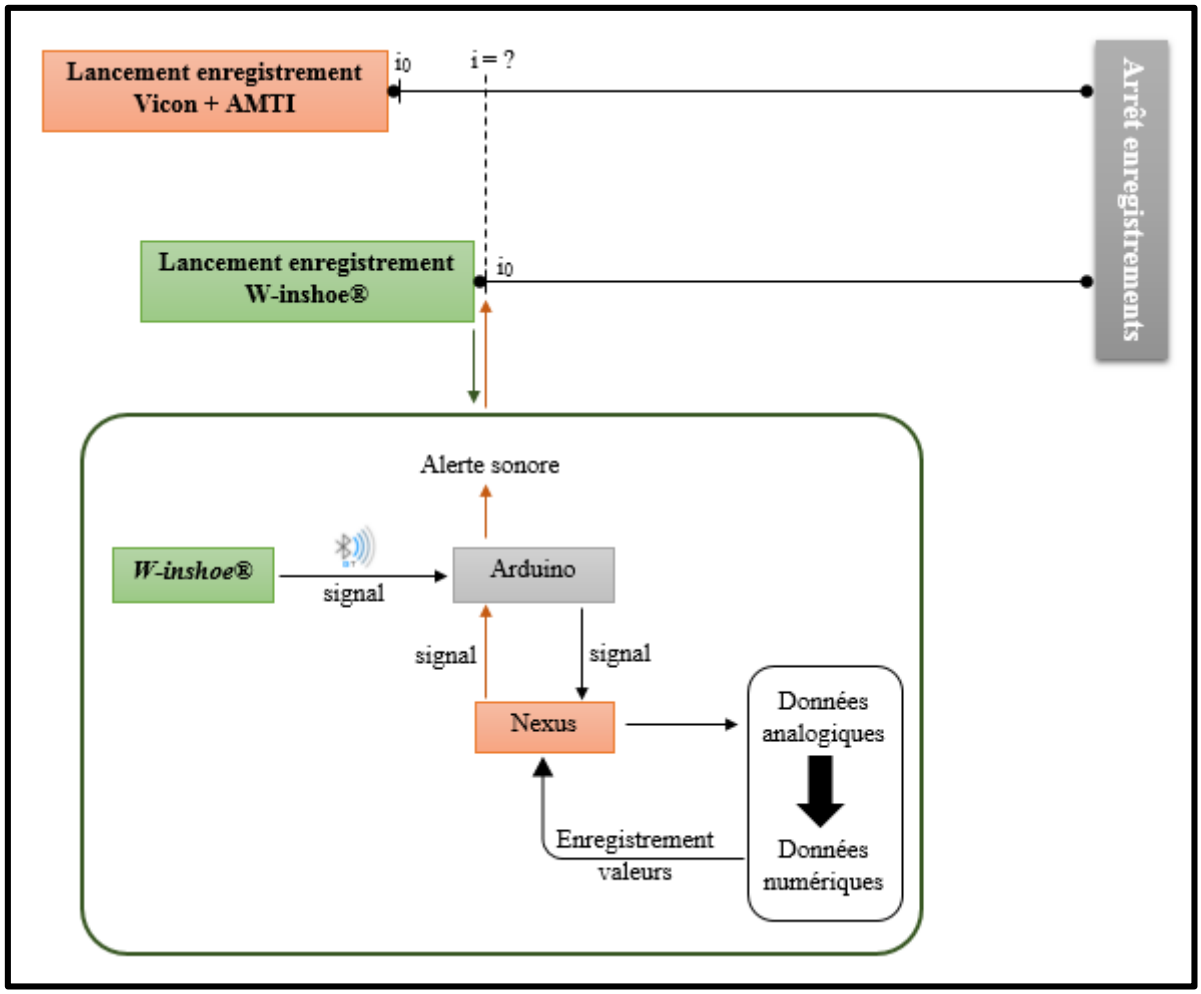


Figure 1.29 : Schéma récapitulant le fonctionnement de la synchronisation des matériels

c) Déroulement du protocole expérimental

Les participants ont réalisé des tâches de marche pieds nus, équipés des W-inshoe®, sur un couloir de 10m de long où était positionnée à son centre une plateforme de forces AMTI. Une phase de familiarisation (marche pendant 5') a été nécessaire afin que les participants s'habituent à marcher avec les capteurs de pressions fixés sous les pieds à l'aide de straps. Une latte, qui a servi de marque, a été placée au départ du couloir pour que le participant réalise 4 pas avant d'arriver sur la plateforme de forces (5ème appui). Le but étant d'obtenir une meilleure reproductibilité entre chaque essai (Ramachandra et al., 2012). Une cible, positionnée à hauteur des yeux de chaque participant, a été placée au bout du chemin de marche. Elle avait pour

objectif d'éloigner leur regard de la plateforme de forces pour éviter que le participant ne vise l'AMTI lors de la pose du pied. Seuls les essais où le pied était entièrement posé sur la plateforme de forces ont été acceptés afin d'être analysés. Sur dix passages effectués par pied, six essais réalisés à des vitesses quasi similaires (± 0.01m/s) ont été conservés pour analyse.

d) Analyse des données

Le but de cette étude est d'apprécier la précision du placement des capteurs créé à partir de l'algorithme de division plantaire présenté précédemment. Pour cela, des analyses comparatives entre les données obtenues à l'aide du W-inshoe® et celles obtenues à l'aide de la plateforme de forces (AMTI), ont été réalisées. Une première comparaison a consisté à comparer le BoP, calculé à partir des données enregistrées par le W-inshoe®, au CoP, calculé à partir des données enregistrées par la plateforme de forces. Pour cela un algorithme a été développé sur Scilab afin de superposer au mieux la courbe du CoP à celle du BoP. La méthode des moindres carrés a été développée pour déterminer l'angle optimal de superposition des deux courbes (α) et la translation nécessaire sur les axes antéro-postérieur (Y_t) et médio-latéral (X_t). La matrice de rotation et de translation suivante (R_BoP_CoP) a été utilisée pour aligner les deux courbes (Debbi et al., 2012) :

$$R_BoP_CoP = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & Xt \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & Yt \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Une seconde comparaison a été réalisée entre la Fz calculée à l'aide des données du W-inshoe® et la Fz calculée à l'aide des données de la plateforme de forces. L'allure de la courbe de la force verticale obtenue à l'aide des données du W-inshoe® va apporter un résultat objectif sur la répartition des capteurs sous la sole plantaire. En effet, un mauvais placement va avoir pour conséquence de modifier l'allure de la courbe Fz du W-inshoe® par rapport à celle de l'AMTI. Elle va permettre de localiser les endroits sous la sole plantaire où le placement des

capteurs ne semble pas pertinent. Cela est aussi vrai pour les résultats obtenus lors de la comparaison courbe du BoP vs courbe du CoP dans le plan ML et AP. Ainsi, ces résultats permettront de dresser un bilan sur la pertinence concernant ce placement.

e) Analyses statistiques

❖ Comparaison CoP vs BoP

Ces analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel STATISTICA (STATISTICA V12, StatSoft, Maison-Alfort, France). Le test de Kolmogorov-Smirnov a été utilisé pour toutes les variables dépendantes afin de tester la normalité des données. Ce dernier a montré que les données de BoP et CoP ne suivaient pas la loi normale, des tests non paramétriques ont donc été utilisés. Afin d'analyser les corrélations pouvant exister entre les courbes du CoP et du BoP durant la phase d'appui, dans les axes AP et ML, le coefficient de corrélation de Spearman (test non paramétrique) a été utilisé. Le nombre total d'images recueillies par l'AMTI et le W-inshoe® durant la phase d'appui n'étant pas le même, une interpolation a dû être réalisée afin d'obtenir le même nombre d'images entre le CoP et le BoP. En effet, la durée de la phase d'appui enregistrée à l'aide des données du W-inshoe® est diminuée par rapport à celle de l'AMTI, malgré le report à 100Hz pour les 2 signaux (1 image sur 10 pour les données de l'AMTI). Cela est dû à une surface du pied en contact avec le sol réduite pour le W-inshoe® par rapport à l'AMTI. En effet, les capteurs de pressions ne recouvrent pas la totalité de la sole plantaire, n'enregistrant des données que lorsque ces derniers sont activés. Cette activation est dépendante d'un seuil minimum de pression exercée par le pied sur le capteur, qui est légèrement supérieur (environ 9N) à celui de la plateforme de forces (environ 6N). La détection du début de la phase d'appui se fait donc plus tardivement avec le W-inshoe® qu'avec l'AMTI à cause de la configuration des capteurs de pressions sous le talon. Alors que la détection de la

fin de la phase d'appui se fait plus précocement pour le W-inshoe® selon la position du capteur se trouvant sous l'Hallux.

Cette interpolation sur 100 images a également permis de découper le signal du BoP et du CoP en 10 fenêtres, chacune composée de 10 images, en vue d'une analyse statistique des résultats. Cela permet de localiser les différences entre les 2 courbes de manière plus fine afin de déterminer à quel moment de la phase d'appui les valeurs de la courbe du BoP s'éloignent significativement du CoP. Une ANOVA à mesures répétées à fenêtre glissante a été réalisée dans le but de rechercher des différences entre ces 2 courbes. Elle a comparé les données du BoP_x à celles du CoP_x, puis celles du BoP_y à celles du CoP_y. L'erreur quadratique moyenne (RMSE) a permis de quantifier l'erreur entre ces 2 courbes sur les axes AP et ML.

- <u>Comparaison Fz W-inshoe® vs Fz AMTI</u>

Afin d'analyser les corrélations entre les courbes des forces verticales obtenues par la plateforme de forces et celles obtenues par le W-inshoe®, le coefficient de corrélation de Spearman (CCS) a été utilisé. L'erreur quadratique moyenne normalisée (NRMSE) a permis de quantifier les différences pouvant exister entre les 2 courbes. Une Anova à mesures répétées a été réalisée afin de déterminer si des différences existent entre ces 2 courbes. Comme pour l'analyse comparant le CoP et le BoP, une interpolation sur 100 images a permis de découper le signal des courbes de la Fz en 10 fenêtres. Le RMSE entre les valeurs des 2 courbes a été calculé pour chacune de ces fenêtres obtenant 10 valeurs de RMSE. Une ANOVA à mesures répétées a été réalisée afin de comparer les valeurs de RMSE obtenues dans chacune des 10 fenêtres. Un test post-hoc (Bonferroni) a été réalisé afin de localiser les différences ($P < 0.05$).

3.4.2. *Résultats*

3.4.2.1. Comparaison CoP vs BoP

Les valeurs du coefficient de corrélation de Spearman (CCS) et du RMSE obtenues sur les axes AP et ML sont présentées dans le tableau 1.2 suivant :

Tableau 1.2 : Résultats du CCS et du RMSE obtenus entre les valeurs du CoP et du BoP

	Axe ML (x)	**Axe AP (y)**
CCS moyen	0.91 ± 0.04*	0.97 ± 0.02*
RMSE moyen (mm)	5.5 ± 2	15.5 ± 3

(*) Significativité à $P < 0.05$

Les résultats du CCS obtenus montrent une corrélation significativement élevée ($P < 0.05$) entre les 2 courbes (figure 1.30).

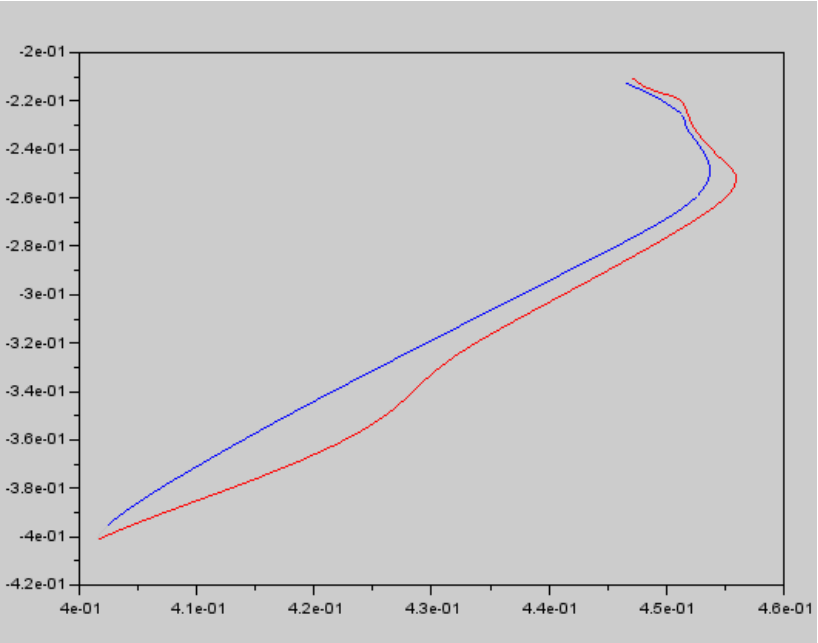


Figure 1.30 : Exemple de comparaison du BOP obtenu à partir du W-inshoe® (courbe bleue) et du COP obtenu à partir de la plateforme AMTI (courbe en rouge) : Sujet #1 essai 02.

Concernant le RMSE, on peut voir qu'une erreur entre les valeurs des 2 courbes est présente, avec une valeur de RMSE plus élevée sur l'axe AP par rapport à celle obtenue sur l'axe ML. Afin de localiser les différences pouvant exister entre les 2 courbes tout au long de la phase d'appui (allant de 1% à 100% ; où 1% représente le début du contact talon et 100% le décollement des orteils), l'ANOVA à mesures répétées a été réalisée à l'aide des 10 valeurs de RMSE déterminées (VD = BoP). Celle-ci met en avant des différences significatives de 1% à 40% de la phase d'appui ($\overline{RMSE}$ sur l'axe ML = 7.5mm ± 4.7mm; $\overline{RMSE}$ sur l'axe AP = 24.7mm ± 6.6mm), alors qu'aucune différence significative n'a été observée de 41% à 100% de la phase d'appui ($\overline{RMSE}$ sur l'axe ML = 3.6mm ± 1.7mm; $\overline{RMSE}$ sur l'axe AP = 9.3mm ± 4.8mm).

3.4.2.2. <u>Comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe®</u>

Les résultats du CCS obtenus montrent une corrélation significativement élevée ($P < 0.05$) entre les valeurs des 2 courbes Fz (CCS = 0.90 ± 0.08). Les résultats de l'erreur quadratique normalisée (NRMSE) montrent que les valeurs de la Fz W-inshoe® sont inférieures à celles de la Fz AMTI (figure 1.31). En effet, la valeur du $\overline{NRMSE}$ obtenue démontre une courbe Fz W-inshoe® diminuée de moitié par rapport à la courbe Fz AMTI ($\overline{NRMSE}$ = 50% ± 2%).

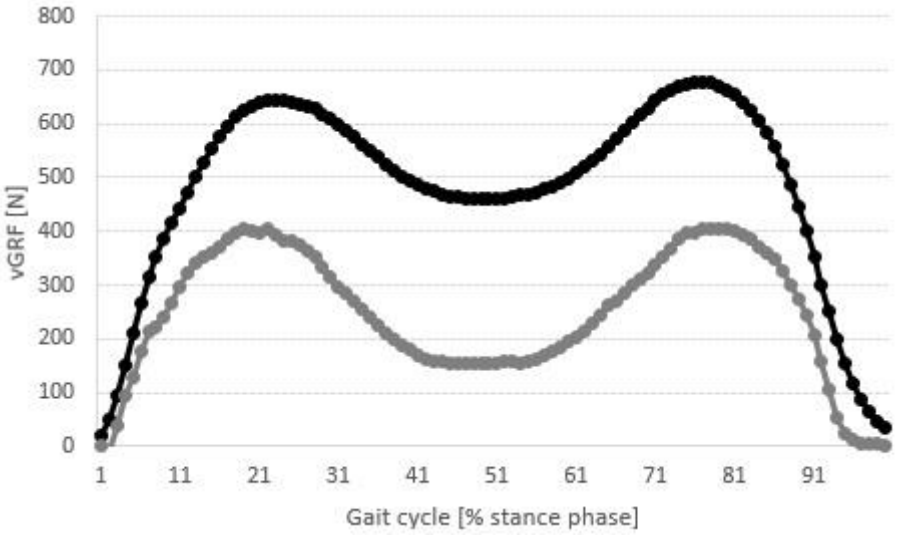


Figure 1.31 : Comparaison de la force verticale (vGRF) obtenue à partir du W-inshoe® (courbe en gris clair) et de la plateforme AMTI (courbe en noir) au cours de la phase d'appui (% stance phase) : exemple pour le sujet #1 essai 02.

L'ANOVA à mesures répétées réalisée à partir des valeurs du RMSE montre des différences significatives entre les deux courbes sur les 10 fenêtres ($p<0.0001$). Afin de déterminer à quel moment de la phase d'appui ces différences apparaissent, un test post-hoc (Bonferroni) a été réalisé. Les résultats montrent qu'il existe des différences significatives entre les valeurs de RMSE de 1% à 20% et de 91% à 100% de la phase d'appui ($p<0.0001$). En revanche, l'absence de différence significative de 21% à 90% de la phase d'appui montre que malgré la présence d'une erreur entre les deux courbes, celle-ci reste constante sur près de 70% de la phase d'appui.

3.4.3. *Discussion*

3.4.3.1. Résultats obtenus lors de la comparaison CoP vs BoP

Ces premières analyses montrent des résultats prometteurs en termes de placement de capteurs isolés. En effet, les valeurs du CCS obtenues mettent en avant une corrélation significativement élevée entre les valeurs du CoP et du BoP sur l'axe ML et AP (CCS > 0.9).

De plus, l'ANOVA à mesures répétées mise en place a permis de localiser dans le temps les différences pouvant exister entre ces 2 courbes au cours de la phase d'appui. Les résultats montrent que ces différences sont significatives durant toute la période où le talon est en contact avec le sol (1% à 40% de la phase d'appui). A ce moment précis de la phase d'appui, le talon subit une déformation dans les 3 dimensions, accentuée par la couche adipeuse recouvrant ce dernier dans sa totalité. Celle-ci permet de former une couche protectrice, absorbant les pics de forces exercés par le sol sur le pied et ainsi de diminuer les chocs, d'où son appellation de « coussinet » adipeux. Wearing et al. (2014) ont réalisé une étude sur 16 volontaires ne présentant aucune pathologie des membres inférieurs. Ils ont analysé la déformation de cette couche adipeuse lors d'une phase de mise en charge du talon dans un plan exclusivement sagittal. Ils ont recueilli son épaisseur et l'ont comparé à celle obtenue lorsque le pied ne se trouvait pas en contact avec le sol. Leurs résultats ont montré une diminution de moitié de l'épaisseur du coussinet, passant de 18.9mm lorsque le pied n'est pas en charge (phase d'oscillation) à 8.6mm lors de la marche (phase d'appui). Cette déformation peut en partie expliquer les différences retrouvées entre les courbes du CoP et du BoP lors de la phase d'appui, et notamment lorsque le talon entre en contact avec le sol. En effet, la déformation du talon va avoir pour conséquence d'augmenter le déplacement des capteurs présents sous le talon. Ces déplacements vont apporter des modifications sur la position réelle des capteurs au niveau de l'axe ML et AP, ayant pour conséquence d'augmenter les erreurs sur le calcul du BoP. En revanche, aucune différence significative n'a été relevée lors du déroulé du pied (41% à 100% de la phase d'appui) sur les 2 axes analysés.

3.4.3.2. Résultats obtenus lors de la comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe®

L'allure de la Fz obtenue à l'aide des données du W-inshoe® montre une courbe type, à savoir une courbe avec un double pic dont le premier apparaît lors de la phase de mise en

charge du talon et le second lors de la phase de décollement des orteils. Ces observations sont confirmées par une corrélation significativement élevée entre les 2 courbes Fz (CCS = 0.90), malgré un $\overline{NRMSE}$ soulignant une Fz W-inshoe® divisée de moitié par rapport à celle de l'AMTI ($\overline{NRMSE}$ = 50% ± 2%). Cependant, ces observations sont similaires à celles apportées par l'étude réalisée par Crea et al. (2014). Ces auteurs ont comparé la Fz obtenue à l'aide d'une semelle entièrement recouverte de capteurs à celle obtenue à l'aide d'une plateforme de forces. Ils ont obtenu un $\overline{NRMSE}$ égal à 80%, soit des valeurs de Fz divisées par 4 par rapport aux valeurs de la Fz obtenues à l'aide de la plateforme de forces. Les résultats du $\overline{NRMSE}$ que nous obtenons montrent des valeurs la Fz W-inshoe® plus proches de ceux la Fz AMTI démontrant l'intérêt d'un placement optimisé des capteurs sur la semelle ou sous le pied.

3.4.4. *Conclusion*

Ces premiers résultats permettent de conforter la nécessité d'optimiser le placement de capteurs isolés afin d'avoir une analyse plus précise des pressions plantaires. Celles-ci sont nécessaires pour calculer un BoP et/ou une Fz et ainsi suivre leurs évolutions lors d'une tâche de marche. Cependant, des différences sont présentes et localisées notamment autour du talon. Le choix du nombre de capteurs et de leur localisation sous le talon a pu influencer négativement ces résultats. En effet, le talon est équipé de 4 capteurs qui ne prennent pas en compte la forme du calcanéum. Les deux capteurs se trouvant sur la partie antérieure du talon se situent au niveau de l'épine du calcanéum. Lors de la mise en charge, la forme particulière de l'épine calcanéenne est susceptible d'entraîner un déplacement plus important de ces capteurs lié à un placement non adapté. Afin de tester cette hypothèse, un second placement a été créé et analysé dans une seconde étude. Il permet de prendre en compte la forme du calcanéum en préférant un placement en forme de triangle, avec 2 capteurs positionnés sur la partie postérieure et un capteur positionné sur la partie antérieure du talon. Ce placement offre

la possibilité de rajouter un capteur sur l'avant-pied dont la surface est plus large, augmentant le nombre de capteurs au niveau de la palette métatarsienne à 4 capteurs.

3.5. Développement d'un second algorithme de division plantaire en 9 zones

Le second placement créé divise le pied en 9 nouvelles zones qui, successivement, sont : le talon (divisé en 3 zones : 2 sur l'arrière du talon et 1 sur l'avant du talon) ; le médio-pied ; l'avant-pied (divisé en 4 zones) et l'Hallux. Pour cela, l'algorithme de division reprend les étapes 1 à 4 de l'algorithme de division développé pour le premier placement, seule la dernière étape diffère. Cette dernière étape permet, à partir des 4 zones créées sur l'axe AP du pied, de diviser ces 4 zones sur l'axe ML afin d'obtenir les 9 zones souhaitées (figure 1.32 et figure 1.33) :

- **3 zones** au niveau du **Talon** : Les segments [H_{int}_H_{ext}] et [OH] se coupent en C_h. Le segment [H_{int}_H_{ext}] permet de séparer le talon en 2 zones (antérieure et postérieur). La zone postérieure du talon est subdivisée en 2 à l'aide du segment [OC_h] (bord latéral et médial du talon). Les droites d_{RearF} et d_H permettent de délimiter respectivement le bord antérieur et postérieur de la zone du talon.
- **1 zone** au niveau du **Médio-pied** : Cet espace est délimité postérieurement et antérieurement par les droites d_{RearF} et d_{ForeF}..
- **4 zones** au niveau de l'**Avant-pied** : Le segment [F_{int}_F_{ext}] est subdivisé en 4 parties de proportions différentes représentant, de F_{int} à F_{ext}, respectivement : 30% ; 20% ; 20% et 30% de la longueur du segment [F_{int}_F_{ext}]. Chacune de ces parties sont divisées à l'aide des droites d_{F1}, d_{F2} et d_{F3} coupant le segment [F_{int}_F_{ext}] parallèlement à d_{MidF} et perpendiculairement à d_{ForeF} délimitant ainsi les 4 zones de l'avant-pied. Les droites d_{ForeF} et d_{LToes} délimitent successivement le bord antérieur et postérieur de cet espace.

- **1 zone** au niveau de l'**Hallux** : Le prolongement de [d_{F3}) coupe la droite d_{Hallux} permettant de délimiter le bord externe de cette zone. Les droites d_{Hallux} et d_{LToes} délimitent respectivement le bord antérieur et postérieur de la zone.

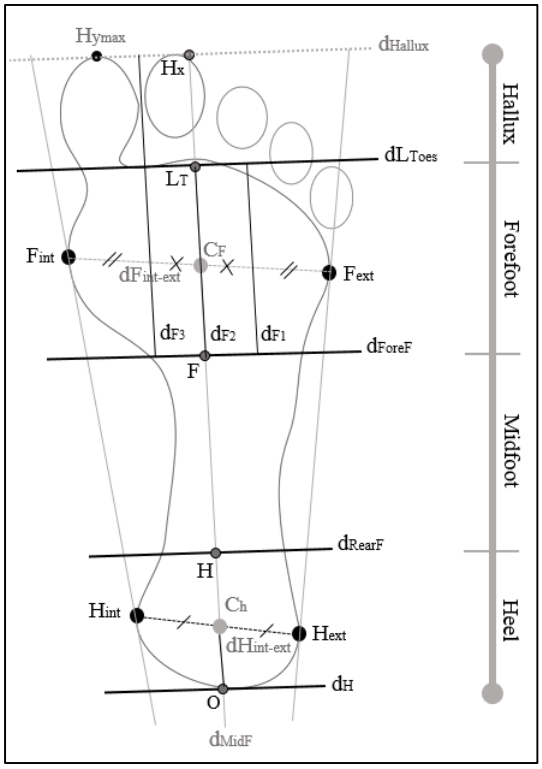


Figure 1.32 : Algorithme de division plantaire en 9 zones (2nd placement)

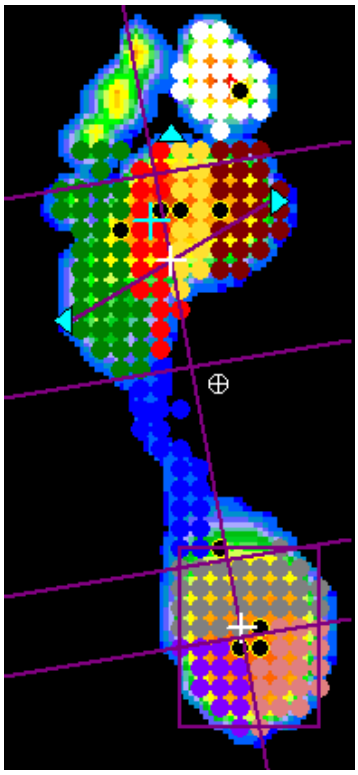


Figure 1.33 : Division automatisée à partir du logiciel de la Win-pod®

3.6. Etude 2 : Amélioration du premier placement de capteurs isolés

Afin de ne pas entraîner de biais dans l'interprétation des résultats, les volontaires ayant participé à l'étude sur la validation du premier placement ont réalisé de nouveau cette seconde étude. Le matériel utilisé, le protocole expérimental mis en place, les données analysées et les statistiques réalisées pour cette étude ont été les mêmes que pour la première étude (cf. partie I.3.4). Seul l'algorithme développé sur le logiciel de la Win-pod® a été modifié afin d'avoir un nouveau découpage du pied en 9 zones (cf. partie I.3.5).

3.6.1. *Résultats de l'étude*

3.6.1.1. Comparaison CoP vs BoP

Les valeurs du coefficient de corrélation de Spearman (CCS) et du RMSE obtenues sur les axes AP et ML sont présentées dans le tableau 1.3 suivant :

Tableau 1.3 : Tableau récapitulant les résultats des valeurs du CCS et du RMSE obtenus entre les courbes du CoP et du BoP pour le 1er et le 2nd placement

	Résultats du 1er placement		**Résultats du 2nd placement**	
	Axe ML (x)	Axe AP (y)	ML (x)	AP (y)
CCS moyen	0.91 ± 0.04*	0.97 ± 0.02*	0.95 ± 0.02*	0.99 ± 0.01*
RMSE moyen (mm)	5.5 ± 2	15.5 ± 3	4.1 ± 1	12.5 ± 2

(*) Significativité à $P < 0.05$

Les résultats des valeurs du CCS obtenus montrent une meilleure corrélation entre les 2 courbes (tableau 1.3) pour le second placement, et ceci est vrai pour les deux axes ML et AP. Concernant le $\overline{RMSE}$, nous pouvons observer une diminution de l'erreur entre les valeurs du CoP et du BoP pour le second placement, avec cependant une $\overline{RMSE}$ qui reste plus élevée sur l'axe AP par rapport à l'axe ML. L'ANOVA à mesures répétées montre des différences significatives de 11% à 31% de la phase d'appui ($\overline{RMSE}$ sur l'axe ML = 6.3mm ± 4mm; $\overline{RMSE}$ sur l'axe AP = 14.8mm ± 4.7mm), alors qu'aucune différence significative n'est observée de 1% à 10% et 32% à 100% de la phase d'appui ($\overline{RMSE}$ sur l'axe ML = 3.5mm ± 2mm; $\overline{RMSE}$ sur l'axe AP = 11mm ± 5.7mm) sur les axes AP et ML.

3.6.1.2. Comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe®

Les résultats obtenus pour le second placement montrent une corrélation légèrement supérieure entre les courbes de la Fz AMTI et de la Fz W-inshoe®, et une diminution de 4% du $\overline{NRMSE}$ (Tableau 1.4).

Tableau 1.4 : Tableau récapitulant les résultats des valeurs du CCS et du NRMSE obtenus entre les courbes Fz W-inshoe® et Fz AMTI pour le 1er et le 2nd placement

	Résultats du 1er placement	**Résultats du 2nd placement**
CCS moyen	0.90 ± 0.08*	0.91 ± 0.08*
NRMSE moyen (%)	50 ± 2	46 ± 1
RMSE moyen (N)	444 ± 36	390 ± 35

(*) Significativité à P < 0.05

L'ANOVA à mesures répétées réalisée à partir des valeurs du RMSE montre des différences significatives entre les 10 fenêtres ($p<0.0001$). Afin de déterminer si ces différences restent constantes tout au long de la phase d'appui le test post-hoc de Bonferroni a été réalisé. Il montre qu'il n'existe pas de différences significatives entre les valeurs de RMSE obtenues de 11% à 90% de la phase d'appui. Des différences existent entre la Fz W-inshoe® et la Fz AMTI tout au long de la phase d'appui. Mais les différences de RMSE montrent que l'erreur reste constante sur près de 80% de la phase d'appui.

3.6.2. *Discussion*

Le but de ces deux études était de pouvoir optimiser le placement de capteurs isolés, repositionnables sur une semelle ou directement sous le pied pour une analyse des pressions plantaires la plus fiable et précise possible. Les données obtenues avec deux placements de capteurs ont été comparées à celles obtenues à partir de la plateforme de forces. Pour des

mesures de clarté, cette discussion sera scindée en 2 parties afin de discuter les résultats obtenus d'une part entre le BoP et le CoP, et d'autre part ceux obtenus entre les courbes de Fz.

3.6.2.1. Résultats obtenus lors de la comparaison CoP vs BoP

Les résultats du CCS montrent de meilleurs résultats pour le second placement, avec une corrélation plus élevée entre le CoP et le BoP (CCS = 0.95 ± 0.02 sur l'axe ML ; CCS = 0.99 ± 0.01 sur l'axe AP) par rapport au premier placement (CCS = 0.91 ± 0.04 sur l'axe ML ; CCS = 0.97 ± 0.02 sur l'axe AP). Ce qui peut être observé au travers de ces résultats, est une corrélation plus faible sur l'axe AP par rapport à l'axe ML, et ceci pour les 2 placements. Ce résultat est également observé dans des études qui ont été publiées. Néanmoins, les valeurs de CCS obtenues sur l'axe ML dans cette étude se trouvent être plus élevées de celles obtenues par Chesnin et al. (2000) et Debbi et al. (2012), et cette différence est encore plus marquée pour le second placement.

Concernant le $\overline{RMSE}$, le second placement a permis de diminuer l'erreur entre les 2 courbes, et ceci pour les 2 axes ($\overline{RMSE}$ = 4.1 ± 1mm sur l'axe ML ; $\overline{RMSE}$ = 12.5 ± 1mm sur l'axe AP), comparées à celles obtenues pour le premier placement ($\overline{RMSE}$ = 5.1 ± 1mm sur l'axe ML ; $\overline{RMSE}$ = 15.5 ± 3mm sur l'axe AP). Malgré une erreur qui reste présente, ces résultats restent prometteurs. En effet, les valeurs de RMSE obtenues dans cette étude sont nettement inférieures à celles obtenues lors d'une précédente étude réalisée par Chesnin et al. (2000). En effet, ces auteurs ont analysé les valeurs du CoP et du BoP, déterminé à partir de données enregistrées à l'aide d'une semelle composée de 24 capteurs, et ont obtenu une $\overline{RMSE}$ de 5.6 ± 3mm sur l'axe ML et de 13.7 ± 5.9mm sur l'axe AP. Ces observations ont également été réalisées lors d'une étude utilisant une semelle entièrement recouverte de 99 capteurs (Debbi et al., 2012). Cependant, il est important de souligner que dans ces 2 études, les capteurs ont été incorporés dans une semelle placée à l'intérieur d'une chaussure alors que nous avons choisi de

coller les capteurs directement sous le pied. Les résultats montrent que le nombre de capteurs peut être réduit à 9 (vs 24 et 99 capteurs) en améliorant la qualité de la mesure par un placement judicieux et personnalisé.

L'ANOVA à mesures répétées a permis de réaliser une analyse plus précise des différences entre le CoP et le BoP au cours des différentes étapes composant la phase d'appui. De meilleurs résultats sont observés pour le second placement avec une diminution des différences entre les valeurs des 2 courbes (de 11% à 30% de la phase d'appui) par rapport au premier placement (de 1% à 40% de la phase d'appui). La modification du placement des capteurs au niveau du talon a permis de diminuer très légèrement ces différences, cependant, celles-ci persistent sur les axes AP et ML. Comme souligné dans la partie 3.4.3.1, la déformation que subit le coussinet adipeux sous calcanéen lors de la phase d'appui peut augmenter le déplacement des capteurs et donc engendrer des erreurs dans la trajectoire du BoP par rapport au CoP.

3.6.2.2. Résultats obtenus lors de la comparaison Fz AMTI vs Fz W-inshoe®

La courbe Fz obtenue à partir des données enregistrées par le W-inshoe® montre un profil type en double pic, dont le premier correspond à la phase de mise en charge et le second à la phase de propulsion. Le placement des capteurs isolés permet de retrouver des courbes de forces en fonction du temps qui respectent la dynamique de l'appui plantaire comme en attestent les valeurs de coefficient de corrélation élevées entre les valeurs des 2 courbes pour le premier (CCS = 0.90 ± 0.08) et le second placement (CCS = 0.91 ± 0.08). Cette méthode de placement a permis d'obtenir des résultats proches de ceux obtenus par Crea et al. (2014) (PCC = 0.88 ± 0.03), qui ont utilisé une semelle recouverte d'une nappe de capteurs, et meilleurs que ceux obtenus par Chesnin et al. (2000) (PCC > 0.70). De plus, les valeurs du $\overline{NRMSE}$ sont plus basses pour le second placement ($\overline{NRMSE}$ = 46%) par rapport au premier ($\overline{NRMSE}$ = 50%), et

correspondent à des valeurs de la Fz W-inshoe divisées par deux par rapport à celles de la plateforme de forces. Ces résultats sont prometteurs, car le second placement permet d'obtenir des différences nettement diminuées par rapport à celles obtenues par Crea et al. (2014) qui obtiennent des valeurs de la Fz obtenues avec leur semelle (composée de 64 capteurs) divisées par 3 par rapport à la Fz de la plateforme de pressions ($\overline{NRMSE}$ = 80%). Leurs résultats peuvent être expliqués, en partie, par un protocole expérimental différent. En effet, Crea et al. (2014) ont créé une semelle composée de plusieurs capteurs incorporée dans une chaussure alors que dans notre étude, les capteurs ont été fixés directement sous le pied. La compression de la semelle de la chaussure, plus ou moins importante selon le modèle, peut réduire l'intensité de la Fz calculée à partir des pressions qui sont différemment distribuées par l'écrasement de la semelle.

Dans cette étude, notre méthode de placement a consisté à détecter les pics de pressions afin de déterminer la position de chacun des capteurs. Les résultats obtenus permettent d'obtenir des données de pressions permettant de calculer de façon précise le BoP et la Fz. Ceci est d'autant plus vrai que ces résultats ont été obtenus à partir d'une semelle composée uniquement de 9 capteurs, et ont été souvent proches, voire meilleurs, de ceux obtenus à partir de semelles recouvertes de 24 à 99 capteurs, souvent onéreuses. Outre cet aspect technique, il vient un argument économique puisque les semelles intégrant un grand nombre de capteurs sont plus onéreuses. Notre méthode pourrait également servir à élaborer une semelle intégrant les capteurs du W-inshoe®.

Le placement des capteurs a été individualisé pour chaque pied dans le but de prendre en compte l'asymétrie anatomique droite/gauche naturelle, mais aussi celle liée à la présence d'une pathologie. En effet, une réorganisation des pressions sous la sole plantaire peut apparaître en réponse à une perte nociceptive chez les patients diabétiques (Amemiya et al., 2014; Bacarin et al., 2009; Bennetts et al., 2013; Guiotto et al., 2013; Ledoux et al., 2013;

Mueller et al., 2005; Sacco et al., 2014; Waldecker, 2012; Yavuz, 2014), ou l'apparition de douleurs articulaires pour les patients souffrant de polyarthrite (Horisberger et al., 2009; van der Leeden et al., 2006; Rao et al., 2011; Schmiegel et al., 2008; Turner et al., 2006) prise en compte par notre méthode de placement. De plus, un placement individualisé va permettre de suivre des patients ayant subi une intervention chirurgicale des membres inférieurs grâce à une analyse plus précise de la répartition des pressions plantaires (Chopra et al., 2014; Rouhani et al., 2011; Schaefer et al., 2015; Schuh et al., 2011). Ce suivi aura pour objectif de déterminer l'impact de l'intervention chirurgicale et de la rééducation sur les paramètres biomécaniques de la marche (tels que la répartition des pressions plantaires, le déplacement du BoP, l'analyse de la courbe Fz avec son double pic) par comparaison pré et post-opératoire. Plus globalement, cette méthode de placement individualisée pourra servir à toute application utilisant les pressions plantaires pour analyser la phase d'appui.

3.6.3. *Conclusion*

Le principal objectif de cette première partie de thèse était de développer une méthode permettant d'optimiser le placement de capteurs isolés pour une analyse précise des pressions plantaires lors de la marche. Les résultats présentés précédemment ont mis en évidence des corrélations élevées entre les données obtenues à l'aide de la plateforme de forces et celles obtenues à l'aide du W-inshoe®. Le second placement permet d'obtenir des résultats proches, parfois meilleurs, que ceux obtenus par de précédentes études utilisant des semelles intégrant un plus grand nombre de capteurs (de 24 à 99 capteurs par semelle). Nous considérons que notre matériel et méthode sont validés (Claverie et al., 2016).

3.7. Perspectives

La seconde partie de cette thèse est consacrée à la conception et à la validation d'un système de retour sonore à partir des données de pressions plantaires. La méthode de placement de capteurs isolés optimisée est utilisée pour un retour d'information cohérent, prenant en compte la morphologie de chaque pied. Une présentation détaillée de la conception du système de retour sonore est présentée dans une première sous-partie. Suivie de la présentation de l'étude mise en place afin de tester et valider ce système dans des conditions réelles, auprès d'une population ne présentant aucun trouble de la marche.

Partie II

De la conception à la validation

d'un système de retour sonore

d'informations baropodométriques

Résumé de la partie II

Le principal objectif de cette seconde partie de thèse était de développer et de valider un système de retour d'informations baropodométriques à partir des pics de pressions plantaires. Un état de l'art des différents systèmes de biofeedback développés ces dernières années confirme l'intérêt de développer un tel système de retour sonore. Une première étude a permis de développer la partie logiciel de ce système afin qu'il puisse retranscrire sous forme sonore les trois principales étapes de la phase d'appui (mise en charge, pied à plat, propulsion).

Une seconde étude a permis de tester ce dispositif dans des conditions réelles afin d'évaluer la compréhension du signal sonore retourné lors d'une tâche de marche chez une population ne présentant aucun trouble de la locomotion. Pour cela, cinq conditions de feedbacks (FB) ont été mis en place afin d'amener progressivement les participants à réaliser une mélodie sonore (3sons, condition FB_Gruss) lors de chaque appui. Les résultats révèlent un effet de la zone du pied retournée et de la complexité de la tâche (nombre d'informations retournées) sur le taux réussite. Le nombre d'appuis réussis chute fortement pour la condition FB_Gruss (3 sons) expliqué par une difficulté à traiter plusieurs informations dans un laps de temps très bref et une variabilité naturelle des pics de pressions plantaires sur la partie latérale et surtout médiale de l'avant-pied supérieure à la marge de tolérance mise en place pour déclencher les sons. De plus, les résultats révèlent l'absence d'effet délétère du FB, et ce quelle que soit les conditions de FB, sur la répartition des pressions plantaires pour réussir la tâche (création de zones d'hyperpressions ou d'hypo pressions par exemple), et ce même sous le pied où aucune information sonore n'a été retournée. Ces premiers résultats sont prometteurs, et l'amélioration de ce système de biofeedback sonore semble évidente (transfert du logiciel sur un smartphone) afin d'être testé auprès de patients présentant des troubles de la marche.

1. Introduction : Du Feedback vers l'utilisation du Biofeedback

Le retour d'information, ou « Feedback », est très largement utilisé pour l'apprentissage, ou le réapprentissage, d'une habileté motrice que ce soit dans le domaine du sport et/ou de la rééducation. Avant de rappeler ce qu'est un feedback, il a été important d'introduire la notion de « contrôle du mouvement » afin de mieux comprendre comment sont traitées les informations en temps réel à partir d'une approche neurophysiologique.

1.1. Approche neurophysiologique

Le système nerveux, composé du système nerveux central (SNC) et du système nerveux périphérique (SNP), se trouve impliqué dans la motricité et le contrôle du mouvement.

1.1.1. *Le système nerveux central (SNC)*

Le SNC est composé de la moelle épinière, située dans le canal rachidien résultant de la superposition des vertèbres de la colonne vertébrale, et de l'encéphale (partie supérieure du SNC) constitué du tronc cérébral, du cervelet et du cerveau. Ce système complexe permet d'intégrer et d'organiser les informations sensorielles et motrices impliquées dans le contrôle du mouvement (Magill, 2011, p.67) et ainsi de pouvoir élaborer l'ensemble des comportements, allant du plus simple au plus complexe (Collet, 2001, p.21). Sherrington (1906), physiologiste anglais, a réalisé des expériences chez l'animal afin de mieux comprendre le rôle de la moelle épinière dans la locomotion. Pour cela, il a sectionné la moelle épinière sur différents étages afin de la séparer de l'encéphale, et a induit des stimuli nocifs sur la patte de l'animal. Les résultats ont montré qu'une section au niveau de la partie inférieure du tronc cérébral n'entraîne pas l'arrêt total de la motricité. En effet, l'animal est capable de créer des mouvements qui restent cependant très limités (il s'agit de mouvements simples). La section au niveau de la partie supérieure du tronc cérébral n'entraîne pas, là encore, l'arrêt total de la motricité.

L'animal est capable de réaliser des mouvements plus complexes mais sans possibilités d'ajustements (Collet, 2001 p.21). Ces résultats montrent que la moelle épinière permet de contrôler les mouvements dits « réflexes ». En revanche, le tronc cérébral, composé de bas en haut du bulbe rachidien (moelle allongée), de la protubérance annulaire (le pont) et des pédoncules cérébraux (le mésencéphale), va permettre de construire des mouvements plus complexes (la locomotion par exemple) exigeant l'implication simultanée du cervelet (Collet, 2001, p.21) véritable centre nerveux régulateur de la motricité. En effet, le cervelet « *effectue les corrections indispensables au bon déroulement du mouvement à partir des afférences proprioceptives, vestibulaires ou visuelles. […]. Les fonctions motrices du cervelet concernent le maintien de l'équilibre, le réglage du tonus des muscles, la coordination de l'action des muscles durant le mouvement volontaire et la programmation du mouvement* » (L. Tatu, 2009). Il est composé de quatre systèmes fonctionnels à savoir : 1. Le cervelet médian ; 2. Le lobe flocculo-nodulaire. Ces deux systèmes ont un rôle dans le contrôle de la motricité axiale et de l'équilibre. 3. Le cervelet intermédiaire, ayant un rôle dans le contrôle de la motricité des membres. 4. Le cervelet latéral, ayant un rôle dans la programmation du mouvement, mais aussi dans l'apprentissage moteur et ce, en lien étroit avec l'olive bulbaire se comportant comme un véritable comparateur entre le mouvement attendu et celui qui a été réalisé. Si un écart est décelé, des messages permettant de corriger le mouvement sont ainsi envoyés au cervelet latéral, lui-même en lien étroit avec les aires pré-motrices. L'apprentissage moteur est ainsi permis.

Les résultats obtenus par Sherrington ont amené à hiérarchiser les différents mouvements selon leur complexité. Il a ainsi mis en avant trois types de mouvements dépendant des différents étages du SNC :

1) Le mouvement réflexe, défini comme « *un mouvement non acquis, involontaire et persistant* » (Collet, 2001, p.21). Seule la partie basse du SNC est impliquée dans ce mouvement, à savoir la moelle épinière.
2) Le mouvement automatique primaire, impliquant certains noyaux du tronc cérébral et permettant la réalisation d'une séquence motrice plus complexe.
3) Le mouvement volontaire, le plus complexe, acquis grâce à l'apprentissage, il est susceptible d'être automatisé. Cette automatisation est longue et dépendante de la quantité de ressources attentionnelles utilisée durant la tâche réalisée. En effet, « *l'exécution d'un geste nouveau va mobiliser la totalité des ressources attentionnelles du sujet* » (Collet, 2001, p.23) car l'attention est focalisée sur le contrôle du mouvement non maîtrisé, en cours d'apprentissage. C'est par la répétition de ce nouveau geste qu'un processus d'automatisation va pouvoir se mettre en place avec pour conséquence la diminution progressive du coût attentionnel. La construction d'un nouvel automatisme peut être appréciée lorsque le sujet est capable de réaliser ce nouveau geste de manière optimale tout en se focalisant sur une autre tâche gestuelle.

1.1.2. *Le système nerveux périphérique (SNP)*

Le SNP est composé des nerfs crâniens (rattachés au tronc cérébral de l'encéphale) et des nerfs spinaux (rattachés à la moelle épinière) reliés au SNC. Le SNP va permettre de relier le SNC à l'environnement grâce aux récepteurs extéroceptifs (visuels, auditifs, toucher) et proprioceptifs (musculaires, articulaires, tendineux, vestibulaires) qui ont pour tâche de transmettre les informations sur l'environnement et la position du corps dans l'espace au SNP qu'il transmet, via les voies afférentes, au SNC. Le SNC va traiter ces informations, paramétrer le programme du mouvement en fonction des informations reçues et envoyer en retour les

commandes au SNP qu'il va ensuite transférer, via les voies efférentes, aux effecteurs musculaires.

Ce couplage « SNP-SNC » est essentiel pour l'élaboration de tout mouvement hors réflexe médullaire. Les récepteurs du SNP jouent un rôle important dans le choix des commandes émises, ils « *constituent l'interface grâce à laquelle le sujet peut s'orienter* » (Collet, 2001, p.26). En effet, la régulation de nos mouvements est directement liée aux informations sensorielles, ou afférentes, provenant des récepteurs du SNP. Ainsi les récepteurs appartenant aux sens de la vision et de l'audition vont permettre au sujet de se repérer dans un champ plus large, alors que le toucher va lui permettre d'explorer un espace proche (Collet, 2001, p.26). Les récepteurs liés à la proprioception (appareil vestibulaire, récepteurs musculaires, cutanés et articulaires) vont compléter ces informations en renseignant le sujet sur la position et les déplacements de ses segments corporels. L'ensemble des informations transmises par ces différents récepteurs vers les centres nerveux supérieurs, via les voies afférentes, va ainsi donner au sujet réalisant une action, la possibilité de percevoir son corps en mouvement et de quantifier son efficience. Toutes ces informations ont un rôle important dans le fonctionnement des boucles de rétroactions (i.e. permettant le retour d'information) qui permettent d'ajuster le mouvement au contexte.

1.2. Organisation de la motricité

Des physiologistes étudiant le mouvement volontaire, G.I. Allen et N. Tsukahara (1974), ont tenté de décrire les opérations mentales précédant l'exécution de ce mouvement à l'aide d'un modèle très largement diffusé par la suite (Collet, 2001). Ce modèle établit un lien existant entre l'activité mentale, telle que l'idée et le désir d'agir qui sont deux opérations mentales précédant l'acte volontaire (Buchanan, 1812), et le processus nerveux. Ce modèle a

été développé par J. Paillard (1982 et 1990) (Collet, 2001), qui différencie deux grandes étapes dans le contrôle de la motricité (figure 2.1) :

1. *L'initialisation intentionnelle de l'action*. Cette étape correspond à trois opérations mentales que sont l'intention d'agir, la planification et la programmation du mouvement. Après l'idée et le désir d'agir, la planification va entrer en jeu dans le but de configurer le mouvement. Celle-ci va utiliser les expériences antérieures de la personne qui sont stockées en mémoire. Collet définit la planification comme un « *processus avant tout prédictif : impliquée dans l'organisation cognitive de l'action (choix des stratégies), la planification construit le mouvement, en prévoyant son exécution et ses effets, et en présidant à son déclenchement intentionnel* » (Collet, 2001, p.101-102). La programmation du mouvement fait suite à la planification afin de préciser les paramètres d'exécution du mouvement (par exemple l'amplitude, la force, la direction, la vitesse du geste).

2. *L'exécution du mouvement*. Dès lors que la programmation du mouvement est terminée, l'ordre d'exécution va être envoyé aux effecteurs, via les voies motrices descendantes, qui vont se connecter aux motoneurones spinaux. Ces motoneurones vont ainsi activer les muscles impliqués dans la réalisation du geste programmé. Ainsi l'activation musculaire va permettre à l'individu d'interagir avec l'environnement. L'évaluation de l'action, réalisée pendant l'exécution du mouvement, permet de juger de la conformité entre le mouvement réalisé et celui attendu. Cette évaluation est possible à l'aide des boucles de rétroactions sensitivo-sensorielles (figure 2.1). Ces boucles sensorielles sont très sollicitées au cours de l'exécution du mouvement. Elles permettent à la fois de contrôler l'exécution du mouvement et d'agir en retour sur les circuits spinaux, le tronc cérébral, le cervelet et le cortex moteur.

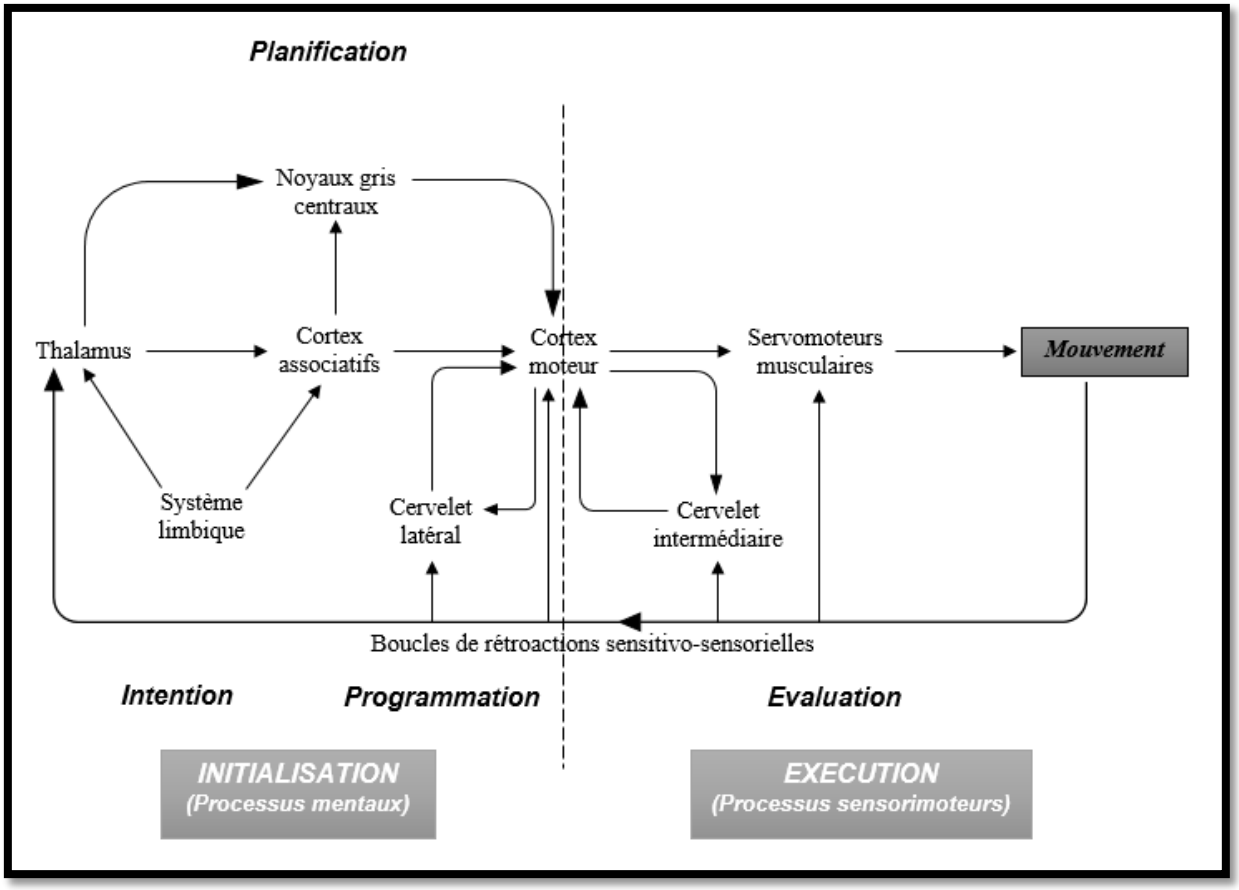


Figure 2.1 : Mécanismes du contrôle de la motricité (adaptation des schémas de J. Paillard, 1982 et 1990 par Collet, 2001)

1.3. Les boucles de rétrocontrôle impliquées dans l'optimisation du mouvement

1.3.1. *Les systèmes de contrôle proactif et rétroactif*

Il existe deux principaux systèmes de contrôle du mouvement : 1) Le système de contrôle en boucle ouverte (feedforward), ou ***contrôle proactif***. Magill (2011) définit ce système comme « *a control system in which all the information needed to initiate and carry out an action as planned is contained in the initial instructions to the effectors* ». 2) Le système de contrôle en boucle fermée (feedback), ou ***contrôle rétroactif***. Magill (2011) définit ce système comme « *a system of control in which during the course of an action, feedback is compared against a standard or reference to enable an action to be carried out as planned* ». Ces deux systèmes ont un point commun, à savoir la présence d'un *centre de contrôle du mouvement*

ayant pour rôle principal de générer les instructions du mouvement à réaliser (planifié) transmises ensuite aux effecteurs (muscles) impliqués dans la production du mouvement attendu (Magill, 2011, p.88).

Le système fonctionnant en boucle fermée implique un retour d'information, aussi appelé ***Feedback***. Il s'agit d'une information afférente envoyée par les différents récepteurs sensoriels (proprioceptifs, extéroceptifs) au centre de contrôle du mouvement. Magill (2011) définit la notion de feedback comme : « *Information from the sensory system that indicates the status of a movement to the central nervous system ; in a closed-loop control system, feedback is used to make corrections to an ongoing movement* ». Le feedback a pour rôle d'informer le centre de contrôle du mouvement de la conformité du geste qui est en cours d'exécution (figure 2.2). Ce mouvement va générer des informations sensorielles proprioceptives et extéroceptives (informations sensorielles du geste obtenu) qui vont être envoyées au centre de commande via les voies afférentes du SNP. Ces informations sensorielles vont être comparées à celles stockées dans la mémoire de reconnaissance du geste. Cette mémoire stocke les informations en lien avec les conséquences sensorielles du geste planifié. Il est ainsi possible au centre de commande du mouvement de déterminer si des différences existent entre le mouvement planifié et le mouvement obtenu (signal d'erreur) :

1) Si les informations sensorielles du mouvement planifié sont identiques à celles du mouvement obtenu alors aucun ajustement ne sera réalisé.

2) Si les informations sensorielles du mouvement planifié se trouvent être différentes de celles du mouvement obtenu alors des ajustements sur la programmation du geste seront effectués. Le centre de commande va envoyer des instructions supplémentaires afin de modifier le mouvement qui est en cours ou de corriger un mouvement incorrect.

3) Si les informations sensorielles du mouvement planifié sont identiques à celles du mouvement obtenu, mais que le résultat obtenu est différent de celui attendu alors là encore des ajustements sur la programmation du geste seront effectués.

Il est à noter que la mémoire de reconnaissance du geste permet de donner une « norme » à partir de laquelle il est possible de comparer les informations sensorielles du geste obtenu à celles du geste observé. Cependant, cette norme évolue avec l'acquisition de nouvelles habiletés. Si les informations sensorielles du geste obtenu induisent des sensations gestuelles plus performantes, ces nouvelles informations sensorielles vont être stockées dans la mémoire de reconnaissance du geste, même si elles se trouvent être différentes de celles du geste planifié.

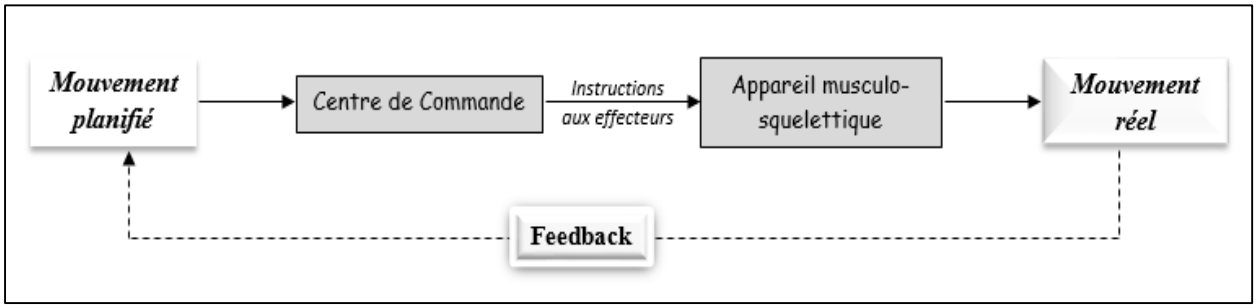


Figure 2.2 : Schéma simplifié illustrant le système en boucle fermée (boucle de rétroaction)

Dans un système en boucle fermée (figure 2.3), toute perturbation est détectée pour permettre au sujet d'y répondre de manière adaptée. Pour cela, une relation étroite est mise en place grâce aux informations sensorielles, entre les données d'entrée et de sortie du système. Il est important de souligner que les effecteurs ne sont pas la seule source d'information impliquée dans la boucle de rétroaction. D'autres sources d'informations sensorielles naturellement disponibles au sujet peuvent entrer en jeu afin d'améliorer le mouvement, telles que la vision, l'audition et l'odorat. L'ensemble de ces sources d'informations est regroupée dans une même catégorie de feedback appelée « ***Feedbacks Intrinsèques*** ». Il peut arriver que les informations sensorielles propres au sujet (récepteurs extéroceptifs et récepteurs proprioceptifs) ne

permettent pas de corriger efficacement le mouvement pour l'amener vers celui qui a été planifié. Peuvent alors être amenées des sources d'informations extérieures au sujet, apportées majoritairement par une personne (retour verbal de l'erreur par un entraîneur ou un clinicien par exemple), ou bien par de l'analyse vidéo (retour d'informations à partir d'images). Il s'agit dans ce cas-là de feedbacks appelés « ***Feedbacks Extrinsèques*** » (ou Feedbacks Augmentés).

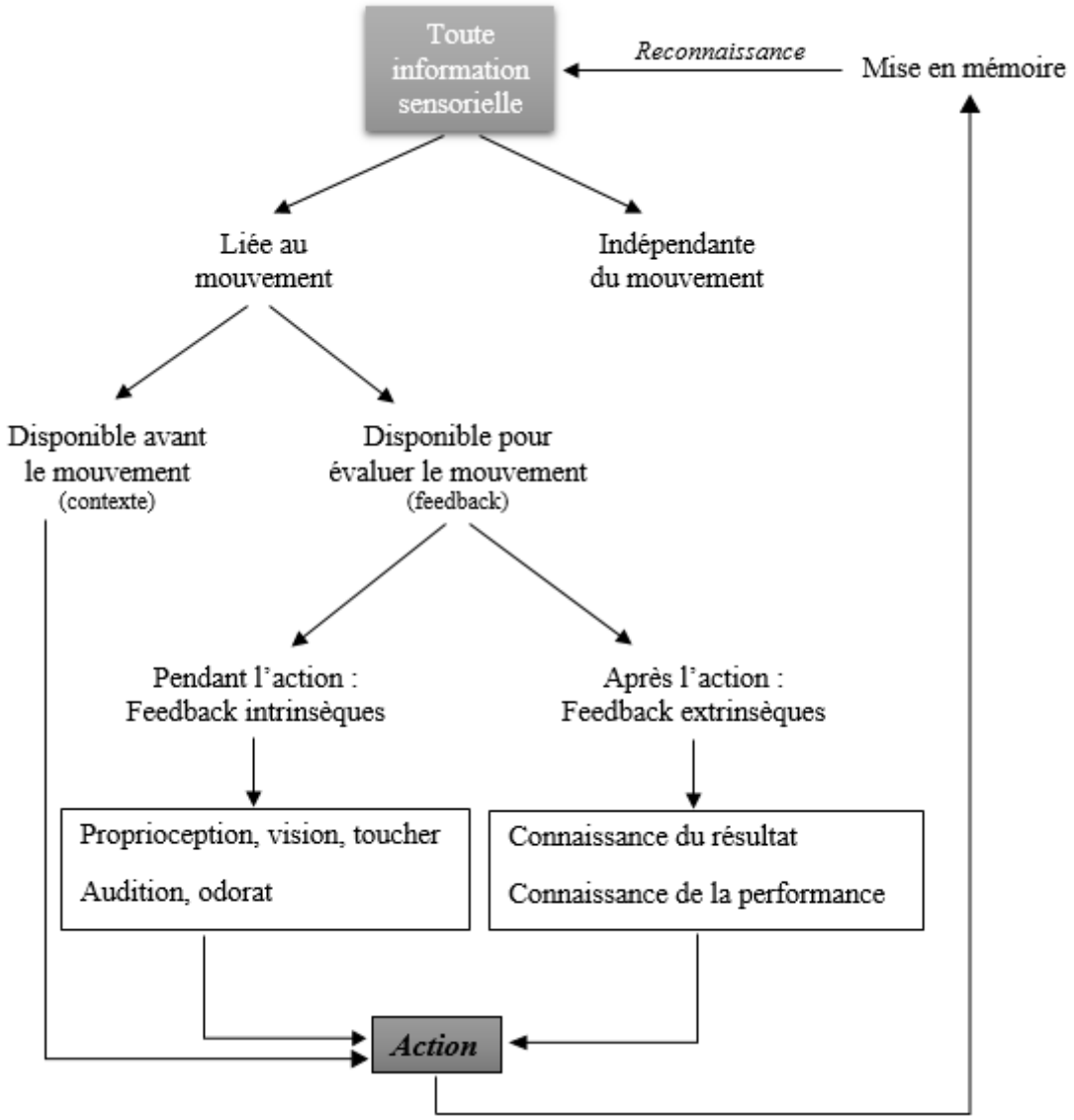


Figure 2.3 : Les informations sensorielles disponibles pour le contrôle du mouvement (d'après le schéma de Collet, 2001)

1.3.2. *Le feedback intrinsèque*

Magill (2011) définit le feedback intrinsèque (ou « ***task-intrinsic feedback*** ») comme « *the sensory feedback that is naturally available while performing a skill* ». Les différents organes sensoriels (extéroceptifs, proprioceptifs) d'un individu sont capables d'apporter ce type de feedback lorsqu'il effectue un mouvement. Ces différents récepteurs sensoriels peuvent être utilisés de manière concomitante par l'individu lorsqu'il effectue une action.

1.3.3. *Le feedback extrinsèque*

Aussi appelé feedback augmenté, il permet de supplémenter les informations apportées par les afférences sensorielles qui sont propres au sujet à l'aide de moyens artificiels (analyse d'un geste sur la vidéo, retour verbal d'un entraîneur ou d'un clinicien par exemple). Magill (2011) définit le feedback extrinsèque, ou augmenté, comme « *a generic term used to describe information about performing a skill that is added to sensory feedback and comes from a source external to the person performing the skill* ». Il n'est pas utilisé comme seule source d'information, il vient se rajouter ou améliorer (rehausser) le feedback intrinsèque. Il vient renforcer le feedback intrinsèque lorsque la personne est capable de détecter les informations générées par le mouvement à l'aide de son propre système sensoriel. Ce feedback extrinsèque peut alors être de nature verbale, visuelle et/ ou auditive afin d'améliorer le mouvement de la personne. En revanche, il vient s'ajouter au feedback intrinsèque lorsque le système sensoriel seul de la personne ne permet pas de détecter les informations générées par le mouvement. Par exemple, lorsqu'il existe une détérioration d'un ou des système(s) sensoriel(s), le feedback augmenté va avoir pour rôle d'apporter les informations non détectées. Mais aussi apporter une source non erronée, ou une référence valide, là où la perception intrinsèque se voit être perturbée.

Le feedback extrinsèque possède notamment deux rôles dans le processus d'apprentissage moteur, à savoir :

1. Favoriser l'acquisition d'une, ou de plusieurs, habileté(s) motrice(s) en renforçant les actions qui ont été correctement réalisées, et en apportant des informations sur les erreurs commises.
2. Encourager la personne à poursuivre ses efforts dans la tâche à accomplir.

Deux catégories de feedbacks extrinsèques existent : 1. La connaissance du résultat (CR), qui apporte une information en lien avec le résultat de l'action. 2. La connaissance de la performance (CP), qui apporte une information en lien avec les caractéristiques cinématiques du mouvement. Ces deux catégories de feedbacks peuvent être l'une comme l'autre utilisée dans l'apprentissage de nouvelles habiletés motrices. Sharma et al. (2016) ont réalisé une étude sur trente sujets sains (âgés de 18 à 25 ans) afin de comparer l'efficacité de la CR par rapport à celle de la CP sur l'apprentissage d'une habileté motrice. Ils avaient pour consigne de lancer le plus loin possible une balle en mousse avec le bras non dominant. Les participants ont été divisés en deux groupes. Les participants du groupe 1 avaient pour information la CR. Au bout des 10 lancers était donnée la distance la plus longue. Ceux du groupe 2 avaient pour information la CP. Au bout des 10 lancers, les participants avaient un retour verbal sur l'action et le visionnage de leur performance enregistrée sur une vidéo. Pour chacune des sessions étaient réalisés 40 lancers, et ce 6 fois par semaine pendant 4 semaines. Un pré et post-test a permis d'obtenir une distance moyenne de lancer de balle, calculée sur un total de 5 essais, afin d'observer un possible apprentissage moteur. Leurs résultats montrent une augmentation significative de la distance moyenne obtenue entre le pré et le post-test, et ce pour les deux groupes. De plus, la comparaison intergroupe montre une amélioration de la distance du lancer en faveur du groupe ayant eu la CP. Les deux catégories de feedback extrinsèque (CR et CP)

permettent donc d'améliorer l'habileté de lancer de chacun des participants de manière significative, avec une augmentation plus marquée pour le groupe ayant eu la CP. Cette étude illustre les effets bénéfiques de la CR et de la CP dans l'apprentissage moteur. Cependant, dans le cas où les FB extrinsèques sont donnés par un observateur (enseignant, praticien), utilisant aucune instrumentation, des limites (non exhaustives) concernant leur pertinence et leur fiabilité peuvent être énoncées :

1. La complexité de la tâche. Plus celle-ci demande des mouvements précis, plus il est difficile pour l'observateur de donner un feedback fiable et précis. Ces feedbacks sont limités à des mouvements de grandes amplitudes, effectués à une vitesse modérée pour être observables à l'œil nu. Seule l'analyse vidéo permet de renforcer la fiabilité et la précision de ces feedbacks pour des tâches plus complexes.

2. Le niveau de l'observateur. La qualité du retour d'information sur la tâche réalisée est fortement dépendante du niveau de l'observateur. Plus celui-ci est expert dans la discipline observée, plus les retours d'informations sont fiables.

3. Le retard du retour d'information. Ces feedbacks sont donnés après que la personne ait exécutée l'action et ne permettent pas un ajustement immédiat pour corriger le mouvement.

4. La nature des informations renvoyées. Les retours d'informations sont limités à ce qui est facilement observable, énonçable verbalement et intelligible. Dès lors, aucune information n'est possible sur les paramètres physiologiques et mécaniques du mouvement.

Ces dernières années ont vu le développement de nouveaux matériels permettant de proposer des solutions à ces différentes limites. Ils autorisent un retour d'information artificiel sur le mouvement en cours d'exécution par bouclage bio-rétroactif externe, aussi appelé « ***biofeedback*** ».

1.4. Présentation du *Biofeedback*

L'optimisation du contrôle moteur par bouclage bio-rétroactif externe, ou biofeedback (Chollet, 1990), a été étudiée dans des disciplines sportives telles que l'aviron (Gauthier, 1985), le cyclisme (Sanderson and Cavanagh, 1990), la danse (Grosshauser et al., 2012) et la natation (Chollet et al., 1988). Le principe consiste à enregistrer une information biologique à l'aide d'un système de mesure, puis de la retourner sous forme d'un signal auditif et/ou visuel, afin de rendre l'information objectivable et traitable par le sujet en vue de corriger son mouvement en cours d'action. Cette méthode est aussi utilisée dans la rééducation de l'appareil locomoteur, qui est un objectif prioritaire en médecine physique et de réadaptation (Descatoire et al. 2009) (Femery et al., 2008; Lee et al., 2007, 2013; Thikey et al., 2012; Yang et al., 2012; York et al., 2009). Les techniques de biofeedback impliquent l'addition d'une boucle rétroactive au feedback intrinsèque (Magill, 2011). Lorsqu'un geste est réalisé, le système nerveux central utilise les afférences sensorielles (proprioceptive, visuelle, auditive et kinesthésique) afin de réguler le mouvement et d'atteindre les objectifs ciblés. Il s'agit du feedback intrinsèque. Cependant, des feedbacks supplémentaires peuvent être apportés par une personne, ou une source extérieure, permettant d'enrichir les informations fournies par le feedback intrinsèque (Schmidt, 1993; Schmidt and Lee, 2005). Ces feedbacks sont aussi appelés feedbacks extrinsèques ou augmentés (Sigrist et al., 2013). La solution privilégiée dans les milieux cliniques est l'utilisation d'un feedback verbal, donné par le clinicien et qui renseigne l'individu sur les conséquences ou la qualité de sa performance (Mulder and Hulstyn, 1984). Cependant, la complexité d'un mouvement ainsi que les facteurs environnementaux de la performance sont autant de variables pouvant influencer la précision et la pertinence de cette modalité d'information (Zijlstra et al., 2010).

Les récentes évolutions ont permis de développer des dispositifs électroniques autorisant un retour d'information artificiel. Ce procédé de rétro-information externe est appelé

biofeedback. Sa précision et sa concomitance à l'action sont d'un grand intérêt dans la rééducation de l'appareil locomoteur car ils permettent de compenser des feedbacks intrinsèques altérés à l'aide d'une information externe artificielle, ou d'ajouter un nouveau feedback pour le contrôle du mouvement en fournissant des informations sur ce dernier qui sont inaccessibles par les moyens de détections naturels. Selon Chollet (1987), le BFB fonctionne en boucle fermée, permettant l'évaluation du mouvement de manière concomitante à l'action. Ainsi, la détection d'une erreur va engendrer une correction du mouvement (figure 2.4).

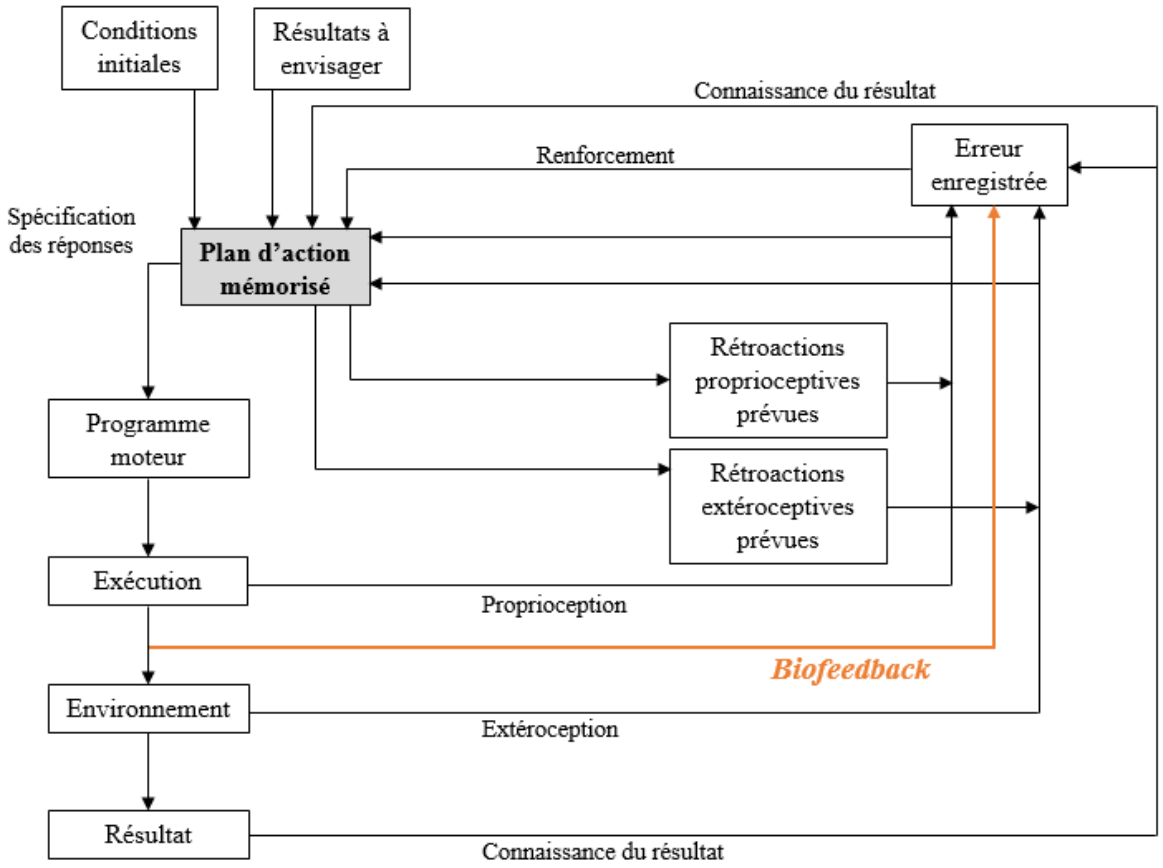


Figure 2.4 : Situation du Biofeedback parmi les boucles rétroactives (Figure adaptée du schéma de Collet, 2001)

Deux variables « biologiques » sont les plus utilisées en tant que biofeedback afin d'évaluer le mouvement (Giggins et al., 2013) (figure 2.5). La première, regroupe les paramètres physiologiques tels que le rythme cardiaque, le rythme respiratoire ou l'activité électromyographique (EMG). Il s'agit de biofeedbacks dits « physiologiques » utilisés dans le but de réguler le niveau d'anxiété ou l'activation de certains muscles (Basmajian, 1963; Caird et al., 1999; Chang and Rincon, 2006; Del Pozo et al., 2004; Engel et al., 2004; Inglis et al., 1976; Middaugh and Miller, 1980; Moreland et al., 1998; Neblett et al., 2010; Oravitan and Avram, 2013; Petrofsky, 2001; Woodford and Price, 2007). Cependant, la performance d'une tâche motrice complexe, telle que la marche, a pour impact d'entraîner l'activation de nombreux muscles qui vont interférer sur le signal EMG et donc rendre d'autant plus difficile l'analyse d'un muscle en particulier (Wulf and Shea, 2002). De ce fait, une analyse physiologique seule peut difficilement caractériser un mouvement propre à une tâche spécifique. En d'autres termes, le biofeedback physiologique apparaît mal adapté à la rééducation d'habiletés complexes. La seconde variable regroupe les paramètres dits « mécaniques » (biofeedback mécanique) obtenus à l'aide d'analyses cinétiques (plateforme de forces) et/ou cinématiques (matériels d'analyse du mouvement). Ces paramètres sont enregistrés, amplifiés, traités puis retournés au sujet au moyen d'appareils électroniques (André et al., 1986; Chollet, 1987).

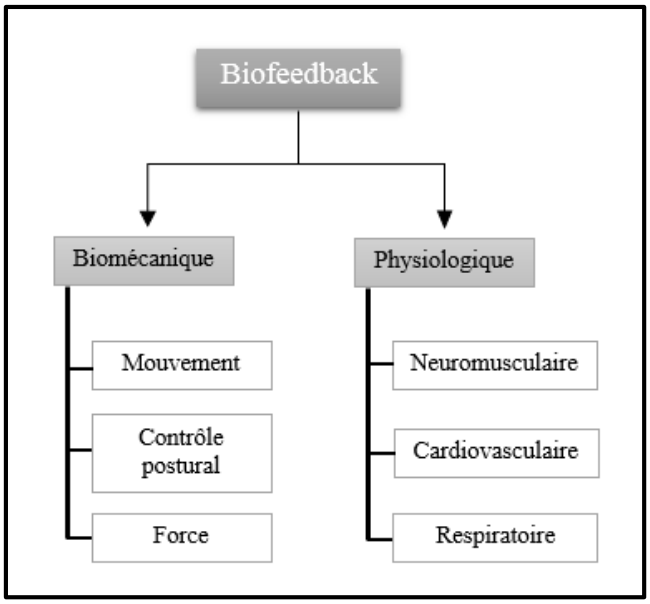


Figure 2.5 : Catégories de biofeedback utilisés en médecine physique et de réadaptation (D'après Hurkmans et al. 2003)

Différents systèmes de mesures ont été détournés pour être utilisés à des fins de biofeedback dans la rééducation de la posture et de la marche. D'une part, il existe les systèmes utilisés pour l'optimisation de la posture, tels que la plateforme de force ou la plateforme de pressions. D'autre part, il existe les systèmes destinés à une application à la marche, divisés en trois catégories selon Hurkmans et al (2003). Les systèmes « fixes », comprenant les petites (enregistrement d'un seul appui) ou grandes (enregistrement de plusieurs appuis consécutifs) plateformes de forces et de pressions. Les systèmes « semi-portables » qui incluent les semelles ou chaussures composées de capteurs de pressions, ou de forces, reliées par câble à un ordinateur. Ces systèmes ont progressivement évolué vers des dispositifs sans fil définissant la catégorie des systèmes « portables ». Le choix du système et des paramètres analysés est important pour s'assurer de la fiabilité et de la précision des informations retournées au sujet. Les systèmes présentés précédemment permettent notamment une analyse du centre des pressions (CoP), du barycentre des pressions (BoP), des forces de réactions au sol et des moments de forces qui peuvent être utilisés comme sources de biofeedbacks.

1.5. Utilisation du *Biofeedback* pour l'optimisation de la posture

Le premier appareil de stabilométrie a été élaboré par Vierordt (1860) afin d'observer le comportement de l'Homme en station érigée. Pour cela, il s'est servi d'une plume enduite de noir de fumée attachée au sommet de la tête en contact avec une feuille. Il a pu ainsi retracer les oscillations du corps lors de différentes tâches. Il a fallu attendre les travaux de Scherrer (1951) pour que la première plateforme de forces soit créée.

1.5.1. *Biofeedback à partir d'une plateforme de forces*

L'emploi de la plateforme de forces comme source de biofeedback est particulièrement présent en milieu clinique depuis les années 1990 (Barclay-Goddard et al., 2004; Dault et al., 2003; Nichols, 1997). Elle permet d'apporter des informations sur les oscillations posturales ou les asymétries lors de tâches spécifiques, afin d'aider les patients à corriger leur posture (Betker et al., 2006; Čakrt et al., 2010; Dozza et al., 2005; Eser et al., 2008). Un feedback visuel (Chen et al., 2002; Geiger et al., 2001; Sackley and Lincoln, 1997; Shumway-Cook et al., 1988) et/ou auditif (Walker et al., 1997; Wong et al., 1997) peut être utilisé afin d'informer le patient sur les déplacements de son CoP en temps réel lors d'une tâche d'équilibre (posture). Le feedback est considéré concomitant à l'action : le temps de latence entre le déplacement du CoP et le signal retourné au sujet est d'environ 16ms (Dault et al., 2003). Toutes les études référencées dans les tableaux suivants utilisent la plateforme de forces comme source de biofeedback lors d'exercices de contrôle postural ou de mise en charge, tels que la position assise-debout, appui bipodal à unipodal par exemple. Elles ont pour objectif commun d'améliorer l'équilibre, la mobilité et par conséquent l'autonomie des patients. Celui de cette revue de littérature est d'évaluer l'efficacité des biofeedback mécaniques dans la rééducation de la posture. Pour cela, seules les études ayant comparé un groupe contrôle recevant une rééducation conventionnelle

à un groupe expérimental qui la complète par un entraînement à partir d'un biofeedback mécanique (plateforme de forces) ont été retenues. Le tableau 2.1 résume les études cliniques ayant utilisées des systèmes fixes afin d'optimiser l'équilibre.

Tableau 2.1: Etudes cliniques comparant une rééducation conventionnelle à celle utilisant un système « fixe » pour l'amélioration de la posture

References	*Patients Age (years)*	*Diagnosis*	*Instrumentation*	*Goal and intervention*	*Information returned*	*Mechanics parameters analyzed*	*Clinics parameters analyzed*	*Results*
Maciaszek et al. (2014)	11E / 10C 60±5 years	Ischemic stroke	Posturographic platform	Aim: Balance improvement by means of posturographic platform biofeedback training. CR session: NC. EG session: 2 weeks of exercises with visual and auditory CoP signal.	Visual / Auditory CoP		Time up and go test.	The GE score of dynamic balance is greater compared to the CG.
Tamburella et al. (2013)	6E / 6C 53±13 years	Spinal cord injury	Force plate	Aim: Balance improvement. CR session: During 8 weeks / 5days*week/ BFB training: 5 exercises with CoP returned as visual signal = steadiness / symmetry / target / hunting-random targets / hunting-planned targets. CG session: 60' of CR. EG session: 40' of CR + 20' of visual BFB training.	Visual CoP	Indices of CoP extent: SP / VEL / V_{AP} / V_{ML} / distance travelled by CoP during stance phase / SA.	Neurological evaluation: ASIA / AIS / BBS. Gait evaluation: WISCI / TMWT / SMWT / Time Up and Go test.	Significant improvement in balance for the EG.
Cakrt et al. (2010)	9E / 8C 40±12 years	Vestibular schwannoma	Force plate	Aim: Evaluate the effect of visual FB training on the postural control. CR session: 2 weeks of exercises to increase vestibulo-ocular gain as horizontal and vertical head movements while maintaining visual fixation on a target. FB training: CR + Visual CoP BFB.	Visual CoP	Walking speed CoP: AP and ML amplitude, velocity in AP and ML directions, CoP RMS, TA.		Significant improvement in postural stability (improvement in CoP parameters) for EG after 2 weeks with BFB training.

References	Patients Age (years)	Diagnosis	Instrumentation	Goal and intervention	Information returned	Mechanics parameters analyzed	Clinics parameters analyzed	Results
Eser et al. (2008)	22E / 19C 60±11 years	Hemiparesis	Force plate	Aim: Effects of balance training on mobility, motor recovery, activity level. CR session: 8 weeks / 5 days*week / 2-5h*day. EG session: CR + 15 min visual BFB / 5*week / during 3 weeks.	Visual CoG projection		Motor recovery: BMRS. Mobility: RMI. Activity level: FIM.	Significant improvement in motor recovery, mobility and activity level for both groups. No significant differences in mean change scores between groups.
Yavuzer et al. (2006)	22E / 19C 60±8 years	Hemiparesis	Force plate	Aim: Balance improvement with BFB training. CR session: 8 weeks / 5days*week / 2-5h*day. EG session: CR + 15 min visual BFB / 5days*week / during 3 weeks.	Visual CoG projection	Kinematic of the walk, GRF (first maximum).	Motor recovery: BMRS. Activity level: FIM. Mobility: FAC.	Absence of significant symmetry improvement for both groups. Significant improvement in the first vertical GRF maximum for EG. Significant decrease in the pelvis range of motion in the frontal plane and better postural control for EG. Significant improvement in the load paretic side for EG.
Kerdoncuff et al. (2004)	14E / 11C 60±5 years	Stroke	Stabilometry platform	Aim: Balance work, motor facilitation. CR session: 2h*day / 5days*week / 3*weeks. EG session: CR + 15 min / 5days*week / during 3 weeks of visual BFB.	Visual CoP	LFS, mean X, mean Y, VFY, Romberg quotient.	Orgogozo Fugl-Meyer, FIM, walking speed.	Significant decrease in walk duration over 10 meters for EG. FIM improvement is significantly better for EG. Significant improvement in VFY for EG.

References	Patients Age (years)	Diagnosis	Instrumentation	Goal and intervention	Information returned	Mechanics parameters analyzed	Clinics parameters analyzed	Results
Chen et al. (2002)	23E / 18C 55±5 years	Hemiplegia	Force plate	Aim: Delayed effects of a BFB training program on balance function of hemiplegic stroke patients. CR session: NC. EG session: CR + 20 min / 5 days*week / during 2 weeks of visual BFB.	Visual CoG projection	Static assessment: % LOS. Dynamic assessment: DCL.	Motor recovery: BRMS. Activity level: FIM.	Dynamic balance improvement is significantly better for EG. No significant differences in static balance between groups. Significant improvement in the self-care (FIM) domain for EG group 6 month of follow-up test.
Geiger et al. (2001)	7E / 6C 60±5 years	Hemiplegia	Dual force plate	Aim: BFB training improves balance and mobility. CR session: 50 min / 2-3*days / during 4 weeks. EG session: 35'CR + 15 min visual BFB session 2-3*week / during 4 weeks.	Visual CoG projection		Timed Up and Go test. Berg balance scale.	Significant improvement in postural balance and mobility for both groups. Absence of differences between both groups.
Cheng et al. (2001)	30E / 24C 60±5 years	Hemiplegia	Dual force plate	Aim: Symmetry improvement to prevent risks of fall. CR session: NC (electrostimulation). EG session: CR + 30 min of standing postural symmetry and stability training using visual and auditory BFB + 20 min sit-to-stand movement using visual and auditory BFB.	Visual and Auditory vertical ground reaction force (vGRF)	LR-VF differences, %BW.	X and Y CoP oscillations.	Significant decrease in CoP variation in medio-lateral and antero-posterior axes for both groups. Decrease in sit-to-stand and stand-to-sit time for EG 6 month follow-up test. Decrease in falls during the 6 months following rehabilitation for EG by decrease in CoP sway and higher rate of rise in force develop to rise from a chair. Significant decrease in body weight asymmetry for the EG.

References	Patients Age (years)	Diagnosis	Instrumentation	Goal and intervention	Information returned	Mechanics parameters analyzed	Clinics parameters analyzed	Results
Walker et al. (1997)	16E / 14C 63±7 years	Hemiplegia	Force plate	Aim: Effectiveness of providing visual FB of the CoG position on the symmetrical weight distribution to people with stroke. CR session: 2h*day / 5days*week/ during 3-8 weeks. EG session: CR + 30 min visual BFB 5days*week / during 3-8 weeks.	Visual CoG projection.	% LOS.	Berg balance scale. Timed Up and Go test. Walking speed.	Improvement in postural balance for both groups. Absence of significant differences between both groups.
Sackley et al. (1997)	13E / 13C 65 years	Hemiplegia	Force plate	CR session: 40 min / 3days*week / during 4 weeks + 20 min placebo feedback. EG session: CR + 20 min visual BFB.	Visual CoP	CoP Oscillation.	Motor assessment: RMA. Activity level: ADL.	Improvement in stance symmetry, gross motor function and daily activities for the EG after 4 weeks of training. But these differential effects were lost after 8 weeks.
Schumway-Cook et al. (1988)	8E/ 8C 65 years	Hemiplegia	Force plate	CR session: 2*day during 2 weeks. EG session: CR + 15 min visual BFB.	Visual CoG projection	Total area of the CoP displacement and lateral displacement (x axis).		

E= *Experimental,* ***C***= *Control,* ***G***= *Group;* ***NC***= *Not communicated;* ***min***= *Minutes;* ***h***= *Hour;* ***CR***= *Conventional Rehabilitation;* ***BFB***= *Biofeedback;* ***CoP***= *Centre of Pressure;* ***CoG***= *Centre of Gravity;* ***x***= *Medio-lateral axis;* ***y***= *Antero-posterior axis;* ***LR-VF differences***= *Vertical force between left and right side differences;* ***%BW***= *Load differences between the affected and healthy leg;* ***FIM***= *Functional Independence measure;* ***FAC***= *Functional Ambulation;* ***RMA***= *Rivermead Motor Assessment;* ***ADL***= *Activites of Daily Living: daily activity evaluation;* ***LOS***= *Limit Of Stability;* ***DCL***= *Directional Control;* ***LFS***= *Length in function of the Surface;* ***BMRS***= *Brummstrom Motor Recovery Stage;* ***Fugl-Meyer***= *Sensomotor recovery evaluation;* ***Motor Score of Orgogozo***= *Locomotion and limb strength evaluation;* ***Romberg Quotient***= *Oscillation surface ratio between open and closed eyes;* ***TA***= *Total Area;* ***RMS***= *Root Mean Square;* ***SP***= *CoP sway path;* ***VEL***= *CoP mean velocity;* ***VAP*** *and* ***VML***= *Anteroposterior and mediolateral components of CoP mean velocity (mm/s);* ***ASIA***= *American Spinal Injury Association;* ***AIS***= *ASIA Impairment Scale;* ***BBS***= *Berg Balance Scale;* ***WISCI***= *Walking Index for Spinal Cord Injury;* ***TMWT***= *10 Meter Walking Test;* ***SMWT***= *Six Minutes Walking Test.*

Toutes ces études ont utilisé un feedback visuel, seules deux études ont utilisé le feedback visuel et auditif. Six études ont utilisé la projection du centre de gravité (CoG) (Chen et al., 2002; Eser et al., 2008; Geiger et al., 2001; Shumway-Cook et al., 1988; Walker et al., 1997; Yavuzer et al., 2006), cinq études le centre des pressions (CoP) comme feedback visuel (Čakrt et al., 2010; Kerdoncuff et al., 2004; Maciaszek et al., 2014; Sackley and Lincoln, 1997; Tamburella et al., 2013), et une étude a utilisé la force de réaction verticale (vGRF) (Cheng et al., 2001) en tant que feedback visuel et auditif afin de retourner les informations concernant le mouvement réalisé. Les résultats obtenus par ces études montrent un effet positif du biofeedback sur l'amélioration de l'équilibre postural. En effet, 6 études sur 10 rapportent une amélioration significative de la stabilité posturale et de la symétrie (Čakrt et al., 2010; Chen et al., 2002; Cheng et al., 2001; Sackley and Lincoln, 1997; Tamburella et al., 2013; Yavuzer et al., 2006), ainsi qu'une meilleure réalisation des activités de la vie quotidienne (Sackley and Lincoln, 1997), et ce alors que la durée des entraînements avec biofeedback n'excède pas quatre semaines de rééducation. Malgré ces résultats encourageants, le faible nombre d'études ne nous permet pas de dresser un bilan sur la quantité d'entraînement par semaine avec biofeedback à conseiller afin d'obtenir des résultats positifs.

De plus, dans une revue de littérature regroupant sept essais cliniques incluant 246 patients cérébrolésés (Barclay-Goddard et al., 2004), les auteurs n'ont pas observé les mêmes résultats. Ces derniers ont montré que les informations apportées par la plateforme de forces permettaient d'améliorer la symétrie mais n'amélioraient pas l'équilibre postural. Les protocoles de ces programmes de rééducation étant très peu détaillés, et ne précisant pas la part dédiée aux biofeedbacks mécaniques, il est difficile de conclure quant à son intérêt.

1.5.2. *Biofeedback à partir d'une plateforme de pressions*

Les plateformes de pressions connaissent un développement important dans le domaine de la rééducation et du suivi clinique. Mais peu d'études se servant de ces systèmes en tant que biofeedback ont été publiées.

Une première étude (Kerdoncuff et al., 2004) s'est intéressée aux effets d'un entraînement avec feedback visuel de 3 semaines sur des patients ayant eu un accident vasculaire cérébral (AVC). Le groupe expérimental a complété sa rééducation conventionnelle par un entraînement avec biofeedback sur une plateforme de pressions retournant visuellement la projection du barycentre des pressions (BoP). Les patients ont réalisé des exercices de stabilisation la première semaine, des exercices de mise en charge sur le membre hémiplégique la seconde semaine, et des exercices de contrôle postural lors de la troisième semaine d'entraînement. Les résultats ont montré qu'un entraînement avec biofeedback permettait d'avoir des effets positifs sur la stabilité posturale, la vitesse de marche et le niveau de dépendance par rapport à une rééducation conventionnelle.

Une seconde étude (Tsaklis et al., 2012) a été consacrée à l'effet d'un protocole d'entraînement avec biofeedback visuel de 4 semaines chez des personnes ayant eu un AVC. Durant les entraînements, les patients ont réalisés des exercices d'équilibre postural (maintenir stable le CoP) et dynamique (atteindre une cible) sur une plateforme de pressions. Les résultats ont montré une amélioration significative du contrôle postural durant ces exercices. Cependant, l'absence du groupe contrôle ne permet pas de conclure sur l'efficacité réelle du biofeedback.

Une troisième étude (Maciaszek et al., 2014) a analysé l'effet d'un entraînement avec biofeedback visuel chez des personnes ayant eu un AVC. Ils ont utilisé une plateforme de pressions afin de retourner la projection du CoP sur un écran. Les patients devaient rester debout

sur la plateforme de pressions avec les bras le long du corps. Ils avaient pour consigne de se balancer dans le but de déplacer leur CoP (représenté par un point sur l'écran) à l'intérieur des zones demandées (carrés marqués par une croix). Un signal sonore était retourné au patient lorsque celui-ci réussissait l'exercice. Après quinze jours de rééducation, les résultats ont montré un meilleur équilibre dynamique pour les patients ayant reçu le protocole d'entraînement avec biofeedback par rapport à ceux ayant reçu une rééducation conventionnelle. Et ceci est d'autant plus vrai que les effets se sont avérés meilleurs pour les patients souffrant d'une hémiparésie du côté droit (i.e. - AVC ayant atteint l'hémisphère gauche). Les auteurs concluent que le site de l'AVC est aussi un paramètre à prendre en compte qui peut moduler l'efficacité de la rééducation avec biofeedback.

Il est intéressant de mettre en avant le développement accru de matériels ludiques pour la rééducation, normalement utilisés pour les jeux vidéo, afin de rendre les soins plus attractifs pour les patients. De récentes études ont démontré l'utilité de la Nintendo Wii Balance Board afin d'améliorer la mobilité et le renforcement des membres inférieurs chez des patients présentant des troubles de l'équilibre postural, ou ayant subi une chirurgie (Esculier et al., 2012; Shih et al., 2010a, 2010b; Young et al., 2011). De plus, des études se sont penchées sur la précision de la Nintendo Wii et ont montré qu'elle était fiable pour des exercices effectués en condition statique, tout en étant peu onéreuse et surtout accessible à tous (Bartlett et al., 2014; Clark et al., 2010, 2011). Elle permet ainsi d'offrir des feedbacks directs, qui peuvent être visuels et/ou auditifs, enrichissant l'environnement du patient (Esculier et al., 2012). D'autres procédés, basés sur la réalité virtuelle, permettent de recréer un environnement familier (sentier d'une forêt par exemple) au sein même d'un laboratoire (Cho and Lee, 2014; Darter and Wilken, 2011; Kim et al., 2013; Walker et al., 2010). Les résultats mis en avant dans ces études confirment l'utilité de la réalité virtuelle dans les protocoles de rééducation, et ce en

complément d'une rééducation conventionnelle, afin d'améliorer les paramètres mécaniques de la posture et de la marche. De futures études pourront appuyer ces résultats avec l'objectif de développer et d'élargir au domaine clinique ces procédés de réalité virtuelle.

1.6. Utilisation du *Biofeedback* pour l'optimisation de la marche

Bien plus que l'optimisation de la posture, le réapprentissage de la marche est un objectif majeur en rééducation fonctionnelle. Les systèmes de mesures ont évolué pour permettre une analyse des paramètres biomécaniques lors de la marche (Abu-Faraj et al., 1997; Aranzulla et al., 1998; Isakov, 2007; Wertsch et al., 1992). Cette sous-partie a pour objectif de présenter les systèmes qui ont été développés et utilisant les paramètres cinétiques (forces et moments de forces externes) lors de la marche comme source de biofeedback.

1.6.1. *Biofeedback à partir de systèmes « fixes »*

Afin d'améliorer la symétrie de patients ayant subi une arthroplastie totale de hanche, White and Lifeso (2005) ont utilisé une plateforme de forces intégrée dans un tapis roulant (tableau 2.2). Un affichage visuel permet aux patients ayant une rééducation avec biofeedback de prendre connaissance des pics de forces de la première moitié de la phase d'appui et ceci pour chaque jambe. Une moyenne des 5 derniers appuis est renvoyée au patient, matérialisée par un trait noir, afin d'avoir un retour sur sa réussite. Les résultats montrent une marche plus symétrique pour le groupe expérimental. Cette amélioration de la symétrie pourrait avoir pour conséquence de prévenir la détérioration de la hanche controlatérale.

Franz et al (2014) ont réalisé une étude à l'aide d'un tapis de marche équipé d'une plateforme de forces enregistrant les pics des forces antéropostérieures et verticales durant la marche chez des sujets âgés et des sujets jeunes (tableau 2.2). Un premier enregistrement, où

les sujets devaient se déplacer à une vitesse de marche spontanée, a été réalisé. Les résultats obtenus durant cette marche ont été utilisés comme valeurs de références pour les conditions réalisées avec le feedback visuel. Ce dernier correspondait à la force de réaction et consistait à guider les participants afin qu'ils puissent développer des forces supérieures à celles de références (>20% et >40% de la valeur de référence) représentées par un « seuil » à l'écran. Lors de la marche à vitesse spontanée, les résultats ont montré une force propulsive chez les sujets âgés plus faible que chez les sujets jeunes. En revanche, lorsque le feedback visuel a été fourni en temps réel, les sujets âgés ont été capables d'exercer une force propulsive égale, voire supérieure, à celle obtenue chez des sujets jeunes.

Tableau 2.2 : Etudes utilisant les systèmes « fixes » ou « semi-fixes » pour l'optimisation de la marche.

References	*Patients Age (years)*	*Diagnosis*	*Instrumentation*	*Goal and intervention*	*Information returned*	*Mechanics parameters analyzed*	*Clinics parameters analyzed*	*Results*
Franz et al. (2014)	8 E (72 years) / 11 C (21 years)	EG: Elderly / CG: Young	FP fixed on a treadmill ***Fixed system***	Aim: Improve the forward propulsion of older adults. BFB training: 1 day. Baseline record: EG + CG walked at 1,25m/s during 5' (data used to calculate target line for the visual FB trials) Visual FB session: EG matched a GRF target line set to 20% and 40% greater than their normal walking (baseline record) for 2' (GRF20/GRF40). Auditory FB session: EG walked to the beat of an audio-metronome set to step frequency 10% (SF10) and 20% (SF20) slower than baseline record (to promote longer steps)	Visual Vertical ground reaction force (vGRF) Auditory stride frequency	Antero-posterior (A/P) / Vertical GRF. Stride-averaged values. Velocity of the body's center of mass (CoM). Mechanical work rates over an average stride. Stride time during F20/F40, EMG20/EMG40, SF10/SF20.		Increase in A/P and vertical GRF with real-time visual propulsive GRF FB. Elderly obtain equal or better propulsive GRF values during push-off compared to younger subjects. Small increase in propulsive GRF with the auditory stride frequency FB. Older subjects walked steps which were 8% and 23% slower and longer than normal for SF10 and SF20 respectively.
Gomes et al. (2013)	10 (15±5 years)	Hemiplegia	Piezo-resistive Sensors ***Semi-portable***	Aim: Decrease in imbalance and risks of falls. BFB training: 1 day. Condition1 (C1): Tipping the trunk forward with a foot forward during 60''. Condition2 (C2): Sliding the fore foot to align it with the opposed foot keeping the PP stable (avoid heel PP absence): 5 times. Condition3 (C3): Postural balance during 60'' to record PP distribution. 1 session = [C1 + C2 + C3]. Number of sessions = 10.	Visual CoP	Plantar pressure variation, CoP, plantar pressure distribution.		Symmetry improvement, better PP distribution on congenital talipes equinovarus and decrease in CoP variation.

References	Patients Age (years)	Diagnosis	Instrumentation	Goal and intervention	Information returned	Mechanics parameters analyzed	Clinics parameters analyzed	Results
Descatoire et al. (2009)	1 (23 years)	Healthy	6 sensors under each Foot (BIRD device) ***Semi-portable***	Aims: Present a new BFB device for foot unloading and determine the ability of a healthy subject to initiate a new gait strategy with this device. BFB training: 100 steps without the BIRD system / 100 steps with the system (50 left + 50 right steps). BFB training duration: 1 day.	Visual / Auditory peak plantar pressures	Peak pressures and Pressure Time Integral under M1 / M2 / M5 / Hallux / Lateral and medial heel side.		Peak pressures and Pressure Time Integral modifications by redistribution in the plantar foot.
Lee et al. (2007)	7 (38±14 years)	Lower limb amputation	2 pressure sensors (FSR) at front and back positions of the foot (or prosthetic foot) ***Semi-portable***	Aim: Decrease of the asymmetry during locomotion. BFB training: Subjects walked on the treadmill 20′ in each test session. 1 session = 5′ warm-up + 10′ training period + 5′ cool-down. Number of session: NC. BFB training duration: 1 day.	Visual / Auditory Plantar Pressures	Double Support Period, Cadency per min, Single Support Period, Stance/Swing Ratio.		Improvement in all parameters analyzed, with decrease in asymmetry during displacements with auditory and visual FB.
White and Lifeso (2005)	8C (60±12 years) / 12 E (51±14 years)	Hip arthroplasty	Force platform fixed on a treadmill. ***Fixed system***	Aim: Asymmetry decrease during locomotion when subjects participate in a BFB program. BFB training: 2′ to 3′.warm-up + walk for 5′ (masse practiced = 3′ with visual FB + 2′ without FB). Training session: 24 sessions / 3*week / during 8 weeks for each group EG session: 3 times of masse practiced*session. CG session: They practiced in the same way that EG but without visual FB.	Visual Vertical GRF	Peak limb-loading force, rate of rise of loading force, vertical GRF impulse, symmetry index.	Functional assessment score, Rating of perceived exertion.	The rate of rise of loading force decreased significantly for the experimental group (EG). Assessment functional score is significantly higher for the EG. Perceived exertion score improved for each group. Significant decrease in asymmetry for the loading rate measure for both groups.

References	Patients Age (years)	Diagnosis	Instrumentation	Goal and intervention	Information returned	Mechanics parameters analyzed	Clinics parameters analyzed	Results
Femery et al. (2004)	1 (35 years)	Healthy	12 pressure sensors (FSR) 6 under each foot ***Semi-portable***	Aim: Present a new plantar pressure control device able to produce visual and auditory signals in real-time. BFB training: 3 tests to 30'' (recording of 27 steps). Visual FB was continually given for M1. Auditory signals were only fed back when the local pressure under M1 exceeded the critical peak pressure. BFB training duration: 1 day.	Visual / Auditory peak plantar pressures	Peak pressure, Pressure Time Integral.		Subject follows the instruction more easily (84% of the steps). Significant decrease in plantar pressures and pressure time integral under M1 with a BFB training.
Chow et al. (2000)	6 (72±6 years)	Transtibial amputation ***Semi-portable***	2 pairs of single axis strain gauges to the tube adapter of an endoskeletal prosthesis. 1 pair was bonded along the longitudinal axis of the adapter / 1 pair bonded perpendicularly to the first.	Aim: Improvement of the weight-bearing patterns during their early postoperative period with an audio-FB. BFB-training: Subjects were asked to walk back and forth a 5m walkway inside a set of parallel bars. Training session: 4 walking trials (2 with audio-BFB + 2 without BFB) during 5 days.	Auditory weight-bearing level	Peak loads exerted on the residual leg.		With an audio-BFB the average peak load attained by the subjects was always lower than the prescribed load and no higher than hypothesis advanced by authors. For authors, BFB could prevent overload of the residual limb beyond the prescribed load.
Walker et al. (2000)	20C/30E (76.4 years)	Healthy / Diabetics	6 pressure sensors placed on the sensitive areas of ulceration. ***Semi-portable***	Aim: Decrease of stance time. BFB training: 3* 10' sessions of walk with device. Session1: 10' at slow speed. Session2: 10' at spontaneous speed. Session3: 10' at fast speed. BFB training duration: 1 day (pre and post-test the same day).	Auditory step frequency	Step frequency and number of errors per minute.		For both groups, the number of errors decreases with BFB, which suggests that diabetic and non-diabetic subjects were able to easily learn to use this device and to modify their gaits during steady ambulation.

1.6.2. *Biofeedback à partir de systèmes « semi-portables »*

L'un des précurseurs de l'analyse du mouvement fût Etienne-Jules Marey. Il a créé le système de « chaussures exploratrices » composé de capteurs pneumatiques permettant d'enregistrer et de suivre les forces d'appui au sol (Rougier and Lacour, 2006). Ces chaussures ont été la base de nombreux dispositifs créés par la suite, dont l'objectif était l'analyse de la marche. Les systèmes semi-portables adaptés à la marche ont été possibles grâce à la miniaturisation des capteurs de forces et de pressions intégrés à l'intérieur des chaussures, sur les semelles ou les prothèses des patients. Cependant, les premiers systèmes développés étaient connectés à un ordinateur à l'aide d'un câble réduisant les possibilités de déplacements des patients (Chow and Cheng, 2000; King et al., 1972).

Lee et al. (2007) ont réalisé une étude analysant la posture et la marche de patients amputés d'un membre inférieur sur un tapis de marche (tableau 2.2). Un système semi-portable, composé de 2 capteurs positionnés au niveau du talon et de la tête des métatarsiens, a été utilisé. Celui-ci permettait de détecter le début (contact talon) et la fin (décollement des orteils) de la phase d'appui. Il permettait ainsi de suivre les pressions plantaires et d'apporter un retour d'information à la fois visuel (échelle de couleurs) et auditif (signal sonore) en temps réel. Leurs résultats ont montré une marche plus symétrique des patients, permettant de diminuer les contraintes transmises sur le membre controlatéral.

Gomes et al (2013), dans une étude plus récente, ont présenté un système semi-portable utilisé chez des enfants présentant un pied équin. Le but de ce système était de réduire cette déformation par réorganisation des pressions plantaires (tableau 2.2). Un feedback visuel et auditif à partir des pressions plantaires enregistrées était donné en temps réel afin de guider les enfants lors de la phase d'appui. Les résultats ont montré qu'après un protocole d'entraînement

de dix sessions réparties sur 6 mois, une réorganisation des pressions plantaires et une augmentation de la symétrie durant des tâches d'équilibre (posture) étaient observées, ainsi qu'une nette diminution du déplacement du CoP.

Bien que ces études mettent en avant les effets positifs du biofeedback dans les protocoles de rééducation, Maluf et al. (2001) ont apportés un point critique sur l'utilité des systèmes semi-portables dans l'analyse des paramètres de la marche. Les auteurs ont considérés l'aspect « semi-portable » comme une limitation principale, car ces systèmes doivent rester continuellement connectés (majoritairement par câble) à l'ordinateur lors de l'acquisition des données. Cela a pour impact de limiter les déplacements des patients, souvent contraints à marcher sur un tapis ou un chemin de marche, et ce uniquement dans un laboratoire ou une clinique. La transformation d'un système semi-portable en un système autonome (système portable), permise par les avancées technologiques de ces dernières années, a pu répondre positivement à ces limites et ainsi offrir la possibilité d'utilisation au quotidien.

1.6.3. *Biofeedback à partir de systèmes « portables »*

Grâce à la portabilité de ces systèmes, un réapprentissage moteur est possible au sein des cliniques et peut être appliqué dans le quotidien des patients. Par exemple, Batavia et al. (2001) ont montré une amélioration de la cadence de marche ainsi qu'une amélioration des scores d'indépendance fonctionnelle chez des patients souffrant d'un Spina Bifida (tableau 2.3). Pataky et al. (2000) ont développé un système de retour sonore permettant d'alerter les patients sur l'intensité des pressions exercées sous le pied. Ils ont analysé l'impact de ce système chez un patient diabétique présentant une ulcération sous la tête du 5ème métatarsien. Après deux semaines d'utilisation, les résultats ont montré une amélioration de la répartition des pressions plantaires chez le patient diabétique. Celle-ci a eu pour effet de diminuer le diamètre de l'ulcère

(14mm à 5mm) après seulement deux semaines d'utilisation. Ces différents systèmes peuvent être utilisés en-dehors des structures médicalisées, cependant ils ne permettent pas l'enregistrement et le stockage des données pour une analyse postérieure par les cliniciens. Après la publication de ces premières études (Batavia et al., 1997, 2001; Pataky et al., 2000; Seeger et al., 1981) (i.e. – 1981 à 2001), l'augmentation de la performance des cartes mémoires et de nouvelles avancées technologiques ont permis d'augmenter la quantité de données stockées (Cheung and Davis, 2011; Schauer and Mauritz, 2003). De plus, le retour d'information peut être communiqué par un signal auditif, visuel ou tactile à l'aide d'un Smartphone (Perrier et al., 2014) rendant le système totalement autonome. De récentes études ont présenté des systèmes de biofeedback portables, en particulier des semelles, afin d'accompagner les patients souffrant d'une infirmité motrice dans les activités de la vie quotidienne (Crea et al., 2014; De León Rodriguez et al., 2013; Lopez-Meyer et al., 2011; Macleod et al., 2014; Perrier et al., 2014; Redd and Bamberg, 2011; Shu et al., 2010; Turchet, 2014; Winfree et al., 2012) ou pour améliorer la performance physique lors d'activités sportives telles que le sprint (Harle et al., 2012). Cependant, ces études se sont focalisées sur la présentation des progrès technologiques de leurs nouveaux systèmes sans fil testés uniquement sur des sujets sains. Peu d'études (Byl et al., 2015; De León Rodriguez et al., 2013; Donovan et al., 2016; Lopez-Meyer et al., 2011; Macleod et al., 2014; Schauer and Mauritz, 2003) ont testé ces différents systèmes lors d'un programme de rééducation ou dans le suivi au quotidien de patients présentant des troubles locomoteurs.

Tableau 2.3 : Etudes utilisant les systèmes « portables » pour l'optimisation de la locomotion.

References	*Patients Age (years)*	*Diagnosis*	*Instrumentation*	*Goal and intervention*	*Information returned*	*Mechanics parameters analyzed*	*Clinics parameters analyzed*	*Results*
Donovan et al. (2016)	10 (21.5 ± 3.1 years)	Chronic ankle instability	1 force resistor sensor placed beneath the head of the 5th metatarsal **PORTABLE**	Aim: Decrease the lateral foot pressure during walking. BFB training: 1 session. BFB training session: Walk on the treadmill at normal speed without the audio-biofeedback system (30''; baseline) and 1' with the audio-biofeedback system.	Auditory Plantar pressure	Peak pressure (PP), pressure time integral, time to PP, contact area, contact time.		Significant reductions in PP, pressure time integral and less contact area in the lateral midfoot and lateral forefoot when patients used the audio-biofeedback.
Byl et al. (2015)	24 (63.5 years)	Hemiplegia Parkinson	Smart shoes (4 pressure sensors) Inertial measurement unit (3D accelerometer, magnetometer, gyroscope) **PORTABLE**	Aim: Evaluate the effectiveness of gait training with and without visual biofeedback to improve mobility, balance, strength and flexibility. BFB training: 6-8 weeks / 12 sessions / 90' each session. BFB training session: Gait training activities over ground and on the treadmill with the smart shoe.	Visual ground reaction force (indirect)	Contact time, knee flexion, ground reaction force, strength, Range of motion on the affected leg	Mobility: Time 10m Walk / 6' Walk / Dynamic Gait Index / Tinetti Gait Assessment. Balance: Timed Up and Go / 5 Times Sit to Stand / Berg Balance Scale	Decrease of the foot clearance during the swing phase, inconsistent heel strike hitting with the forefoot, weak differences on the ground reaction force, reduced time on the affected leg for the BFB group. Decrease of the number of falls, improvement of the mobility, balance, strength and flexibility for both group (with and without BFB).
Schauer and Mauritz (2003)	23 (60 ± 12 years)	Hemiplegia	Musical Motor Feedback (MMF): Insole composed of 16 sensors and a portable music player (MIDI) **PORTABLE**	Aim: Improve the gait training of stroke patients. CG: 5 sessions per week (20' each) during 3 weeks. CG training session: Warming up and common exercises. BFB training: 5 sessions per week (20' each) during 3 weeks. BFB training session: Walk with the MMF system.	Auditory Ground reaction force of the heel	Gait velocity Heel-on-toe-off distance (CoP) Stride length Cadence	Gait symmetry	Pre and post intervention: Increase of the gait velocity (+27%), stride length (+18%), heel-on-toe-off distance (+28%) for the BFB group. Decrease of the symmetry deviation (-58%). No difference for the control group except for cadence (+4.8%).

References	Patients Age (years)	Diagnosis	Instrumentation	Goal and intervention	Information returned	Mechanics parameters analyzed	Clinics parameters analyzed	Results
Batavia et al. (2001)	1 (12.5 years)	Spina Bifida	2 force sensors (one on the left and one on the right heel) **PORTABLE**	Aim: Improvement of the walk parameters (load and stance time). CR: 13.5 weeks. CR training session: NC. BFB training: Begin 6 weeks after the CR beginning, during 8 weeks. BFB training session: NC.	Auditory (Weight bearing)	Step lengths, cadence and range of ambulation.	Activity level: MFI. Gait symmetry: FAP.	Significant increase in mobility and improvement in gait symmetry. Subjects walk more easily with an increase of the cadence (34 to 100 steps/min by decreasing the length of steps).
Pataky et al. (2000)	1 (65 years)	Diabetes	174 pressure sensors (FSR) **PORTABLE**	Aim: PP reduction to 40% under M1 to prevent ulcer formation. BFB training: 2 weeks.	Auditory (plantar pressures)	Peak plantar pressure, Plantar pressure integral stance time.		Decrease in the plantar ulcer diameter (14mm to 5mm) and decrease in the mean peak plantar pressure to 200 kPa (under the first metatarsal head).
Batavia et al. (1997)	1 (74 years)	Hemiplegia	1 force sensor under the buttocks **PORTABLE**	Aim: Improvement of the wheelchair positioning. CR: 7 weeks. CR training session: NC. BFB training: Begin 4 weeks after the CR beginning. BFB training session: CR + use of the system 8h per day during 4 days.	Auditory (weight distribution)		Activity level: Wheelchair MFI.	Increase in mobility (1 to 3 on the MFI scale).
Seeger et al. (1981)	4 (8.8 years)	Hemiplegia	1 force sensor on the heel **PORTABLE**	Aim: Increase of heel load at the side of the affected leg. BFB training: 20 min / 1day. BFB training session: NC.	Auditory	Ground reaction force (GRF), cadence.		Improvement in load symmetry and spatio-temporal parameters of the walk.

CR= *Conventional Rehabilitation*, MFI= Measure of *Functional Independence*, FAP= *Symmetry index,* NC = *not communicated.*

1.7. Discussion autour de l'efficacité du *Biofeedback*

Huit études (Čakrt et al., 2010; Chen et al., 2002; Cheng et al., 2001; Kerdoncuff et al., 2004; Maciaszek et al., 2014; Sackley and Lincoln, 1997; Tamburella et al., 2013; Yavuzer et al., 2006) sur douze ont montré les effets positifs d'une rééducation avec systèmes fixes utilisant le CoP ou le BoP en tant que source de biofeedback. Cependant, des limites concernant le protocole de ces études doivent être relevées. L'hétérogénéité des programmes d'entraînement avec biofeedback (fréquence, volume, durée, nombre d'entraînement avec biofeedback par semaine) ne nous permet pas de conclure sur la quantité exacte d'entraînements conseillée pour obtenir un effet positif sur l'équilibre. De plus, ce matériel (imposant et lourd) ne semble pas être adapté lorsque l'objectif est de recréer des conditions de la vie quotidienne, le confinant à une utilisation au sein des laboratoires ou dans des structures médicalisées, cette dernière remarque nous amène à l'utilisation des systèmes semi-portables.

Les entraînements avec biofeedback réalisés à l'aide des systèmes semi-portables permettent aux patients d'améliorer leur mobilité et de réaliser plus facilement les activités de la vie quotidienne. Ces feedbacks permettent un réajustement de la distribution des pressions plantaires et/ou de la quantité de force exercée sous chaque pied afin de diminuer l'asymétrie, et donc le déséquilibre lors d'une tâche posturale et/ou de marche. En effet, les patients ont été capables de modifier positivement leur comportement à partir d'une information visuelle et/ou auditive retournée en temps réel sur la base des CoP et des pressions plantaires. Là encore, des limites concernant ces études sont à souligner. Seulement trois études (Franz et al., 2014; Walker et al., 1997; White and Lifeso, 2005) sur huit comportaient un groupe contrôle (pas d'entraînement avec biofeedback) et une seule (White and Lifeso, 2005) a comparé les effets d'un entraînement avec biofeedback versus sans biofeedback. De plus, deux études (Descatoire et al., 2009; Femery et al., 2008) ont présentés des résultats obtenus sur un seul sujet sain, et pour six études (Descatoire et al., 2009; Femery et al., 2008; Franz et al., 2014; Gomes et al.,

2013; Lee et al., 2007; Walker et al., 1997) la durée des entraînements avec biofeedback n'a pas excédé une journée.

Le développement des systèmes portables offre aux patients une liberté dans la réalisation des mouvements. Les études sur les systèmes portables présentées précédemment montrent une amélioration de la marche chez des patients présentant des troubles moteurs au niveau des membres inférieurs. Ces patients ont pu modifier leur comportement moteur à l'aide de feedbacks auditifs permis à partir des données de pressions plantaires ou de mise en charge (pourcentage du poids de corps). Ces systèmes portables permettent ainsi un accompagnement et un suivi des patients au quotidien (Batavia et al., 1997; Pataky et al., 2000). Cependant, il n'est pas possible de conclure sur l'efficacité des biofeedback à partir de systèmes portables à cause du faible nombre d'études réalisées, l'absence de groupe contrôle (à l'exception d'une étude sur sept (Schauer and Mauritz, 2003)) et la variabilité dans la mise en place des protocoles d'entraînements avec biofeedback. De plus, dans notre revue de littérature l'un des objectifs était de déterminer les paramètres mécaniques les plus pertinents en tant que source de biofeedback, et ce en fonction de l'objectif de la rééducation. Mais, là encore, le faible nombre d'études, la différence des paramètres biomécaniques analysés et des systèmes (fixes, semi-portables et portables) utilisés en tant que biofeedback rendent difficile toute conclusion et mettent en avant la nécessité d'approfondir ces recherches.

1.8. Conclusion sur l'apport du *Biofeedback* dans les protocoles de rééducation

Le but de cette revue de littérature sur le biofeedback était d'apporter un regard objectif sur les principaux biofeedback mécaniques utilisés en rééducation et d'amener une preuve de leur efficacité auprès de patients présentant des troubles locomoteurs. Pour la majorité des études recensées, les entraînements avec biofeedback ont permis d'améliorer à la fois les paramètres cliniques et biomécaniques observés. Cependant, les limites relevées rendent

difficile toute conclusion sur l'efficacité réelle de tels biofeedbacks. En effet, le faible nombre de sujets composant les différents groupes, l'absence de groupe contrôle pour certaines études et la variabilité des protocoles (notamment la durée) d'entraînements avec biofeedback ne permettent pas de conclure objectivement. Ceci est d'autant plus vrai pour les études concernant les systèmes semi-portables et portables. Néanmoins, de nouveaux systèmes portables ont été développés ces dernières années, de plus en plus adaptés à l'analyse des pathologies. Mais leur validation sur une population ciblée doit être réalisée. De futures études permettront de pouvoir conclure à une possible efficacité et à l'utilité du biofeedback dans le suivi au quotidien des patients présentant des troubles locomoteurs, tels que les personnes âgées, les patients diabétiques, mais aussi ceux atteints de la maladie de Parkinson. Elles permettront ainsi de déterminer les paramètres les plus pertinents et les plus adaptés à retourner en temps réel et en accord avec la pathologie ciblée.

1.9. Vers une sonification du mouvement plus performante

Il ressort des études réalisées autour des systèmes portables, une utilisation plus marquée du feedback auditif (6 études) par rapport au feedback visuel (1 étude). Les informations retournées sous forme visuelle demandent aux patients de se concentrer davantage sur l'écran pour comprendre leurs erreurs. Elles peuvent être très facilement utilisées pour des tâches de posture par exemple. Mais elles deviennent moins précises, plus coûteuses, et plus difficiles à d'utilisation en temps réel lorsque les tâches deviennent plus complexes et nécessite un déplacement du sujet (marche, course, ou lors de la réalisation d'un geste technique précis). En plus de répondre à ces problèmes, le feedback auditif engendre une détection plus rapide des erreurs grâce aux capacités de discrimination permise par l'audition et au traitement de l'information plus rapide que par la vision (Effenberg et al., 2016).

La question de la dépendance à ces feedbacks apportés durant l'apprentissage moteur est également posée lorsque ces derniers ne sont plus disponibles. L'hypothèse de « guidage » a été mise en avant notamment par Salmoni et al. (1984), suggérant que l'apport du feedback augmenté durant l'entraînement d'une tâche motrice permet de guider l'individu pour améliorer sa performance. En revanche, lorsque le feedback est retiré, la performance chute. Des études (Ronsse et al., 2011; van Vugt and Tillmann, 2015) ont analysé cette hypothèse de « guidage » et de dépendance au feedback selon la modalité de retour sonore (auditive Vs visuelle). Les résultats de l'étude menée par Ronsse et al. (2011), réalisée sur l'apprentissage d'une séquence bi-manuelle, ont montré une dépendance élevée au feedback pour le groupe « feedback visuel » (G_VIS). En effet, leur performance a chuté considérablement lorsque la tâche a été réalisée sans feedback. En revanche, la performance du groupe « feedback auditif » (G_AUD) obtenue à la fin de l'apprentissage avec feedback a été préservée en l'absence de feedback. Les auteurs expliquent cette dépendance au feedback visuel par une utilisation importante des informations retournées, principale source d'information sensorielle, afin de corriger correctement le mouvement. En revanche, le groupe ayant réalisé l'apprentissage avec le feedback auditif a mis en place une stratégie de contrôle du mouvement, moins dépendante du feedback. Ces résultats permettent de conforter la pertinence des systèmes de retour sonore dans l'apprentissage moteur en apportant une réponse au problème de dépendance.

La sonification du mouvement dans le domaine du sport et de la réadaptation ne cesse d'être développée ces dernières années. Elle permet de renforcer la participation des individus dans le protocole mis en place (Maes et al., 2016), tout en les guidant vers la réponse motrice attendue. Ils deviennent ainsi acteur de leur propre performance motrice, un challenge est mis en place, renforçant la motivation de la personne à réussir la tâche. De plus, le retour sonore permet d'élargir son utilisation aux personnes malvoyantes ou aveugles, et ce que soit pour l'amélioration de la performance sportive (Dubus, 2012; Schaffert and Mattes, 2015) ou à des

fins de rééducation (Matsubara et al., 2015). Des systèmes performants pour l'analyse du mouvement à des fins de rééducation ont été créés et testés, et malgré des résultats encourageants des limites apparaissent dans leur utilisation, à savoir : 1. Il s'agit de matériels encombrants, lourds, onéreux et difficile à utiliser (Rodger et al., 2014; Young et al., 2014) ; 2. Pour la majorité d'entre eux, ils permettent un retour d'information uniquement sur les paramètres spatiaux ou temporels (Baram and Lenger, 2012; Baram and Miller, 2007; Boyer et al., 2013; Brasileiro et al., 2015; Scholz et al., 2015, 2016) ; 3. Le retour sonore est caractérisé par un seul son (Baram and Lenger, 2012; Baram and Miller, 2007; Brasileiro et al., 2015; Cheung and Davis, 2011; Wood and Kipp, 2014). L'objectif de ces systèmes de sonification du mouvement est de pouvoir accompagner et alerter le patient dans son quotidien, et ce en temps réel. La première limite présentée précédemment ne permet pas une utilisation au quotidien du patient. Il faut pour cela un système qui soit portable et peu encombrant. Les deux dernières limites ne permettent pas d'analyser le geste sans sa totalité (les étapes du déroulé du pied par exemple). Il faudrait un système qui retourne des informations sur des paramètres plus complexes du mouvement, tels que le comportement des pressions plantaires sous la sole plantaire durant des tâches de marche par exemple.

L'objectif de cette deuxième partie de thèse a été de développer et de valider un système de biofeedback sonore à partir des pics de pressions plantaires. Il aura pour but d'accompagner les patients présentant des troubles de la marche dans leur quotidien, ou d'être utilisé dans des protocoles de rééducation au sein des structures médicalisées et de servir à l'amélioration d'un geste sportif. Tout au long de cette seconde partie de thèse sont présentées les recherches sur ce système de retour sonore, du développement à la validation, suivies d'une conclusion sur la compréhension du signal et son réel impact sur la réorganisation des pressions plantaires lors de la marche.

2. Développement du système de retour sonore : « Biofeedback Auditif »

Plusieurs étapes ont été nécessaires dans le développement de ce système de retour sonore. La première a eu pour objectif de choisir le type de sons émis afin qu'il soit le plus compréhensible, discriminable et appréciable par les utilisateurs. La seconde étape a été de développer le logiciel, et ce en étroite collaboration avec l'ingénieur de Recherche et Développement travaillant au sein de l'entreprise Medicapteurs©.

2.1. Modèle de sonification du système retenu

Selon Kramer et al. (1999), la sonification est définie comme « *the use of nonspeech audio to convey information. More specifically, sonification is the transformation of data relations into perceived relations in an acoustic signal for the purposes of facilitating communication or interpretation* » (citation de Dubus and Bresin, 2013). Elle crée une relation étroite entre les informations renvoyées sous forme sonore et l'action motrice en cours. L'individu est alors capable de percevoir en temps réel ses propres mouvements modélisés par l'intermédiaire d'une mélodie. La sonification offre ainsi des perspectives importantes dans le domaine de la rééducation et du sport (Dubus and Bresin, 2013). Cependant, Dubus and Bresin (2013) soulignent le but majeur de la sonification, à savoir « *d'optimiser l'efficacité de la communication de l'information* » et non pas être uniquement une information agréable à entendre. De plus, selon le paramètre retourné (biomécanique ou physiologique par exemple) le type de retour sonore ne sera pas le même (Dubus and Bresin, 2013). C'est autour de ces dernières observations que différents techniques de sonification ont été testées, avec pour objectif de valider celle qui soit la plus à même de retourner des informations de pressions plantaires sous une forme compréhensible et interprétable par les utilisateurs (Gutierrez, 2016), et qui puisse facilement discriminer les trois principales phases se succédant lorsque le pied est en contact avec le sol (contact talon, pied à plat, décollement des orteils).

Ces travaux de recherches ont été menés au sein du laboratoire IRIT. L'étude consistait à présenter quatre modalités de retour sonore différentes aux participants, correspondant soit à un appui « normal », soit à un appui « anormal ». Chacun des appuis a été divisé en 3 zones (talon, médio-pied, avant-pied), selon le découpage proposé par Claverie et al. (2016). Chacune sera affectée d'un son différent. Pour cela, des enregistrements ont été préalablement réalisés. Un participant sain, équipé du système W-inshoe® incorporé directement dans la chaussure, a réalisé différentes marche, normale ou en imitant une pathologie, au cours desquelles les pressions plantaires étaient enregistrées. A partir de ces données, quatre modalités de retour sonore ont été mises en place en lien avec les 3 zones créées :

1. Trois notes de musique identiques (condition contrôle). Un appui normal se traduit par 3 notes identiques (do-do-do par exemple).
2. Un accord en Do majeur (do-mi-sol) par zone. Il s'agit d'une situation quasi identique à la condition contrôle. Un appui normal se traduit par la succession de 3 accords en Do majeur identiques.
3. Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones (une note par zone). Un appui normal se traduit par une note différente dans chacune des zones (talon = do ; médio-pied = mi ; avant-pied = sol).
4. Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones, précédé des notes de l'accord référence caractérisant l'appui normal (mélodie de référence).

Pour vérifier la capacité des participants à discriminer une marche « normale » d'une marche « pathologique », trois conditions ont été mises en place afin d'augmenter progressivement le nombre d'informations retournées : 1. Seule la chronologie du déroulé du pied est présentée sous forme sonore ; 2. Ajout d'une information sur l'intensité des pressions

plantaires enregistrée sous chacune des 3 zones ; 3. Ajout d'une information visuelle (congruente ou non congruente avec les informations renvoyées par le retour sonore) apportée par la vidéo permettant d'observer le participant en train de marcher. Chacune des quatre modalités de retour d'information sonore ont été présentées pour ces trois étapes (pour plus de détails cf. la thèse de Gutierrez, 2016, p.116-132). Tout au long de cette expérimentation le participant était face à un ordinateur, visionnant la vidéo. La tâche a consisté à choisir le retour sonore qui était pour eux en adéquation par rapport à l'image qui leur était présentée (sujet réalisant une marche normale ou pathologique).

Les résultats montrent que les modalités de retour sonore 1 et 2 ne permettent pas aux participants de différencier une marche normale d'une marche anormale, et ce pour les trois conditions. La succession de notes, ou d'accord, identiques sous les 3 zones du pied n'est donc pas adaptée pour retourner des informations de pressions plantaires qui soient compréhensibles. En revanche, un accord en Do majeur égrené (modalités de retour sonore 3 et 4) a permis aux participants de plus facilement discriminer un appui normal d'un appui anormal, et ce pour les 3 conditions mises en place. Il est à noter que les performances de discrimination augmentent de la condition 1 à la condition 3 (uniquement lorsque la vidéo est congruente avec le retour d'information sonore renvoyé).

A partir de ces résultats, un modèle de sonification a été retenu pour notre système de retour sonore. Ce dernier aura pour objectif de retourner des informations précises sous les 3 zones du pied retenues (Claverie et al. 2016), et ce à partir des données de pressions plantaires enregistrées par le système W-inshoe®. Chacune de ces zones sera représentée par une note de musique, l'ensemble des trois sons correspondant à un accord en Do majeur égrené, à savoir : 1. Note « Do » sous le talon ; 2. Note « Mi » sous l'avant-pied latéral ; 3. Note « Sol » sous l'avant-pied médial. Un appui normal se traduira par une succession de notes de musique (Do-Mi-Sol), jouées en continu, créant ainsi une mélodie sonore lors de chaque phase d'appui.

2.2. Paramétrage du système

Il est possible de régler les paramètres de configuration du système pour affiner les analyses afin qu'elles soient adaptées à la pathologie observée. Le W-inshoe® possède deux nappes composées chacune de 9 capteurs de pressions. Le retour d'information peut être ainsi réalisé sous chacun des capteurs ou par groupe de capteurs. De plus, les notes de musique peuvent être modulées à partir de leur fréquence. Deux modalités de retour d'information ont été développées pour une analyse soit orientée sur l'intensité (valeurs des pics de pressions), soit sur la chronologie de chacun des appuis.

2.2.1. *Configuration des groupes de capteurs*

Il est possible de configurer le système pour qu'il retourne une information sonore à partir des valeurs détectées par un seul capteur, ou bien par un groupe de capteurs. La création des groupes de capteurs dans le logiciel est libre et aucune limite sur le nombre de capteurs possible par groupe n'est imposée.

Pour notre étude, trois groupes de capteurs ont été créés afin d'obtenir une mélodie caractérisant le déroulé du pied. Ils représentent ainsi les trois étapes se succédant lors d'une phase d'appui « physiologique », à savoir : 1. Contact talon ; 2. Mise en charge ; 3. Propulsion. Des essais préalables ont été réalisés et les résultats obtenus nous ont permis de nous orienter vers le regroupement des capteurs suivant (figure 2.6) :

1. Groupe « Talon » (G_T), composé des 3 capteurs situés sous le talon dont l'objectif est de transmettre des informations sonores lors de la phase du contact talon.
2. Groupe « Avant-Pied Latéral » (G_AL), composé des capteurs se situant sous le médio-pied et sur le bord externe de l'avant-pied, dont l'objectif est de transmettre des

informations sonores lors de la phase de mise en charge (bascule postéro-antérieure du pied).

3. Groupe « Avant-Pied Médial » (G_AM), composé des capteurs se situant sous le bord interne de l'avant-pied et sous l'Hallux, dont l'objectif est de transmettre des informations sonores lors de la phase de propulsion (bascule médio-latérale du pied).

Le choix de ne pas prendre en compte les deux capteurs situés au centre de l'avant-pied est lié à la compréhension du signal. En effet, ces deux capteurs sont activés quasiment au même moment lors de la marche. La première configuration testée, positionnait ces deux capteurs dans deux groupes différents (un capteur dans le groupe G_AL et le second dans le groupe G_AM). Lorsque les valeurs de pics de pressions de ces deux groupes se trouvaient dans la zone de référence, deux sons étaient émis pratiquement simultanément rendant la discrimination des deux sons difficile par le participant.

Chaque groupe de capteurs est représenté par une note de musique qui diffère, à savoir la note Do octave 5 (fréquence = 1046.5 Hz) pour le groupe G_T, la note Mi octave 5 (fréquence = 1318.5 Hz) pour le groupe G_AL et la note Sol octave 5 (fréquence = 1568 Hz) pour le groupe G_AM (figure 2.6). Bien évidemment, ces notes de musique peuvent être modifiées en rentrant la fréquence souhaitée.

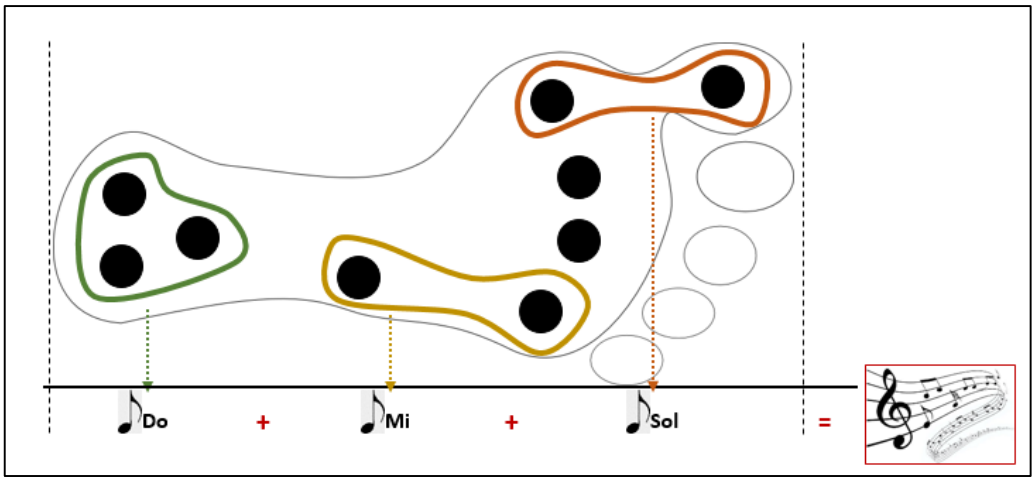


Figure 2.6 **:** Schéma récapitulant les 3 groupes de capteurs et les notes émises

2.2.2. *Configuration des seuils d'activation et comportement des sons émis*

En fonction du retour d'information choisi, soit à partir des pics de pressions, ou mode « intensité », soit à partir de seuils d'activation des capteurs, ou mode « chronologie », la configuration des seuils d'activation des sons et l'instant d'apparition de ces sons ne seront pas les mêmes.

2.2.2.1. A partir du mode « intensité » des appuis

Il est possible de régler les seuils d'activation des sons pour alerter les patients d'un comportement anormal. C'est le cas lorsque des pics de pressions enregistrés se trouvent anormalement élevés, ou au contraire trop bas, sous certaine zone du pied. Pour cela, une zone de référence (ou marge de tolérance) est mise en place et balisée à l'aide d'une valeur seuil minimale et maximale, qui sont renseignées par l'expérimentateur ou le clinicien. Ces valeurs peuvent être différentes d'un groupe de capteurs à l'autre. La figure 2.7 représente le fichier texte configurant les trois groupes de capteurs, les seuils d'activation du son et la fréquence des notes de musique émises pour chacun des groupes.

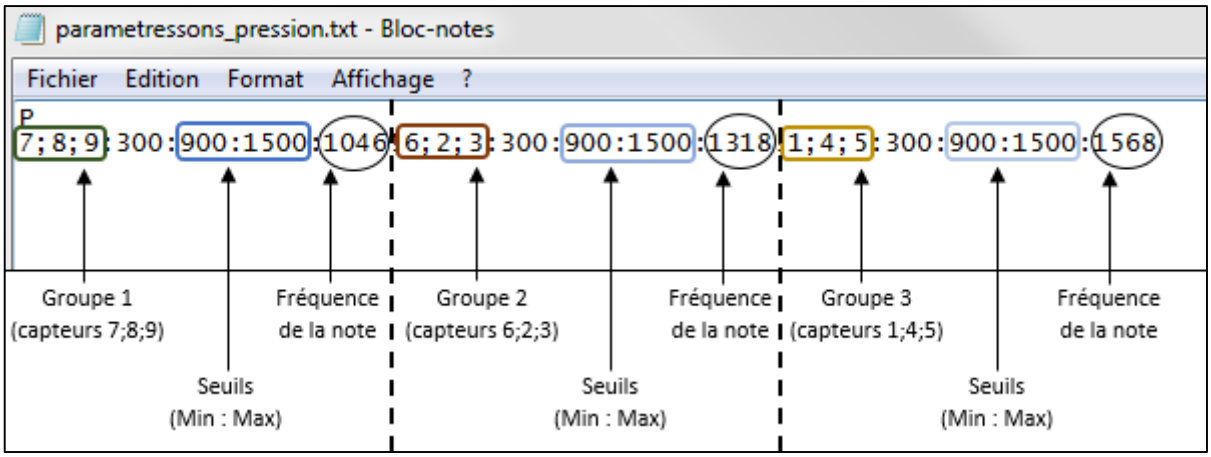


Figure 2.7 **:** Exemple d'un fichier texte paramétrant les groupes de capteurs ; les seuils (minimal et maximal) ; et la fréquence de la note émise dans chacun des trois groupes.

Ces sons sont dépendants de la valeur du pic de pression déterminée en temps réel, sous chacun des groupes de capteurs. Elle correspond au pic de la somme des valeurs de pression des capteurs du même groupe. Le pic de pression de chaque groupe de capteurs est détecté dès lors que cinq valeurs décroissantes succèdent à une valeur maximale. La somme de ces valeurs de pression pour chaque groupe et la détection du pic est réalisée instantanément, permettant d'émettre (ou non) le signal sonore. Si la valeur du pic de pression d'un groupe de capteurs ne se situe pas dans la marge de tolérance (valeur en-dessous ou au-dessus du seuil), alors aucun son n'est émis (figure 2.8). Il faut que la valeur du pic soit dans la marge de tolérance pour que le son soit déclenché (le son Do pour le groupe G_T par exemple).

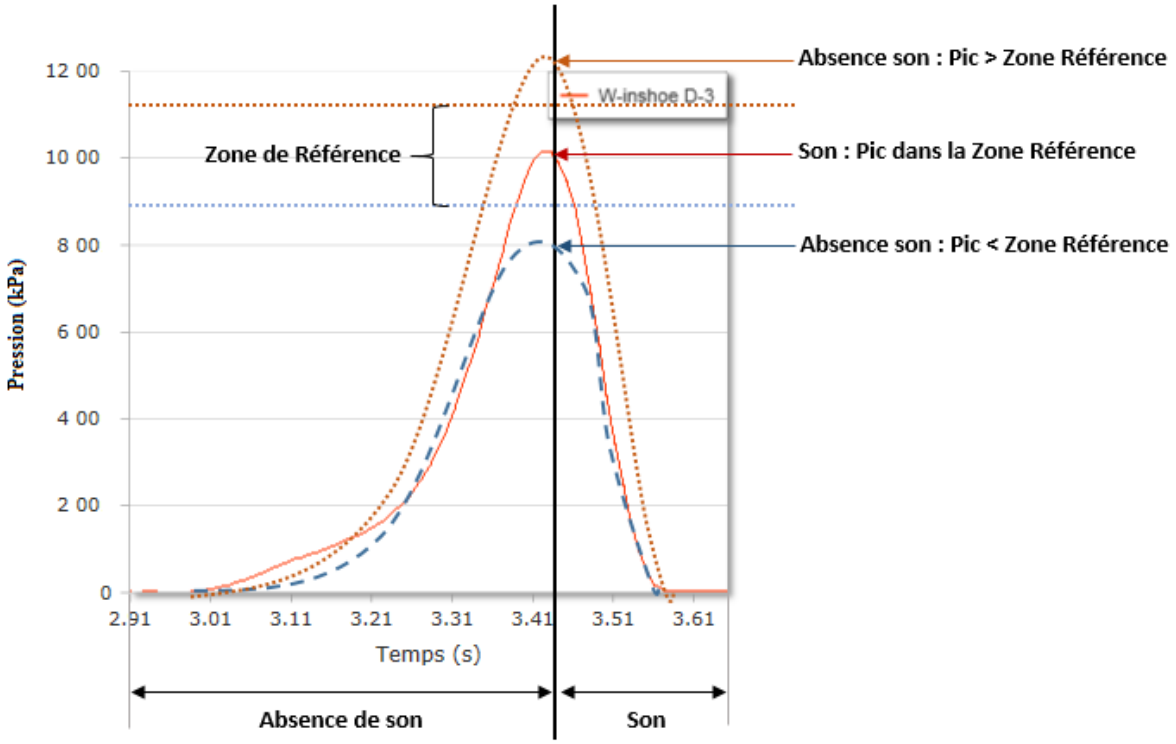


Figure 2.8 **:** Exemple de courbes de pression enregistrées sous un seul capteur. La courbe en pointillé bleu représente une pression plus faible que celle attendue (zone de référence ou marge de tolérance), celle en pointillé rouge représente une hyperpression et la courbe continue en rouge représente une valeur de pic de pression attendue.

Ainsi, un appui normal va se traduire par le déclenchement de trois sons successifs, émis en continu dès leur activation et ce jusqu'à la fin de la phase d'appui définie par l'absence de pression exercée sous le groupe G_AM (début de la phase d'oscillation). Cela signifie que si la valeur du pic de pression du groupe G_T se trouve dans la marge de tolérance, alors le son Do va être émis dès le contact du talon et ce jusqu'à la fin de la phase d'appui (figure 2.9).

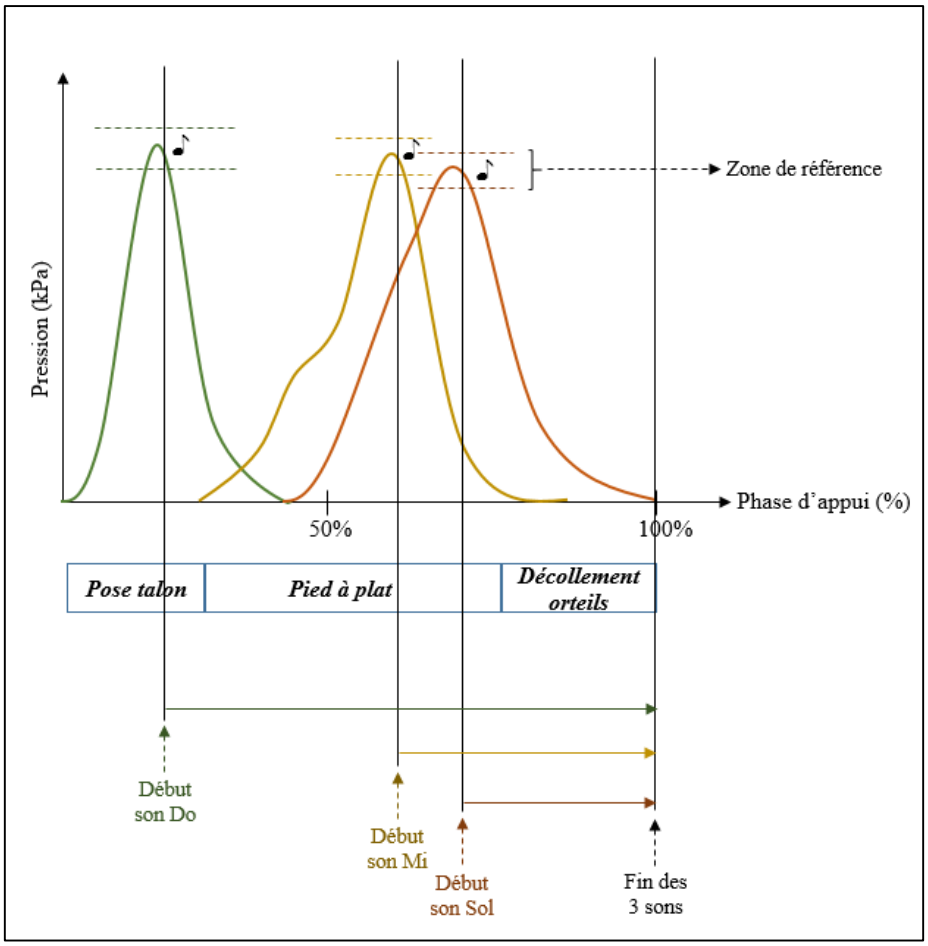


Figure 2.9 **:** Schéma récapitulant l'apparition des sons lors d'un appui réussi. Les courbes en vert, jaune et orange correspondent respectivement à la somme des valeurs de pression des capteurs du groupe G_T, du groupe G_AL et du groupe G_AM.

En revanche, si la valeur du pic de pression d'un des groupes ne permet pas d'obtenir le son, alors le son du groupe précédent est stoppé dès l'instant où les capteurs de ce dernier n'enregistrent plus des pressions, obtenant ainsi des sons ponctuels (figure 2.10). Cela permet de renforcer le signal émis signifiant que l'appui n'est pas correctement réalisé, caractérisé par l'obtention de sons discontinus et non d'une mélodie sonore.

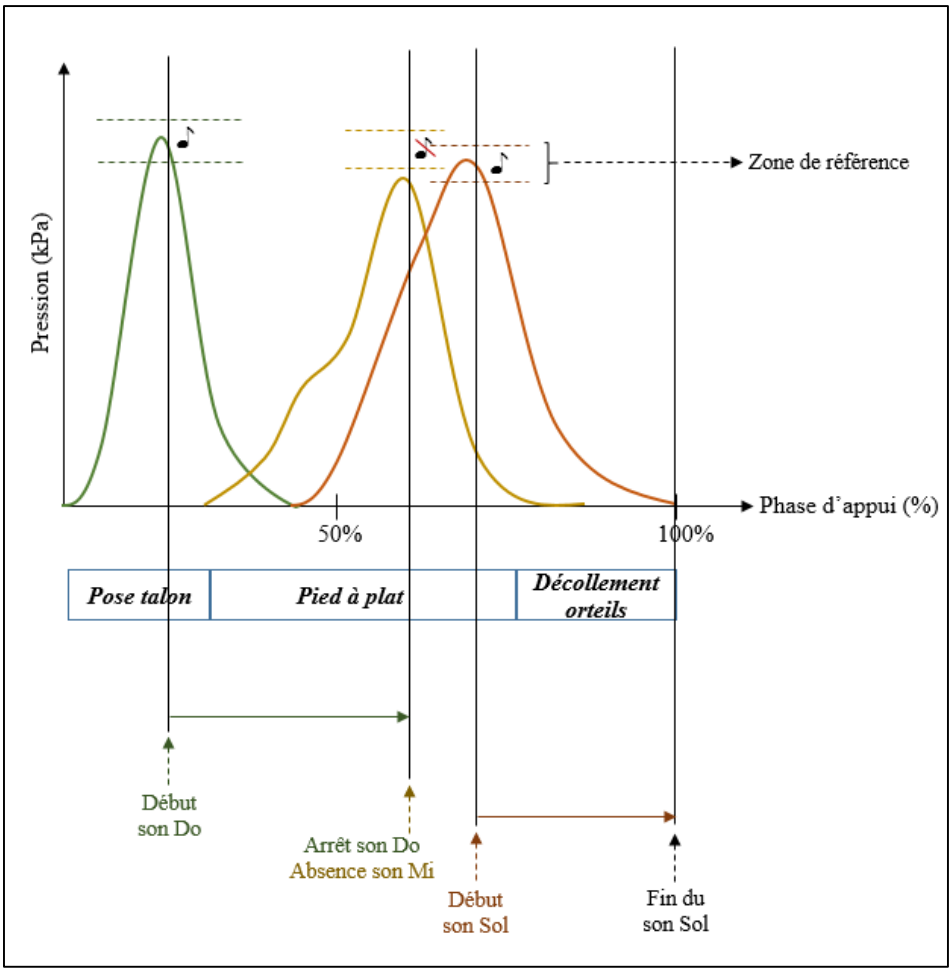


Figure 2.10 **:** Schéma récapitulant l'apparition des sons lors d'un appui non réussi. La légende est la même que celle de la figure 2.9.

2.2.2.2. A partir du mode « chronologie » des appuis

A partir de ce mode il est possible de paramétrer le retour sonore sur la chronologie des évènements apparaissant lors de la phase d'appui. La procédure de configuration du système se rapproche de celle mise en place pour le mode « intensité » des appuis. Il est possible de configurer le nombre de groupes de capteurs, le nombre de capteurs par groupe (1 à plusieurs capteur(s) par groupe) et la fréquence des notes émises. La différence se trouve sur le seuil de déclenchement des sons. Le but de ce mode est de détecter le moment à partir duquel le talon, le médio-pied et l'avant-pied entre en contact avec le sol. Pour cela, une valeur « seuil » est renseignée qui permet de spécifier le moment à partir duquel nous considérons que le groupe

de capteurs (ou le capteur) est réellement activé par le contact pied/sol. Dans le but d'éviter des déclenchements intempestifs liés aux forces de tension véhiculées par la semelle ou la chaussure (figure 2.11). Cette valeur seuil va dépendre de la sensibilité du capteur et du nombre de capteurs composant le groupe. Le seuil minimum d'activation des capteurs du W-inshoe® est de 0.1 kgF soit 6.85 kPa. Sur la base de tests réalisés au préalable, ce seuil a été fixé à 0.15 kgF soit 10.28 kPa pour chaque capteur.

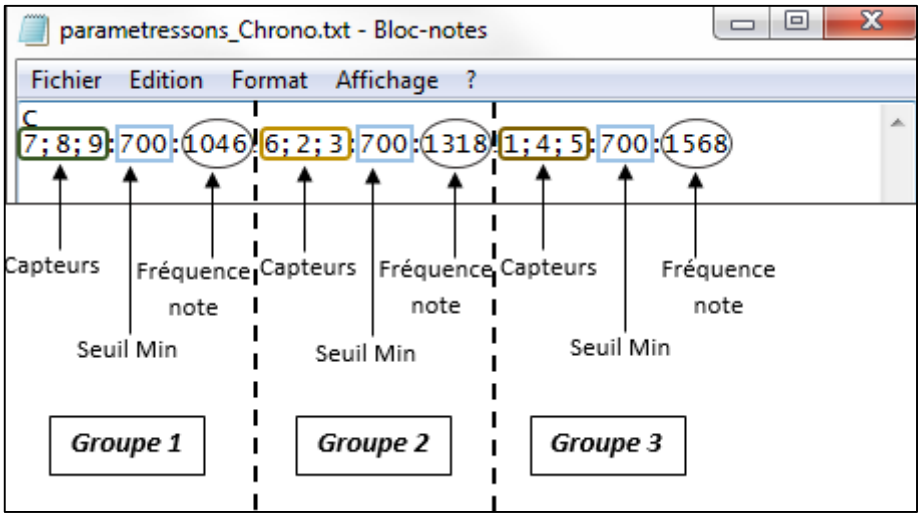


Figure 2.11 **:** Exemple d'un fichier texte paramétrant les groupes de capteurs ; le seuil minimal d'activation des capteurs ; et la fréquence de la note émise dans chacun des trois groupes.

Dans ce mode, les sons sont émis en continu et dépendent à la fois des valeurs de pressions enregistrées en temps réel pour chacun des groupes de capteurs et de la valeur seuil. Lorsque la somme des valeurs de pressions pour chacun des groupes dépasse la valeur seuil, un son est déclenché et ce jusqu'à la fin de l'appui. La fin des sons est permise dès lors que la somme des valeurs de pressions pour le groupe G_AM (dans l'exemple donné dans la figure suivante) se trouve être inférieure à la valeur du seuil minimal d'activation des capteurs mis en place (figure 2.12). Mais elle peut être modifiée lors d'un appui anormal : par exemple, se terminer à la fin de l'activation du groupe G_AL si aucune pression n'est enregistrée sous le groupe G_AM.

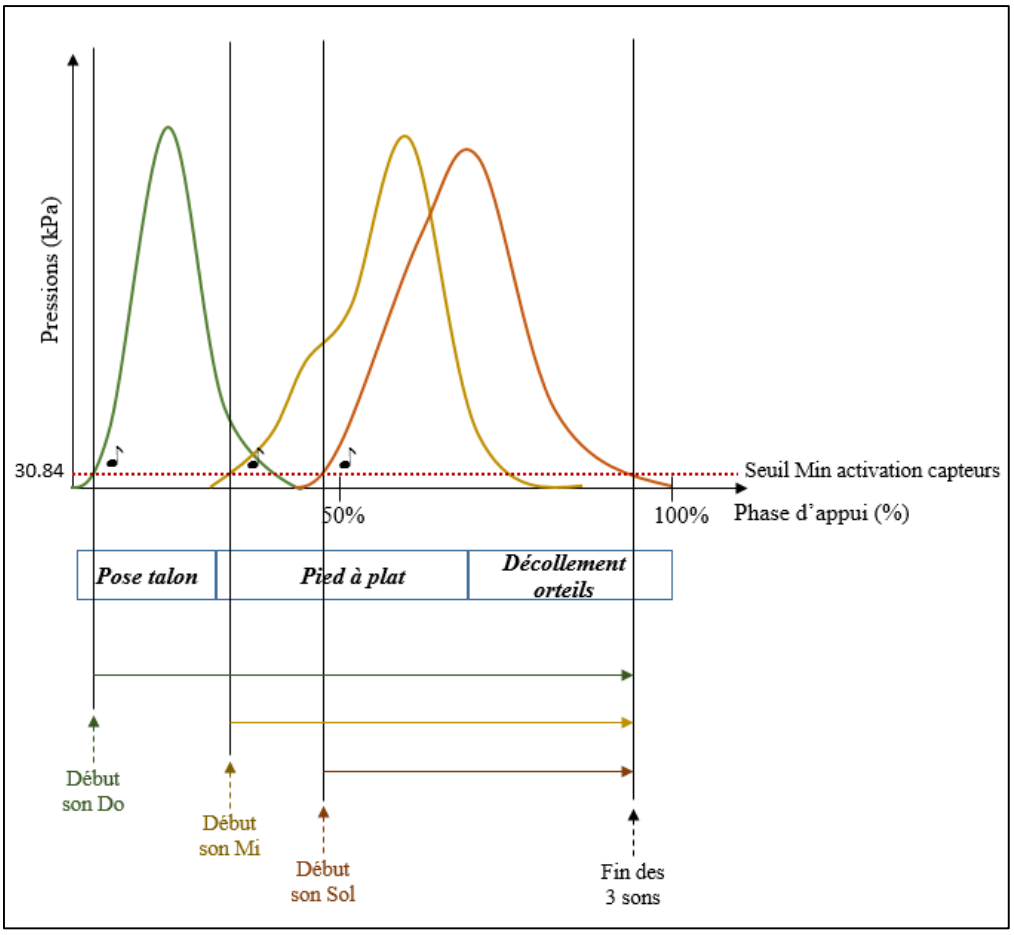


Figure 2.12 **:** Schéma récapitulant l'apparition des sons pour le mode « chronologie » lors d'un appui réussi. Les courbes en vert, jaune et orange correspondent successivement à la somme des valeurs de pressions des capteurs du groupe G_T, du groupe G_AL et du groupe G_AM (les 3 groupes sont composés de 3 capteurs).

L'étape suivante a été de tester ce dispositif dans des conditions réelles afin d'évaluer la compréhension du signal sonore retourné en temps réel lors d'une tâche de marche. La partie suivante présente l'étude menée et les résultats obtenus.

3. Etude : Validation du système de retour sonore

3.1. Introduction

Ce système a pour vocation d'être utilisé à des fins de rééducation auprès d'une population présentant des troubles de la marche. Mais avant de pouvoir être testé chez ces patients, une étude préliminaire sur une population « saine » a été mise en place. Elle a pour objectifs : 1. D'observer s'il existe un effet de la zone et du nombre d'informations retournées sur le nombre d'appuis « réussis » et « non-réussis » dans la tâche. 2. De s'assurer que le retour d'information sonore n'entraîne pas de perturbations lors de la marche. Celles-ci peuvent être la conséquence d'une modification de la répartition des pressions plantaires, pouvant avoir un impact néfaste sous la sole plantaire (création de zones d'hyperpression et/ou d'hypo pression). 3. De déterminer si les appuis qui ont été « non-réussis » sont caractérisés par des valeurs de pics de pressions significativement différentes de celles observées lors d'une marche spontanée. 4. D'apprécier l'intelligibilité du signal sonore (discrimination des 3 sons, lien fait entre la note de musique renvoyée et la zone du pied concernée).

3.2. Méthode

3.2.1. *Population étudiée*

Dix volontaires (4 femmes, 6 hommes) âgés de 23 à 53 ans ($\bar{x}$ = 34 ± 9 ans) ont participé à cette étude. Les critères d'inclusion étaient les suivants : aucune intervention chirurgicale au niveau des membres inférieurs (ligamentoplastie, fractures demandant la pose d'une vis ou d'une plaque, aucune prothèse de hanche, de genou ou de cheville), absence de pieds plats ou creux. Tous les participants ont signé la feuille de consentement afin de participer à cette étude.

3.2.2. *Présentation du système de retour sonore utilisé*

Nous avons utilisé le système embarqué de pressions plantaires ((W-inshoe®, MEDICAPTEURS©, France). Le placement des capteurs a été réalisé tel que présenté dans la partie I.3.5 de cette thèse et fixé directement sous le pied afin d'éviter toutes contraintes apportées par le port de la chaussure. Les participants ont été équipés d'un casque audio (Philips, ActiveShield Pro, SHB9850NC) relié à un ordinateur portable (Dell Precision M 4700) via une connexion Bluetooth, afin de renvoyer les sons émis en temps réel sans contraintes filaires. Pour cette étude, nous nous sommes concentrés sur le retour sonore d'un seul pied, à savoir celui du pied dominant déterminé à l'aide d'un test (L. Jaïs, livre M. Lacour p169) réalisé au début de chaque protocole. Le retour sonore côté gauche et droit du casque a été dissocié. Cela signifie que, si le retour sonore s'effectue à partir des pressions exercées sous le pied droit (pied dominant) alors le son est retourné dans l'oreillette droite du casque (et inversement si le pied gauche est celui dominant). Le son de référence, correspondant à la mélodie attendue lors de chaque appui et donné au début de chaque passage, est alors retourné dans l'oreillette controlatérale (oreillette gauche si le retour sonore s'effectue par rapport au pied droit, par exemple). La configuration des groupes de capteurs est celle présentée dans la partie I.2.2.1.

3.2.3. *Détermination de la marge de tolérance*

Des tests réalisés de manière empirique ont permis de déterminer le seuil qui soit le plus cohérent pour obtenir un retour d'information chez une population ne présentant aucun trouble de la marche. Le protocole consistait à réaliser plusieurs passages à vitesse spontanée afin d'en obtenir 3 à vitesse identique. Le pic de pression moyen ($\overline{PP}$) a été calculé pour chacun des groupes de capteurs, et 5 marges de tolérance ont été déterminées à partir de $\overline{PP}$, soit : $\overline{PP}$ ± 20% ; ± 15% ; ± 10% ; ± 5% et ± 2.5%. Les résultats observés montrent que le participant arrive facilement à obtenir la mélodie (3 sons) pour des marges supérieures à 10%. L'objectif de cette

étude étant de tester la faisabilité et son impact sur la marche des participants, le seuil de ± 10% par rapport au $\overline{PP}$ a donc été retenu car il n'était pas facilement respectable, et nécessitait une période d'adaptation pendant laquelle le sujet prend en compte le signal sonore avec des chances de succès et d'ajustement.

3.2.4. *Protocole expérimental*

Pour cette expérience, un linoléum de 20m de long et 1m de large et 2.9mm d'épaisseur a été fixé sur le sol pour obtenir un recouvrement homogène sur l'ensemble du chemin de marche, de par son épaisseur. Ce chemin de marche a été équipé de 2 cellules photoélectriques espacées de 16m afin de déterminer la vitesse de déplacement moyenne du participant (figure 2.13). La première et la seconde cellule ont été placées successivement à environ 2m après la latte de départ et 2m avant la fin du chemin de marche afin de ne pas prendre en compte les phases d'accélération et de décélération. De plus, le participant avait pour consigne de porter le regard vers une cible placée à hauteur des yeux au bout du couloir. Les enregistrements étaient déclenchés dès le départ et arrêtés à la fin du chemin de marche. Lors du traitement des données, les 4 premiers et 4 derniers appuis (2 appuis pied gauche et 2 appuis pied droit), correspondant à ceux réalisés lors des phases d'accélération et de décélération, ont été supprimés. Pour chaque passage réalisé, 10 appuis ont été enregistrés et traités. La figure 2.13 suivante permet de schématiser la mise en place du protocole et de visualiser le couloir de marche.

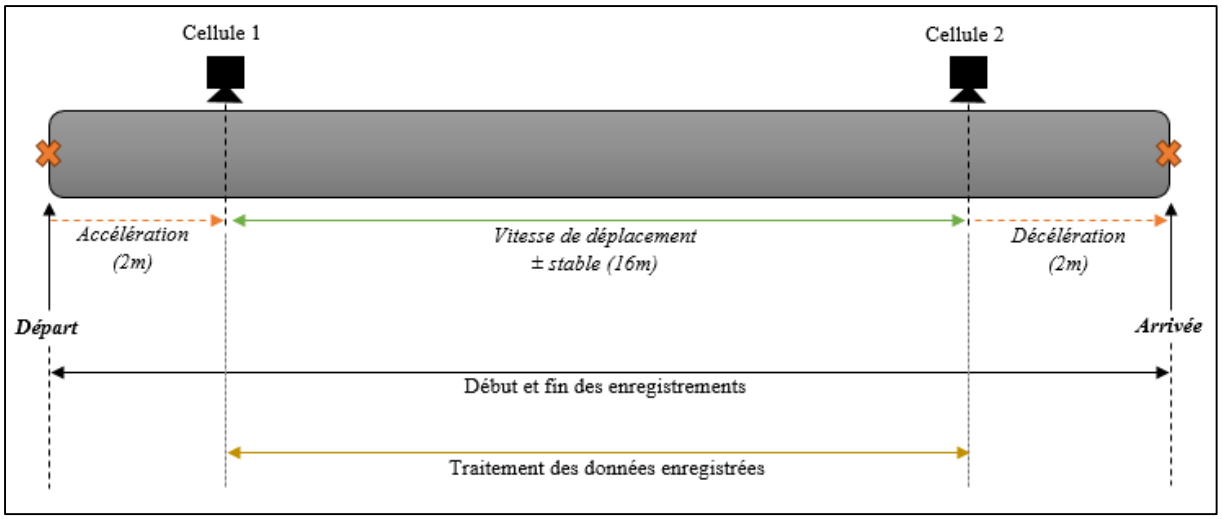


Figure 2.13 : Couloir de marche (vue d'en haut).

Le protocole expérimental s'est déroulé en plusieurs étapes :

1) Détermination du pied dominant et pose des capteurs de pressions

Le test de L. Jaïs a été utilisé afin de déterminer le pied dominant du sujet au début du protocole (cf. Annexe 1). L'objectif étant de déterminer sous quel pied le son allait être retourné. Cette étape a été suivie de la pose des capteurs de pressions suivant la méthodologie validée et détaillée dans la partie I. 3.4.1.3. Les capteurs de pressions ont été fixés sous chaque pied à l'aide d'un scotch double face et protégés à l'aide d'un sparadrap de maintien.

2) Phase de familiarisation avec le matériel

Une fois équipés, les participants avaient pour consigne de réaliser des allers-retours sur le couloir de marche afin de s'habituer aux conditions du laboratoire, au matériel et aux exigences du protocole.

3) Détermination des marges de tolérance ($\overline{PP}$ ± 10%) des 3 groupes de capteurs

Le sujet avait pour consigne de marcher à vitesse spontanée sur le couloir de marche. Cette étape a permis de recueillir les valeurs des pics de pressions enregistrées sous chacun des

groupes de capteurs. Plusieurs passages ont dû être réalisés afin d'obtenir 3 enregistrements à des vitesses de déplacement très proches (± 0.01m/s). Aucun retour d'information n'était donné au participant après chaque passage sur la vitesse de marche réalisée, afin de garder une vitesse de déplacement spontanée. Par la suite, un traitement des données a été réalisé afin de calculer les valeurs des pics de pressions moyens ($\overline{PP}$) pour les 3 passages (environ 30 appuis par pied) et la marge de tolérance pour chacun des groupes de capteurs. Celle-ci a été fixée à un seuil de ± 10% par rapport au PP moyen ($PP_{min} = \overline{PP} – (0.1 * \overline{PP})$ et $PP_{max} = \overline{PP} + (0.1 * \overline{PP})$) pour les 3 groupes de capteurs.

4) <u>Découverte du système de retour sonore</u>

Cette phase a été réalisée en deux étapes : la première a eu pour objectif de familiariser le participant avec les 3 sons émis (compréhension globale du signal) ; la seconde de le familiariser avec ce qui allait être réellement attendu selon la condition de retour sonore mise en place.

Pour la première étape, le retour sonore a été mis sous le mode « chronologie » des appuis. Cela a permis aux participants d'avoir un retour sonore en continu, avec pour objectif de comprendre le lien entre le son émis et le groupe de capteurs correspondant (un son différent pour chaque groupe). Les participants devaient réaliser un aller-retour sur le chemin de marche avec la consigne de : « *Vous allez entendre trois sons différents qui vont être émis dans l'oreillette droite (ou gauche, selon le côté dominant) lorsque vous allez marcher. Chaque son va correspondre à l'activation d'un groupe de capteurs. Le premier son va correspondre aux capteurs placés sous le talon, le second son aux capteurs placés sur le bord externe du pied et le troisième son aux capteurs placés sur le bord interne du pied et sous l'hallux. Effectuez un passage pour vous familiariser avec ces différents sons* ». A la fin de ce passage, il a été

demandé aux participants s'ils avaient bien réussi à discriminer les 3 sons. A défaut, ils avaient pour consigne de réaliser de nouveau un passage.

Pour la seconde étape, le retour sonore a été basculé dans le mode « intensité » des appuis. Lors de cette étape, les participants ont testé le système en restant debout, sans marcher. La consigne donnée était la suivante : « *Augmentez progressivement la pression exercée sous chacun des groupes de capteurs, l'un après l'autre, jusqu'à entendre le son* ». Cette étape a permis aux participants de comprendre comment se comportait chacun des sons, et ce sous chacun des groupes de capteurs. Pour rappel, si la valeur du pic de pression se situe en-dessous, ou au-dessus, de la marge de tolérance mise en place alors aucun son n'est émis. Ils ont pu réaliser ensuite quelques pas pour comprendre le retour sonore en condition de marche.

5) Protocole d'évaluation de la faisabilité d'un contrôle de la mise en charge du pied à partir du biofeedback sonore

Un retour d'information progressif a été mis en place suite aux résultats obtenus lors d'essais réalisés auprès de 2 participants. Les résultats ont montré que sur 161 pas effectués, les sujets ne parvenaient pas à obtenir la mélodie sonore (accord en Do Majeur). C'est pourquoi nous avons décidé de mettre en place un retour d'information progressif amenant les participants à passer progressivement d'un seul son émis à 3 sons. Cinq conditions de retour sonore ont été réalisées par les participants, à savoir :

1. Sous **une** seule zone du pied : a) Feedback à partir des pressions plantaires du G_T, nommé FB_T ; b) Feedback à partir des pressions plantaires du G_AL, nommé FB_AL ; c) Feedback à partir des pressions plantaires du G_AM, nommé FB_AM.

2. Sous **deux** zones du pied : Feedback à partir des pressions plantaires du G_T et du G_AM, nommé FB_Switch (bascule du talon à l'avant-pied).

3. Sous **trois** zones du pied : Feedback à partir des pressions plantaires du G_T ; G_AL et G_AM, nommé FB_Gruss. Ce choix d'appellation n'est pas un hasard, il s'agit du nom de la personne ayant suggéré la mélodie de base sur 3 zones. Mr Gruss est l'administrateur général de l'Orchestre de Chambre de Toulouse.

Une randomisation de l'ordre de passage pour la condition où un seul son était émis a été réalisée (conditions FB_T ; FB_AL ; FB_AM). Sept séquences ont été réalisées pour chacune des conditions. Au début de chaque condition la consigne suivante était donnée (exemple pour la condition FB_T) : « *Vous devez produire un son sous le talon tout en gardant une marche naturelle. Vous n'aurez ni le droit de boiter, ni de courir. Au début de chaque passage le son de référence sera joué dans votre oreillette gauche du casque (ou droite selon le pied dominant). Dès que celui-ci est terminé vous pourrez commencer à marcher en commençant toujours par le pied droit (ou gauche selon le pied dominant)* ». Entre chaque condition, une pause d'environ 30'' a été réalisée afin de vérifier l'état des capteurs.

6) Questionnaire

A la fin du protocole expérimental un questionnaire inspiré de Dubus (2012) (Annexe II) a été donné à chacun des participants afin de recueillir des informations sur la pertinence et l'accessibilité du système, l'intelligibilité du signal sonore retourné en temps réel et l'ergonomie du système.

3.2.5. *Analyse des données*

Pour vérifier l'impact du système lors de la marche, une analyse globale puis spécifique des pressions plantaires a été réalisée. Dans un premier temps, les appuis « réussis » (appui_R) et « non réussis » (appui_NR) ont été dénombrés sur l'ensemble des passages effectués par

condition de retour sonore (FB). L'objectif étant d'observer s'il existe un effet de la zone retournée (pour la condition où un seul son était retourné : FB_T ; FB_AL ; FB_AM) et du nombre de FB retournés sur le nombre d'appui_R et d'appui_NR. L'appui a été considéré comme « réussi » lorsque le(s) son(s) sous la (les) zone(s) concernée(s) a (ont) bien été déclenché(s) pour un retour sonore (l'appui local était donc dans la marge de tolérance attendue). Le coefficient de variation des pics de pressions (CV = Déviation Standard/Moyenne, exprimé en pourcentage) a été calculé sur la totalité des appuis effectués par passage, pour chaque groupe de capteurs et pour les deux pieds. Le CV moyen obtenu dans la condition Neutre (sans FB, variable indépendante) est ainsi comparé à celui obtenu dans chacune des 5 conditions réalisées avec FB (variable dépendante).

Dans un second temps, l'analyse consiste à vérifier de manière plus précise l'impact du système sur la marche en différenciant les appui_R des appui_NR. L'objectif étant de s'assurer que le FB n'a pas eu d'effet délétère sur la répartition des pressions plantaires pouvant entraîner un comportement à « risque » durant la marche (déséquilibres, ulcération, etc.).

Pour une analyse des données homogène sur l'ensemble des participants et en vue de diminuer la variabilité liée à des facteurs propres au sujet (anthropométrie, choix spatio-temporels), une normalisation des valeurs des pics de pressions a été réalisée suivant Moretto et al. (2007). Sachant que l'unité du pic de pression correspond à une force (Newton ou $kg.m.s^{-2}$) exercée sur une surface (m^2), l'unité du pic de pression est le kPa qui peut encore s'exprimer à partir des unités fondamentales, soit :

$$kPa = \left(\frac{kg.m.s^{-2}}{m^2}\right) = kg.m^{-1}.s^{-2}$$

Pour exprimer les pics de pressions sous forme adimensionnelle (ou Dim(PP)) et les normaliser en gardant l'homogénéité de l'échelle des valeurs considérées, une normalisation par un terme inverse peut être développé. Ainsi, les valeurs de PP seront rapportées à l'amplitude du pas (*A*

exprimée en m), la masse du sujet (kg) et l'accélération gravitationnelle (m.s^{-2}). L'équation adimensionnelle d'un pic de pression devient la suivante :

$$Dim(PP) = PP.\frac{A^2}{m.g}$$

Ainsi, la dimension est bien égale à 1 et prend en considération l'ensemble des grandeurs physiques impliquées :

$$Dim(PP) = \left(\frac{kg\ m\ s^{-2}}{m^2}.\frac{m^2}{kg\ m\ s^{-2}}\right) = 1$$

Les valeurs de Dim(PP) des appui_R et celles des appui_NR du pied droit (pied dominant pour la totalité des participants) ont été analysées séparément. Les valeurs de Dim(PP) enregistrées sous le pied gauche ont également été analysées en différenciant les appuis précédant et suivant l'appui droit. Pour obtenir ces différentes variables, le Dim(PP) moyen (Dim($\overline{PP}$)) et l'écart-type moyen ($\overline{SD}$) du Dim($\overline{PP}$) par groupe de capteurs, par sujet et par pied ont été calculés pour les conditions réalisées sans FB et avec FB.

Une dernière analyse a pour objectif de quantifier l'erreur entre les valeurs des PP des appui_R et des appui_NR et celles obtenues lors de la condition Neutre (appui_N) afin de déterminer si les appui_NR sont caractérisés par des valeurs de pics de pressions significativement différentes de celles observées lors d'une marche spontanée Pour cela, l'erreur absolue moyenne ($\overline{\Delta}$) a été déterminée pour chaque passage de chaque condition, et pour chacun des groupes de capteurs. L'erreur absolue (Δ) correspond à la différence entre la valeur du PP obtenue lors de l'appui (appui_R ou appui_NR) et le $\overline{PP}$ calculé dans la condition Neutre. Elle est déterminée ainsi :

- *Pour la condition **Neutre (N)*** : Δ_N = ||PP_N - $\overline{PP}$|| (avec PP_N correspondant au PP enregistré dans la condition sans FB et $\overline{PP}$ correspondant à la moyenne des pics de pressions

obtenue dans la condition N, par groupe de capteurs). Il a fallu déterminer l'erreur absolue moyenne pour la condition N car il existe une variabilité naturelle des PP d'un appui à l'autre non négligeable. La marge de tolérance ayant été fixée à $\overline{PP}$ ± 10%, certaines valeurs de PP obtenues dans la condition N peuvent se situer en-dehors de cette marge. En déterminant l'erreur absolue moyenne pour la condition N, la variabilité naturelle des PP d'un appui à l'autre est prise en considération afin de comparer les différences d'erreurs absolues moyennes obtenues dans les conditions réalisées avec FB.

- *Pour la condition **avec FB appui_R*** : Δ_R = ||PP_R - $\overline{PP}$|| (avec PP_R correspondant au PP enregistré pour un appui_R et $\overline{PP}$ correspondant à la moyenne des pics de pressions obtenue dans la condition N, par groupe de capteurs).
- *Pour la condition avec **FB appui_NR*** : Δ_NR = ||PP_NR - $\overline{PP}$|| (avec PP_NR correspondant au PP enregistré pour un appui_NR et $\overline{PP}$ correspondant à la moyenne des pics de pressions obtenue dans la condition N, par groupe de capteurs).

L'erreur absolue moyenne ($\overline{\Delta}$) correspond à la moyenne des valeurs des Δ obtenues pour l'ensemble des appui_R ($\overline{\Delta}$_R), des appui_NR ($\overline{\Delta}$_NR) et des appuis réalisés dans la condition sans FB ($\overline{\Delta}$_N). Ces erreurs absolues moyennes ($\overline{\Delta}$_N ; $\overline{\Delta}$_R ; $\overline{\Delta}$_E) ont été calculées pour chacun des groupes de capteurs, chaque pied (droit, gauche précédant et suivant l'appui droit) et ce pour chacun des participants. Pour cette dernière analyse, les $\overline{PP}$ n'ont pas été normalisés car les marges de tolérances mises en place lors du protocole expérimental étaient propres à chacun des participants et retournées en temps réel sous forme dimensionnelle.

3.2.6. *Analyses statistiques*

Le nombre de participants étant trop faible pour vérifier de manière robuste que les données suivaient bien la loi normale, des tests non paramétriques ont été choisis.

Pour observer s'il existe un effet de la zone retournée (VI 1) et du nombre d'informations retournées (VI 2) sur le nombre d'appui_R, le test de Friedman a été réalisé ($P < 0.05$). Lorsque des différences significatives ont été obtenues, le test post-hoc de Wilcoxon a été utilisé afin de préciser ces différences ($P < 0.05$).

Afin de comparer les valeurs des CV obtenues en condition N à celles obtenues dans les conditions réalisées avec FB (CV sans FB vs CV FB_T par exemple), le test de Friedman a été réalisé. Là encore, lorsque des différences significatives ont été obtenues, le test post-hoc de Wilcoxon a été utilisé.

Pour l'analyse des valeurs de Dim($\overline{PP}$), $\overline{SD}$ des Dim($\overline{PP}$), et des $\bar{\Delta}$ des ANOVA à mesures répétées non paramétriques (test de Friedman) ont été utilisées. Ce test a permis de comparer les valeurs obtenues dans la condition N (notées Dim($\overline{PP}$)_N ; $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_N ; $\bar{\Delta}$_N) à celles obtenues dans la condition avec FB lorsque l'appui a été réussi (notées Dim($\overline{PP}$)_R ; $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_R ; $\bar{\Delta}$_R), et à celles obtenues avec FB lorsque l'appui n'a pas été réussi (notées Dim($\overline{PP}$)_NR ; $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_NR ; $\bar{\Delta}$_NR). Cette analyse a été répétée pour chacun des groupes de capteurs. Lorsque des différences sont apparues, le test post-hoc de Wilcoxon a été utilisé afin de préciser ces différences intergroupes. Suivant la méthode proposée par Baurès & Gutenberg, une correction de Benjamini (p_corrigé = 0.05 × (N+1-i)/N ; où N correspond au nombre de tests ; i classant les valeurs de p dans l'ordre décroissant et allant de 1 à n) a été appliquée au niveau de significativité, pour les tests de Friedman et de Wilcoxon, lorsque le nombre total de comparaisons était supérieur à 4.

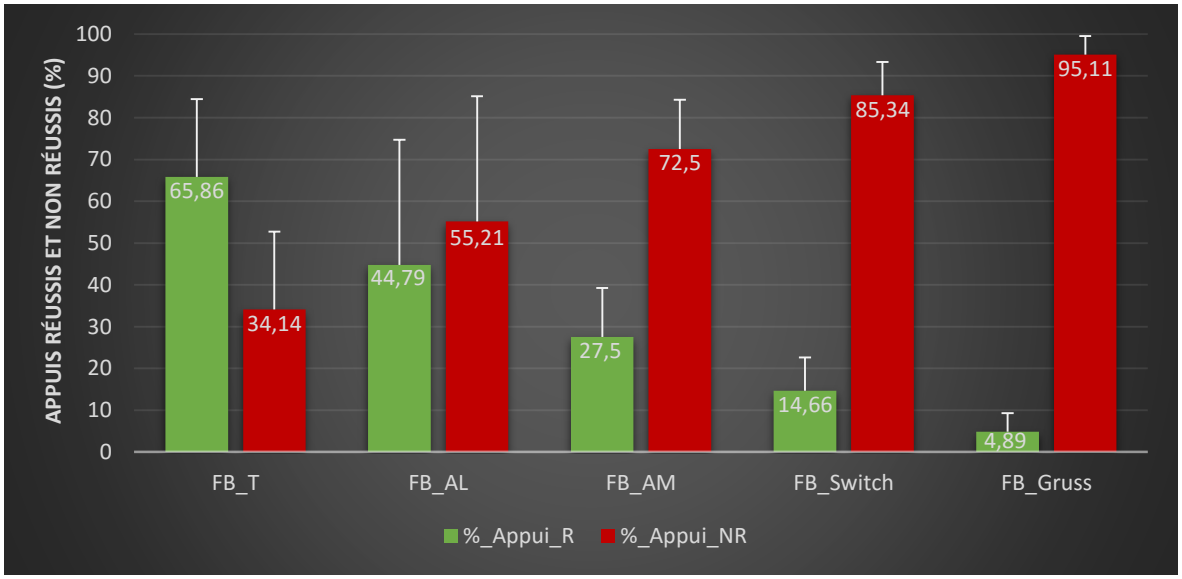
Le test de Friedman a été réalisé sur les vitesses de déplacement afin de comparer les valeurs obtenues entre la condition N et les conditions avec FB ($P < 0.05$).

3.3. Résultats

3.3.1. *Nombre d'appuis réussis et non réussis en fonction de la zone et du nombre d'information sonore retournées*

Le test de Friedman montre un effet de la zone retournée sur le nombre d'appui_R lorsque le FB ne concerne qu'une seule zone (P = 0.0136). Le test de Wilcoxon montre des différences significatives entre les conditions FB_T et FB_AM (P = 0.0069).

De plus, le test de Friedman montre un effet du nombre d'informations retournées (complexité du FB) sur le nombre d'appui_R (P < 0.0001). Le test de Wilcoxon montre des différences significatives entre les conditions où un seul son a été retourné (FB_T ; FB_AL ; FB_AM) et la condition FB_Switch (P = 0.0051), et avec la condition FB_Gruss (P = 0.0051). Ces différences significatives sont aussi observées entre la condition FB_Switch et la condition FB_Gruss (P = 0.0051). Le test de Friedman permet d'affirmer que plus le nombre de sons retournés augmente et plus le nombre d'appui_R diminue (Graphique 2.1).



Graphique 2.1 : Nombre d'appui_R et d'appui_NR (%) pour les 5 conditions de FB

3.3.2. *Variabilité des appuis*

Afin de s'assurer que la vitesse n'entraîne pas de biais sur l'analyse des données suivantes, le test de Friedman a été réalisé. Les résultats ne révèlent aucune différence significative entre la condition N et les 5 conditions de FB (P = 0.3386).

- *Pied Droit*

Tableau 2.4 : Valeurs des coefficients de variations moyens ($\overline{CV}$) ± SD pour le pied droit, obtenues dans la condition N et avec FB

	Groupes de capteurs		
	G_T	***G_AL***	***G_AM***
Neutre	7.5 ± 2%	21.4 ± 12%	28.9 ± 14%
FB_T	7.1 ± 2%	19.8 ± 11%	25.6 ± 12%
FB_AL	7.3 ± 3%	20.1 ± 12%	24.2 ± 11%
FB_AM	7.2 ± 2%	18.4 ± 10%	24.2 ± 12%
FB_Switch	6.3 ± 2%	18.9 ± 10%	24.1 ± 14%
FB_Gruss	6.3 ± 2%	18 ± 9%	23.3 ± 12%

Le test de Friedman a été réalisé afin de comparer les valeurs du $\overline{CV}$ obtenues dans la condition N à celles avec FB. Concernant la zone du talon (***G_T***), des différences significatives ont été révélées (P = 0.0028 ; p-corrigé < 0.0083). Cependant, le test de Wilcoxon ne montre aucune différence significative entre la condition N et les conditions avec FB.

Pour la partie latérale (***G_AL***) et médiale (***G_AM***) de l'avant-pied, le test de Friedman ne montre aucune différence significative entre la condition N et les 5 conditions avec FB (P > 0.05).

- *Pied Gauche*

Tableau 2.5 : Valeurs des coefficients de variations moyens ($\overline{CV}$) ± SD pour le pied gauche, obtenues dans la condition N et avec FB

	Groupes de capteurs		
	G_T	***G_AL***	***G_AM***
Neutre	8.9 ± 2%	16.4 ± 8%	27.1 ± 13%
FB_T	9.5 ± 2%	15.8 ± 7%	26.1 ± 14%
FB_AL	9 ± 3%	15.6 ± 6%	25 ± 13%
FB_AM	9.6 ± 3%	15 ± 7%	25.8 ± 13%
FB_Switch	9.2 ± 2%	15.4 ± 7%	26.5 ± 14%
FB_Gruss	9 ± 3%	14.4 ± 7%	28.3 ± 15%

Le test de Friedman ne révèle aucune différence significative ($P > 0.05$) entre les valeurs du $\overline{CV}$ obtenues dans la condition N et celles obtenues dans les 5 conditions avec FB pour les trois groupes de capteurs.

3.3.3. *Réorganisation des pressions plantaires*

La réorganisation des pressions a été étudiée lors d'un cycle comprenant deux appuis gauche et un droit, donc un enchaînement Gauche-Droite-Gauche. Lorsque le FB est retourné sous le pied droit, il est ainsi possible de différencier les stratégies qui permettent une modification des appuis par anticipation ou post-contrôle du côté controlatéral (gauche). Pour rappel, afin d'analyser l'impact du système sur la répartition des pressions plantaires, les valeurs de pics de pressions moyennes ont été exprimées sous formes adimensionnelles (Dim($\overline{PP}$)), puis comparées entre la condition N et celles avec FB, en différenciant l'appui_R de l'appui_NR. La dispersion des valeurs de Dim($\overline{PP}$) a été analysée ($\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)). Les tableaux

2.6 et 2.7 suivants regroupent respectivement les résultats des valeurs de Dim($\overline{\mathrm{PP}}$) et $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$) obtenues lors de la condition N, avec FB pour les appui_R et les appui_NR

Tableau 2.6 : Pics de pression adimensionnels moyens Dim($\overline{PP}$) relevés sous chaque zone de l'empreinte lors d'un cycle de marche Gauche-Droite-Gauche dans la condition N et les 5 conditions avec FB sonore

	Pied GAUCHE avant appui pied droit								
	Dim($\overline{PP}$) G_T (s.u)			Dim($\overline{PP}$) G_AL (s.u)			Dim($\overline{PP}$) G_AM (s.u)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T		0.252	0.259		0.09	0.088		0.11	0.11
FB_AL		0.256	0.251		0.09	0.09		0.107	0.102
FB_AM	0.271	0.248	0.251	0.092	0.09	0.089	0.103	0.105	0.109
FB_Switch		0.246	0.244		0.094	0.093		0.102	0.102
FB_Gruss		0.261	0.253		0.09	0.094		0.109	0.103

	Pied DROIT								
	Dim($\overline{PP}$) G_T (s.u)			Dim($\overline{PP}$) G_AL (s.u)			Dim($\overline{PP}$) G_AM (s.u)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T		0.247	0.265		0.083	0.08		0.132	0.14
FB_AL		0.249	0.246		0.078	0.08		0.146	0.134
FB_AM	0.255	0.238	0.236	0.081	0.085	0.08	0.135	0.127	0.145
FB_Switch		0.241	0.25		0.089	0.08		0.124	0.144
FB_Gruss		0.24	0.256		0.072	0.085		0.133	0.142

	Pied GAUCHE après appui pied droit								
	Dim($\overline{PP}$) G_T (s.u)			Dim($\overline{PP}$) G_AL (s.u)			Dim($\overline{PP}$) G_AM (s.u)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T		0.255	0.256		0.09	0.087		0.109	0.11
FB_AL		0.256	0.255		0.09	0.089		0.103	0.108
FB_AM	0.270	0.25	0.249	0.092	0.092	0.089	0.102	0.106	0.108
FB_Switch		0.242	0.244		0.091	0.092		0.109	0.102
FB_Gruss		0.268	0.252		0.086	0.095		0.109	0.103

* : Différences statistiquement significatives entre les valeurs de la condition N vs avec FB appui_R vs avec FB appui_NR. Pour plus de clarté, seule les différences obtenues entre la condition N vs Appui_R et entre la condition N vs appui_NR apparaissent en rouge

Tableau 2.7 : Pics de pression adimensionnels moyens $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$) relevés sous chaque zone de l'empreinte lors d'un cycle de marche Gauche-Droite-Gauche dans la condition N et les 5 conditions avec FB sonore

	Pied GAUCHE avant appui pied droit								
	$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_T (s.u)			$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_AL (s.u)			$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_AM (s.u)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T		0.027	0.025		0.015	0.015		0.03	0.032
FB_AL		0.025	0.023		0.017	0.015		0.027	0.031
FB_AM	0.025	0.025	0.024	0.016	0.013	0.015	0.027	0.027	0.03
FB_Switch		0.022	0.026		0.017	0.015		0.026	0.029
FB_Gruss		0.014	0.024		0.008	0.015		0.018	0.031

	Pied DROIT								
	$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_T (s.u)			$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_AL (s.u)			$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_AM (s.u)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T		0.013*	0.032*		0.017	0.018		0.034	0.035
FB_AL		0.021	0.024		0.005*	0.021		0.025*	0.043
FB_AM	0.021	0.022	0.022	0.019	0.009*	0.019	0.041	0.008*	0.039
FB_Switch		0.013*	0.021		0.008*	0.018		0.008*	0.038
FB_Gruss		0.008*	0.02		0.003*	0.018		0.006*	0.036*

	Pied GAUCHE après appui pied droit								
	$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_T (s.u)			$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_AL (s.u)			$\overline{SD}$ Dim($\overline{PP}$) G_AM (s.u)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T		0.023	0.023		0.015	0.014		0.032	0.028
FB_AL		0.024	0.024		0.015	0.015		0.024	0.03
FB_AM	0.024	0.022	0.024	0.016	0.013	0.014	0.026	0.029	0.029
FB_Switch		0.02	0.026		0.016	0.015		0.034	0.028
FB_Gruss		0.017	0.025		0.009	0.015		0.028	0.033

* : Différences statistiquement significatives entre les valeurs de la condition N vs avec FB appui_R vs avec FB appui_NR. Pour plus de clarté, seule les différences obtenues entre la condition N vs Appui_R et entre la condition N vs appui_NR apparaissent en rouge

a) Condition FB_T

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) et des $\overline{SD}$ des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_T pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied **droit***

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman pour les 3 groupes de capteurs. En revanche, une diminution significative de la valeur du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_R (-0.008 s.u ; P = 0.0051) et une augmentation significative du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_NR (+0.011 s.u ; P = 0.0069) par rapport à celle du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_N (0.021 s.u) sont observées concernant le groupe ***G_T***.

b) Condition FB_AL

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) et des $\overline{SD}$ des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_AL pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied **droit***

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman pour les 3 groupes de capteurs. Une diminution significative de la valeur du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_R pour le groupe ***G_AL*** (-0.014 s.u ; P = 0.0077) et pour le groupe ***G_AM*** (-0.016 s.u ; P = 0.0051) par rapport à celle du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_N (G_AL = 0.019 s.u ; G_AM = 0.041 s.u) sont observées.

c) Condition FB_AM

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) et des $\overline{SD}$ des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_AM pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied **droit***

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman pour les 3 groupes de capteurs. Une diminution significative de la valeur du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_R pour le groupe ***G_AL*** (-0.01 s.u ; P = 0.0077) et pour le groupe ***G_AM*** (-0.033 s.u ; P = 0.0050) par rapport à celle du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_N (G_AL = 0.019 s.u ; G_AM = 0.041 s.u) sont observées.

d) Condition FB_Switch

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) et des $\overline{SD}$ des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_Switch pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied **droit***

Aucune différence significative des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman pour les 3 groupes de capteurs. Une diminution significative de la valeur du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_R pour le groupe ***G_T*** (-0.008 s.u ; P = 0.0248), pour le groupe ***G_AL*** (-0.011 s.u ; P = 0.0117) et pour le groupe ***G_AM*** (-0.033 s.u ; P = 0.0051) par rapport à celle du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_N (G_T = 0.021 s.u ; G_AL = 0.019 s.u ; G_AM = 0.041 s.u) sont observées.

e) Condition FB_Gruss

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des Dim($\overline{\mathrm{PP}}$) et des $\overline{SD}$ des Dim($\overline{PP}$) n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_Gruss pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied* ***droit***

Aucune différence significative des Dim($\overline{\mathrm{PP}}$) n'est révélée par le test de Friedman pour les 3 groupes de capteurs. Une diminution significative de la valeur du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_R pour le groupe ***G_T*** (-0.013 s.u ; P = 0.0172), pour le groupe ***G_AL*** (-0.016 s.u ; P = 0.0117) et pour le groupe ***G_AM*** (-0.035 s.u ; P = 0.0176) par rapport à celle du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_N (G_T = 0.021 s.u ; G_AL = 0.019 s.u ; G_AM = 0.041 s.u) sont observées. Une diminution significative de la valeur du $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)_NR pour le groupe ***G_AM*** (-0.005 s.u ; P = 0.0117) est aussi observée.

La figure 2.14 suivante présente les résultats des valeurs de Dim($\overline{\mathrm{PP}}$) de la condition FB_AM sous forme d'empreintes où apparaissent le pied droit, le pied gauche avant et après l'appui pied droit. Les figures des 4 autres conditions de FB sont présentées en Annexes (Cf. Annexe 3).

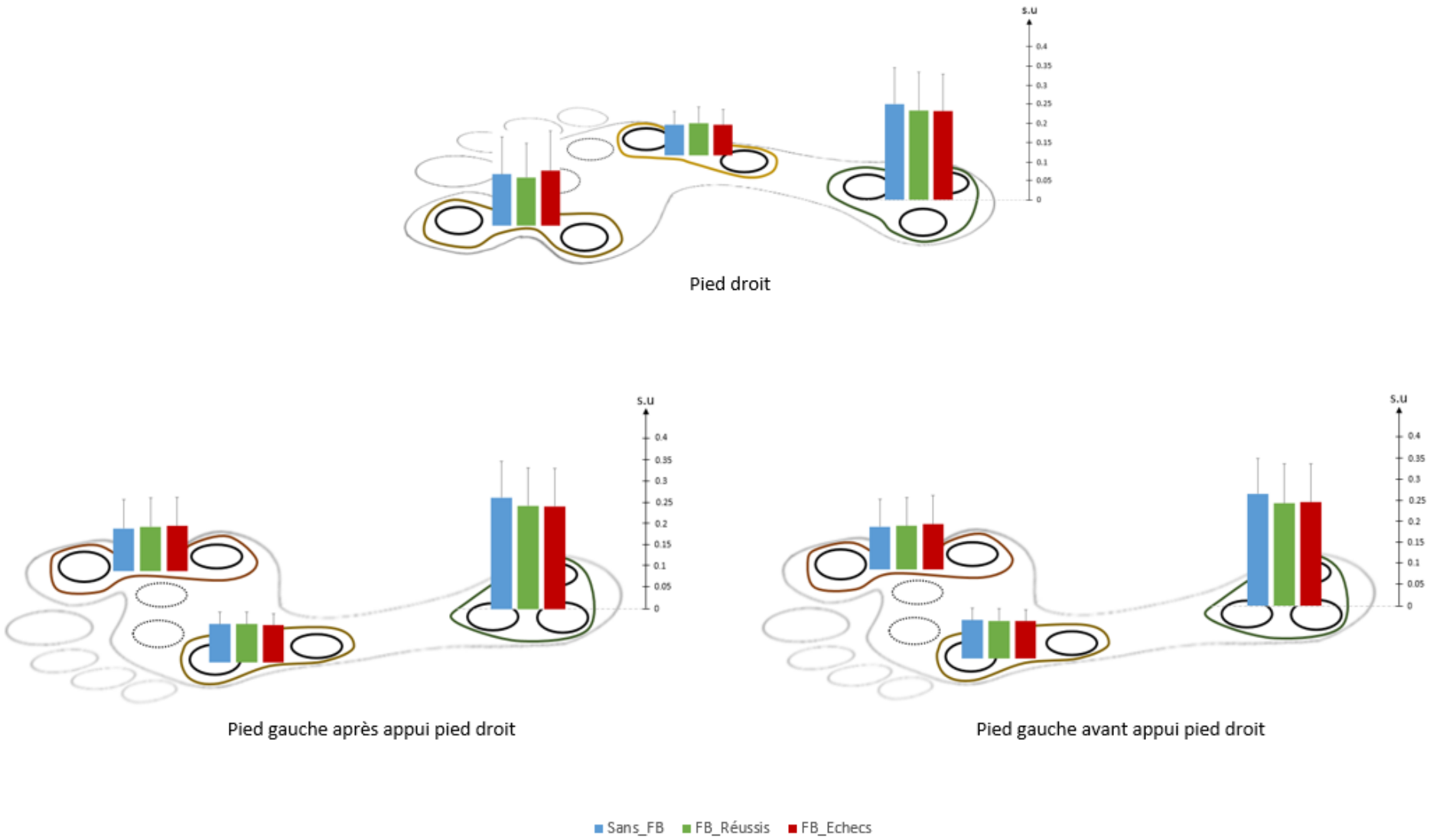


Figure 2.14 : Pics de pressions adimensionnels Dim($\overline{PP}$) lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_AM

3.3.4. *Quantification de l'erreur de mise en charge*

Pour rappel, cette analyse a pour but de vérifier que les appui_R soient expliqués par des écarts faibles pour les groupes de capteurs ayant fait l'objet d'un retour sonore par rapport aux valeurs de pics de pressions obtenues lors de la condition N. Inversement, de déterminer si les appui_NR sont caractérisés par des valeurs de pics de pressions significativement différentes de celles observées lors d'une marche spontanée. Mais aussi de s'assurer que la présence d'un retour sonore sous une zone n'ait pas entraîné des répercussions sur les autres groupes de capteurs afin de réussir la tâche (création de zones d'hyperpressions). Pour cela, l'erreur absolue moyenne ($\overline{\Delta}$) a été calculée à partir des pics de pressions moyens ($\overline{PP}$) obtenus pour chacun des groupes de capteurs, et ce pour les 5 conditions de FB. Le tableau 2.8 suivant regroupe les résultats des valeurs de $\overline{\Delta}$ obtenues lors de la condition N, avec FB pour les appui_R et les appui_NR.

Tableau 2.8 : Erreurs absolues moyennes $\bar{\Delta}$ relevées sous chaque zones de l'empreinte lors d'un cycle de marche Gauche-Droite-Gauche dans la condition N et les 5 conditions avec FB sonore

	Pied GAUCHE avant appui pied droit								
	$\bar{\Delta}$ G_T (kPa)			$\bar{\Delta}$ G_AL (kPa)			$\bar{\Delta}$ G_AM (kPa)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T	28.9	36.3	32.5	21.5	21.8	21.7	32	40.2	43.6
FB_AL		35.9	35		24.9	22		34.3	36.8
FB_AM		34.1	32.9		18.4	21.6		37.7	43.5
FB_Switch		45.9	39.2		28.6	23.2		47.2	37.9
FB_Gruss		37.7	39.9		17.6	22.1		23.9	39.1

	Pied DROIT								
	$\bar{\Delta}$ G_T (kPa)			$\bar{\Delta}$ G_AL (kPa)			$\bar{\Delta}$ G_AM (kPa)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T	23.9	17.3*	58.7*	23.6	30.2	29.9	46.9	52.1	53.7
FB_AL		34	36.5		5.7*	33.3*		36.8*	55.9
FB_AM		41.7	37.8		19.2	30.5		9.4*	62.6*
FB_Switch		20.2	39.9*		25.2	32.5		9.6*	60.6*
FB_Gruss		21.2	40.3		*5.6*	30.9		10.4*	52.4

	Pied GAUCHE après appui pied droit								
	$\bar{\Delta}$ G_T (kPa)			$\bar{\Delta}$ G_AL (kPa)			$\bar{\Delta}$ G_AM (kPa)		
	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR	N	Appui_R	Appui_NR
FB_T	27.5	32.8	30.5	20.8	22.1	19.6	31.1	41.3	39.9
FB_AL		30.9	32.8		22.7	20.5		32.9	40.8
FB_AM		29.8	33.8		19	20.3		39	41.6
FB_Switch		35.6	39.9		24	23.9		46.3	38.8
FB_Gruss		41.1	39.5		19.5	22.4		47.8	39.2

* : Différences statistiquement significatives entre les valeurs de la condition N vs avec FB appui_R vs avec FB appui_NR. Pour plus de clarté, seule les différences obtenues entre la condition N vs Appui_R et entre la condition N vs appui_NR apparaissent en rouge

a) Condition FB_T

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des valeurs de $\bar{\Delta}$ n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_T pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied **droit***

Une diminution significative du $\bar{\Delta}$_R (-6.6 kPa ; P = 0.0218) et une augmentation significative du $\bar{\Delta}$_NR (+34.8 kPa ; P = 0.0051) par rapport à celle du $\bar{\Delta}$_N (23.9 kPa) sont observées concernant le groupe ***G_T***.

b) Condition FB_AL

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des valeurs de $\bar{\Delta}$ n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_AL pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied **droit***

Une diminution significative du $\bar{\Delta}$_R (-17.9 kPa ; P = 0.0051) et une augmentation significative du $\bar{\Delta}$_NR (-9.7 kPa ; P = 0.0125) par rapport à celle du $\bar{\Delta}$_N (23.6 kPa) sont observées concernant le groupe ***G_AL.*** Et une diminution significative du $\bar{\Delta}$_R (-10.1 kPa ; P = 0.0125) par rapport à celle du $\bar{\Delta}$_N (46.9 kPa) est observée concernant le groupe ***G_AM***.

c) Condition FB_AM

1. *Sous le pied **gauche avant** et **après** l'appui pied droit*

Aucune différence significative des valeurs de $\bar{\Delta}$ n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_AM pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied* ***droit***

Une diminution significative du $\bar{\Delta}$_R (-37.5 kPa ; P = 0.0051) et une augmentation significative du $\bar{\Delta}$_NR (+15.7 kPa ; P = 0.0125) par rapport à celle du $\bar{\Delta}$_N (46.9 kPa) sont relevées concernant le groupe ***G_AM***.

d) Condition FB_Switch

1. *Sous le pied* ***gauche avant*** *et* ***après*** *l'appui pied droit*

Aucune différence significative des valeurs de $\bar{\Delta}$ n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_Switch pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied* ***droit***

Une augmentation significative du $\bar{\Delta}$_NR (+16 kPa ; P = 0.0218) par rapport à celle du $\bar{\Delta}$_N (23.9 kPa) est observée concernant le groupe ***G_T***. Une diminution significative du $\bar{\Delta}$_R (-37.3 kPa ; P = 0.0051) et une augmentation significative du $\bar{\Delta}$_NR (+13.7 kPa ; P = 0.0367) par rapport à celle du $\bar{\Delta}$_N (46.9 kPa) sont relevées concernant le groupe ***G_AM***.

e) Condition FB_Gruss

1. *Sous le pied* ***gauche avant*** *et* ***après*** *l'appui pied droit*

Aucune différence significative des valeurs de $\bar{\Delta}$ n'est révélée par le test de Friedman entre la condition N et la condition FB_Gruss pour les appui_R, ainsi que pour les appui_NR pour les 3 groupes de capteurs.

2. *Sous le pied* ***droit***

Une diminution significative du $\bar{\Delta}$_R (-36.5 kPa ; P = 0.0117) par rapport à celle du $\bar{\Delta}$_N (46.9 kPa) est observée concernant le groupe ***G_AM***.

La figure 2.15 suivante présente les résultats des valeurs de $\bar{\Delta}$ de la condition FB_AL (condition où des différences significatives ont été obtenues) sous forme d'empreintes où apparaissent le pied droit, le pied gauche avant et après l'appui pied droit. Les figures des 4 autres conditions de FB sont présentées en Annexes (Cf. Annexe 4).

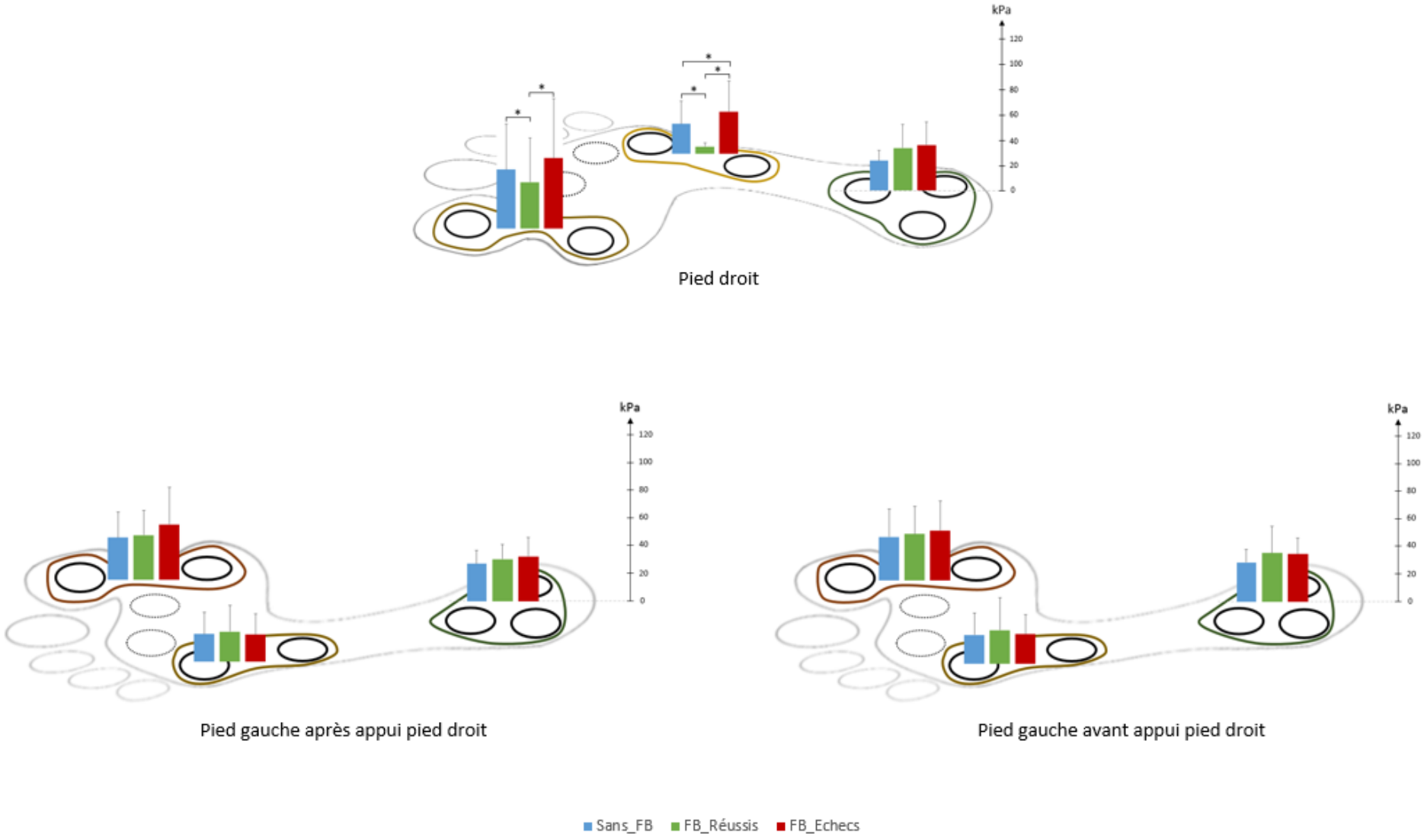


Figure 2.15 : Erreurs absolues moyennes lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_AL

3.3.5. *Compréhension du signal en temps réel et ergonomie du système de FB (analyse du questionnaire)*

Le questionnaire a été divisé en trois parties portant sur la compréhension du signal sonore et les stratégies qui ont été mises en place pour essayer de réussir la tâche, l'ergonomie du système de retour sonore, et sur le protocole expérimental (cf. Annexe 2).

Compréhension du signal sonore et stratégies mises en place

Un son de référence était émis lors de la phase de familiarisation et au début de chaque passage. Pour la totalité des participants, les différents sons composant la mélodie sonore (3 sons) ont bien été distingués (8.9 ± 0.3 sur 10, sachant que 10 était la note représentant la différenciation parfaite des sons) et la relation entre le son et la zone du pied correspondante à ce son a été très facile (8.4 ± 0.8 sur 10).

Quatre stratégies mises en place pour réaliser la consigne ressortent principalement, à savoir : 1. Ne pas réfléchir à son déroulé du pied (3 participants sur 10) ; 2. Maintenir sa vitesse spontanée de déplacement (2 sur 10) ; 3. Modifier sa foulée et la position de son « centre de gravité » (2 sur 10) ; 4. Modifier son déroulé du pied et son temps d'appui sous les zones retournées (3 sur 10). Il est à noter que ces stratégies ont pu soit entraîner des répercussions négatives (appui_NR) ou positives (appui_R) sur la performance.

Une autre question était posée, à savoir sur quoi les participants se sont-ils concentrés pour réussir la consigne demandée. Quatre réponses ressortent majoritairement : 1. Déroulé du pied (4 participants sur 10) ; 2. Fixer la cible (5 sur 10) ; 3. Marcher à vitesse spontanée (4 sur 10) ; 4. Adopter une posture neutre (2 sur 10).

Ergonomie du système de retour sonore

La majorité des participants ont bien distingué les différents sons qui étaient émis durant la marche avec FB (8.1 ± 0.8 sur 10). Un participant a précisé qu'il a réussi à différencier les sons des différentes zones, et ce lorsqu'il y avait un seul, à deux sons, retourné(s) en temps réel. Par contre, il lui a été plus difficile de différencier les 3 sons pour la condition FB_Gruss. Pour la majorité des participants les sons émis étaient bien en relation avec le pas qui était retourné (7.8 ± 1.5 sur 10). Pour la majorité des participants, le retour sonore les a moyennement perturbé durant leur marche (6.8 ± 2.5 sur 10), mis à part pour 2 participants (note de 3/10). Concernant les sons retournés, les participants les ont trouvés moyennement plaisants (5.1 ± 2 sur 10), plutôt fatigants (4.4 ± 1.5 sur 10) et moyennement intrusifs (5.8 ± 2.5 sur 10). Pour un participant, ces sons ont été fortement déplaisants, fatigants et intrusifs (1/10 pour les 3 catégories).

Enfin, les capteurs qui ont été fixés directement sous le pied n'ont occasionné aucune gêne durant la marche (8.6 ± 0.5 sur 10, sachant que 10 représente aucune perturbation).

A propos du protocole expérimental

L'implication et la concentration du participant tout au long du protocole sont importants à connaître, car ces 2 paramètres peuvent impacter très fortement leur motivation dans la réalisation de la tâche. Il était important d'avoir un retour sur le déroulement du protocole en lui-même. La majorité des participants ont trouvé la tâche moyennement facile à réaliser (6.6 ± 1.4 sur 10, sachant que 10 représente une tâche très facile à réaliser). Tous les participants se sont sentis très à l'aise (8.6 ± 0.5 sur 10, sachant que 10 représente tout à fait à l'aise) et ont réussi à rester concentrés tout le long de l'expérimentation (7.6 ± 1.1 sur 10). Deux questions ont été rajoutées concernant l'impression générale du participant vis-à-vis du protocole et les suggestions pour améliorer ce dernier. La majorité des participants ont trouvé cette expérimentation très plaisante, en soulignant que le système était efficace. Deux participants ont trouvé le protocole un peu long et répétitif. Un participant a proposé de modifier

les sons qu'il a trouvé « trop agressifs ». Un autre a proposé de donner plus d'informations pour la condition FB sous une seule zone du pied, en indiquant si le pic de pression se situe en-dessous (son bas) ou au-dessus de la marge de tolérance (son haut).

3.4. Discussion

3.4.1. *Réussite dans la tâche en fonction de la zone et du nombre d'informations retournées*

Le nombre d'appui_NR, pour les 5 conditions de FB confondues, est plus important (2292 pas) que le nombre d'appui_R (1048 pas) pour un total de 3340 pas réalisés par l'ensemble des participants. Les résultats montrent un effet de la zone du pied retournée sur le nombre d'appui_R, lorsque le FB ne concerne qu'une zone plantaire. Il ressort une diminution du taux de réussite lorsque le FB s'effectue sous la partie médiale de l'avant-pied (FB_AM) par rapport à la condition FB_T. Cette diminution significative du nombre d'appui_R pour la condition FB_AM peut être en partie expliquée par une variabilité plus élevée des pics de pressions d'un pas à l'autre obtenue lors de la condition N sous le groupe G_AM ($\overline{CV}$ = 28.9 ± 14%) par rapport à celle du groupe G_T ($\overline{CV}$ = 7.5 ± 2%). Cette variabilité naturelle est supérieure à la marge de tolérance qui correspondait à une étendue de ±10% par rapport au $\overline{PP}$ déterminé dans la condition réalisée à vitesse spontanée (N) rendant la tâche plus difficile d'obtenir un son à chaque appui dans la condition FB_AM.

Il existe également un effet du nombre de FB retournés sur le taux de réussite expliqué par une diminution du nombre d'appui_R avec l'augmentation du nombre de FB retournés. Ce taux de réussite chute considérablement dans la condition FB_Gruss (3 sons). Là encore, ces résultats peuvent être expliqués par la variabilité des valeurs de pics de pressions obtenue sous chaque groupe de capteurs. En effet, des différences significatives sont observées entre les conditions où un seul FB a été retourné (FB_T ; FB_AL ; FB_AM) et la condition FB_Switch

(2 FB). Pour cette condition, la variabilité sous le groupe G_AM étant supérieure aux 10% de tolérance autour du seuil de déclenchement du FB ce dernier est déclenché plus difficilement. Nous retrouvons le même phénomène dans la condition FB_Gruss, où la variabilité sous le groupe G_AL est deux fois plus importante (21.4 ± 12%) à la marge de tolérance.

De plus, ces résultats peuvent être expliqués par une plus grande difficulté à percevoir et à traiter 3 informations simultanément, et ce dans un laps de temps très bref. Ces hypothèses sont en contradictions avec les résultats obtenus par Gutierrez (2016). En effet, ces derniers ont montré que les sujets étaient capables de percevoir les 3 sons et ainsi de pouvoir différencier une marche normale d'une marche pathologique. Cependant, son étude s'est portée sur un retour sonore concernant la chronologie des appuis. Ainsi, les participants avaient une mélodie sonore à chacun des appuis et pour les deux pieds. En ce qui concerne notre étude, le FB s'est effectué à partir de l'intensité des appuis, c'est-à-dire des valeurs de PP enregistrées sous un seul pied. Lorsque la valeur de ce PP ne se situait pas dans la marge de tolérance, aucun son n'était produit rendant plus difficile la mise en place d'une stratégie lorsque 2, puis 3 sons étaient demandés. Afin de guider le participant sur le résultat de son action, un seuil bas et un seuil haut (valeur du PP en-dessous et au-dessus de la marge de tolérance) peuvent être crées. Ces seuils seraient retournés par un son grave et un son aigu, permettant d'alerter la personne sur une valeur de PP trop faible ou trop haute par rapport à celle attendue (aucun son si le PP se trouve dans la marge de tolérance). Mais cela augmenterait le nombre d'informations à traiter et donc complexifierait d'autant plus la tâche. Cette démarche peut être possible lorsque le retour sonore s'effectue sous une seule zone du pied. De plus, dans l'étude menée par Gutierrez (2016), les participants étaient placés devant un écran d'ordinateur afin d'observer une vidéo dans laquelle une personne effectuait différentes marche (normale Vs pathologique). Dans notre étude, les participants étaient acteurs et devaient se déplacer avec le système de retour sonore complexifiant le traitement des informations. Le sujet devait à la fois traiter le FB qui était, ou

non (dans le cas d'un appui_NR), retourné sous une ou plusieurs zones, mais aussi comprendre puis trouver une solution dans les cas où l'appui n'était pas réussi, tout cela dans un laps de temps très bref (environ 600ms).

Une autre hypothèse sur ces résultats, est le choix des sons retournés par le système et l'ordre de passage des conditions de FB sur la réussite dans la tâche. En effet, les résultats du questionnaire mis en place montrent que pour la majorité des participants les sons retournés étaient moyennement plaisants (5.1 ± 2% sur 10), fatigants (4.4 ± 1.5% sur 10) et plutôt intrusifs (5.8 ± 2.5% sur 10). Une certaine lassitude, voire frustration, a pu s'installer pour la condition FB_Gruss augmentée par l'absence de sons lorsque les appuis n'étaient pas réussis.

Afin de s'assurer que le taux d'appui_NR obtenu dans les 5 conditions de FB est bien lié à un effet de la zone du pied retournée et du nombre d'informations retournées, une seconde analyse concernant la variabilité des PP d'un appui à l'autre a été réalisée. Elle a permis d'observer l'impact du système de retour sonore sur la marche des participants lors des différentes conditions de retour sonore, en comparant les résultats des valeurs de coefficients de variations moyens obtenues dans les 5 conditions de FB à celles obtenues dans la conditions Neutre.

3.4.2. *Impact du système de retour sonore sur la variabilité des appuis*

Les coefficients de variation moyens ($\overline{CV}$) intra-individuels (calculés d'un pas à l'autre) obtenus dans la condition vitesse spontanée (Neutre) montrent une variabilité des pics de pressions plantaires qui diffère selon la zone du pied observée. Ces derniers augmentent sensiblement sous la partie latérale de l'avant-pied, puis de manière plus importante sous la partie médiale de l'avant-pied. Les valeurs obtenues montrent que la zone du talon est la partie du pied où la variabilité des pics de pressions d'un pas à l'autre est la plus faible (8.9 ± 2% pour

le pied gauche ; 7.5 ± 2% pour le pied droit). Cette variabilité est deux à trois fois supérieure sous la partie latérale de l'avant-pied (16.4 ± 8% pour le pied gauche ; 21.4 ± 12% pour le pied droit) et trois à quatre fois supérieures sous la partie médiale de l'avant-pied (27.1 ± 13% pour le pied gauche ; 28.9 ± 14% pour le pied droit) par rapport à celle retrouvée sous la zone du talon. Nous aurions pu nous attendre à une augmentation significative de cette variabilité lors des conditions réalisées avec feedback liées à des stratégies mises en place pour réussir la tâche. Mais les résultats n'ont pas montré de différences significatives entre les valeurs de $\overline{CV}$ obtenues dans la condition N et celles obtenues dans les 5 conditions avec FB pour le pied droit et le pied gauche.

Peu d'études se sont intéressées à la variabilité intra-individuelle des pics de pressions plantaires. Franco et al. (2015) ont analysé la reproductibilité des données de pressions plantaires chez une population âgée de plus de 60 ans ne présentant aucune lésion, ni atteinte articulaire au niveau des pieds. Ils ont réalisé une tâche de marche, à vitesse spontanée, pieds nus sur un couloir de 9 m. A chaque session dix pas ont été enregistrés, sur un total de 4 sessions espacées de plusieurs jours. Ils ont notamment analysé la variabilité des pressions plantaires entre les dix pas, enregistrés sur chaque session, déterminée à l'aide du coefficient de variation. Ces pressions plantaires correspondaient à la valeur d'un seul pic de pression localisé sous l'ensemble du pied, et ce lors de chaque appui. Leurs résultats n'ont pas montré de différences significatives entre les 10 valeurs de pics de pressions enregistrées lors des 10 pas effectués, et ce pour les 4 sessions réalisées ($P > 0.05$). Ceci peut être expliqué par une absence de découpage du pied en différentes zones. En effet, leurs mesures ont été déterminées à partir de la surface totale du pied en contact avec le sol. Valentini et al. (2011) ont analysé la variabilité des données de baropodométrie déterminée par le calcul du coefficient de variation, chez des sujets sains et chez des patients hémiparétiques à l'aide d'une semelle F-Scan®. Les sujets ont réalisé une tâche de marche à vitesse spontanée pendant laquelle étaient enregistrées les données de

pressions plantaires de plusieurs pas consécutifs, lors de 2 sessions espacées de 48h. Pour cela, l'empreinte plantaire a été divisée en 2 zones, l'arrière-pied et l'avant-pied. Dans leur discussion, ils mentionnent une variabilité intra-individuelle élevée (les valeurs n'ont pas été communiquées sur l'article) des pics de pressions plantaires au niveau de ces 2 zones, pour les deux populations observées et indépendamment de la vitesse de déplacement. Ils émettent l'hypothèse que cette variabilité intra-individuelle, que nous retrouvons dans notre étude, peut être expliquée par une variabilité naturelle des mouvements spontanés. Celle-ci impacte à coup sûr les pressions plantaires sensibles aux accélérations, même minimes, des masses segmentaires.

Ces résultats permettent de valider notre première hypothèse, à savoir qu'il existe un effet de la zone et du nombre d'informations retournées sur le nombre d'appui_NR. En effet, le taux d'appui_NR obtenu dans les 5 conditions de FB n'est pas lié à une perturbation du FB sur la variabilité des PP d'un appui à l'autre, qui est semblable à la condition Neutre, mais à la zone du pied retournée (plus la variabilité de cette zone obtenue dans la condition Neutre augmente plus le nombre d'appui_NR augmente) et à la complexité de la tâche (plus la quantité d'information à traiter augmente plus le nombre d'appui_NR augmente). De plus, ces résultats concernant le $\overline{CV}$ permettent de valider en partie notre seconde hypothèse, à savoir que le système de retour sonore n'entraîne pas de perturbation durant la marche qui aurait été caractérisée, notamment, par une augmentation de la variabilité des pics de pressions entre chaque appui. Cependant, ils ne nous permettent pas de s'assurer que le FB n'a pas eu d'effet délétère sur la répartition des pressions plantaires, pouvant avoir un impact néfaste sous la sole plantaire (création de zones d'hyperpression et/ou d'hypo pression), permis par l'analyse des valeurs de pics de pressions plantaires adimensionnelles (Dim($\overline{PP}$)).

3.4.3. *Impact du système de retour sonore sur la réorganisation des pressions plantaires*

En ce qui concerne le ***pied droit***, les résultats ont montrés une absence de réorganisation des pressions plantaires pour les 5 conditions de FB, et ce quelle que soit la situation (appui_R, appui_NR). En effet, aucune différence significative n'a été observée entre les valeurs de Dim($\overline{PP}$) obtenues dans la condition N et celles obtenues dans la condition avec FB pour les appui_R et les appui_NR, et ce pour les 3 groupes de capteurs. Malgré qu'une augmentation non significative des Dim($\overline{PP}$)_NR par rapport au Dim($\overline{PP}$)_N peut être observée (Cf. Tableau 2.7). Ces résultats sont expliqués par une moyenne des PP qui a été réalisée, entraînant des valeurs ne représentant pas la réalité. En effet, lors d'un même passage les PP des appui_NR ont pu être caractérisés par des valeurs de pressions soit supérieures soit inférieures à la marge de tolérance (plus marquées que pour les appui_R) entraînant des valeurs de Dim($\overline{PP}$)_NR proches de celles des Dim($\overline{PP}$)_N et des Dim($\overline{PP}$)_R.

En revanche, une diminution significative de la variabilité des PP ($\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)) enregistrés sous l'avant-pied (Groupes G_AL et G_AM) droit est observée lors des appui_R pour les conditions FB_AL, FB_AM, FB_Switch et FB_Gruss par rapport à celle obtenue dans la condition Neutre. L'apport d'un FB amène les participants à contrôler davantage leur phase d'appui pour réussir la tâche demandée. Concernant le groupe G_T, cette diminution n'est significative que lorsque le FB est retourné sous la même zone.

Ces résultats peuvent être en partie expliqués par la variabilité des pics de pressions étudiée précédemment. En effet, pour la zone du talon cette variabilité est déjà faible dans la condition N ($\overline{CV}$ = 7.5 ± 2%). La marge de tolérance étant de ± 10% par rapport au Dim($\overline{PP}$) de la condition N, les sujets ont plus facilement réussi à obtenir le son dans cette condition de FB_T. En revanche, la variabilité spontanée observée sous l'avant-pied (latéral et médial) est respectivement 3 ($\overline{CV}$ du G_AL = 21.4 ± 12%) et 4 fois ($\overline{CV}$ du G_AM = 28.9 ± 14%) plus importante par rapport à celle observée sous le talon. Sous ces zones, le FB a eu pour effet de

diminuer très fortement la dispersion des pics de pressions pour réussir la tâche (cf. Tableau 2.7).

Les analyses effectuées pour le pied gauche avant et après l'appui pied droit ont montré des résultats similaires. Il est impossible de différencier des comportements par anticipation et par conséquence. Nous discuterons donc les résultats du pied gauche dans leur globalité. Concernant le ***pied gauche***, les résultats n'ont pas montré de différences significatives entre les valeurs de Dim($\overline{PP}$) obtenues dans la condition N et celles obtenues dans les 5 conditions de FB pour les appui_R et les appui_NR. La réussite ou l'échec dans la tâche n'a pas entraîné de modification de la répartition des pics de pressions sous les 3 zones du pied. De plus, la dispersion des données de Dim($\overline{PP}$) ($\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$)) n'a pas été modifiée pour les 5 conditions de FB par rapport à la condition N. Le retour sonore n'a pas entraîné de répercussion sur la réorganisation des pressions plantaires sous le pied controlatéral alors que nous aurions pu nous attendre à une modification de cette répartition de la part des participants afin de réussir l'appui. Ils ont réussi à réaliser la tâche qui leur était demandée sans avoir d'impact sous le pied controlatéral.

Les résultats de $\overline{CV}$, de Dim($\overline{PP}$) et de $\overline{SD}$_Dim($\overline{PP}$) permettent de valider, avec quelques réserves pour les résultats concernant les appui_NR (vis-à-vis des valeurs moyennées de Dim($\overline{PP}$)), notre seconde hypothèse, à savoir que le FB n'a pas eu d'effet délétère sur la répartition des pressions plantaires. En effet, lors des appui_R il s'est avéré que les valeurs de Dim($\overline{PP}$) obtenues dans les 5 conditions de FB ont été très proches de celles obtenues dans la condition Neutre, et ce pour les 3 groupes de capteurs, même lorsque le retour d'information ne concernait pas un des groupes. Et cela est d'autant plus vrai que le FB aurait pu avoir un impact sous le pied controlatéral. Mais les participants ont réussi à réaliser la tâche qui leur était

demandée sans entraîner de réorganisations significatives des pressions plantaires. Cependant, ces résultats ne nous permettent pas de juger si les appui_NR sont caractérisés par des valeurs de pics de pressions significativement différentes de celles observées lors d'une marche spontanée, permis par l'analyse de l'erreur absolue moyenne ($\bar{\Delta}$).

3.4.4. *Quantification de l'erreur de mise en charge dans la tâche*

L'erreur absolue moyenne ($\bar{\Delta}$) a été calculée pour toutes les conditions, y compris pour la condition Neutre, afin de déterminer l'effet du FB alors que la variabilité est intégrée à l'indice.

L'analyse des appui_NR révèle une augmentation significative des $\bar{\Delta}$ sous le pied droit dans les conditions FB_T (+34.8 kPa pour le groupe G_T), FB_AL (+9.7 kPa pour le groupe G_AL) et FB_AM (+15.7 kPa pour le groupe G_AM) par rapport à la condition N. Il est à souligner que pour ces 3 conditions de retour sonore, aucune différence significative n'a été obtenue pour les autres groupes de capteurs. Concernant la condition FB_Switch, les résultats montrent une augmentation significative des $\bar{\Delta}$ sous le pied droit (G_T = + 15.1%, G_AM = +13.7%) par rapport à la condition N. Au vue de ces résultats, il est possible d'affirmer que l'échec dans la tâche est lié à des valeurs de pics de pressions significativement différentes de celles observées lors d'une marche spontanée. Cependant, elle ne permet pas de conclure si cet échec est lié à une augmentation ou une diminution des pressions par rapport à la marge de tolérance mise en place.

Pour s'assurer que le FB n'ait pas entraîné de répercussion sur les autres groupes de capteurs, une analyse sur les appui_R nous est apparue tout aussi importante. Les résultats ont révélé une diminution significative des $\bar{\Delta}$ de la (ou des) zone(s) retournée(s) sous le pied droit par rapport à la condition N. Pour les conditions FB_T, FB_AM et FB_Switch aucune

différence significative n'a été observée sur les autres groupes de capteurs. En revanche, pour la condition FB_AL les appui_R sont caractérisés par une diminution significative des $\bar{\Delta}$ sous la zone médiale de l'avant-pied (G_AM = -10.1 kPa). Le faible nombre d'appui_R dans la condition FB_Gruss ne nous permet pas d'exploiter plus en profondeur les résultats obtenus. En revanche, il est intéressant d'observer qu'une diminution significative de la valeur du $\bar{\Delta}$ du G_AM est obtenue dans 4 conditions de FB (à l'exception de la condition FB_T), et ce même pour la condition FB_AL où le FB émanait exclusivement de l'avant-pied latéral. La réussite des appuis dans chacune de ces 4 conditions est caractérisée par une diminution significative de la valeur du $\bar{\Delta}$ de G_AM, qui se trouve être celui où la variabilité des pics de pressions d'un appui à l'autre est la plus importante en condition neutre et spontanée. De manière générale, le FB n'a pas entraîné de répercussions sur les autres groupes de capteurs, à l'exception de la condition FB_AL.

Les analyses effectuées pour le pied gauche avant et après l'appui pied droit ont montré des résultats similaires. La réussite ou l'échec dans la tâche n'a pas entraîné de répercussions sur le pied controlatéral au FB. En effet, pour le pied gauche, aucune différence significative n'a été observée quels que soient les groupes de capteurs ou la condition de FB. Il s'agit là d'un résultat intéressant, car nous aurions pu nous attendre à une augmentation significative de la valeur $\bar{\Delta}$ pour les appui_NR et les appui_R du pied gauche témoignant d'une stratégie de mise en charge modifiée sous l'appui controlatéral. Ceci est d'autant plus vrai que le FB n'a été retourné que sous un seul pied, offrant aux sujets la possibilité de modifier la distribution des pressions plantaires sous le pied controlatéral.

Ces résultats permettent de valider notre troisième hypothèse, à savoir que les appui_NR sont expliqués par un écart des valeurs de pics de pressions significativement plus important

par rapport à celles observées lors d'une marche spontanée, et que la présence d'un retour sonore sous une zone (ou plusieurs zones) n'a pas eu d'effets néfastes sur les autres groupes de capteurs pour réussir la tâche (création de zones d'hyperpressions par exemple). Ces résultats sont encourageants car pour réussir la tâche, les participants n'ont pas mis en place de stratégies qui auraient pu avoir des répercussions néfastes sous les autres zones du pied, mais aussi sous le pied où aucun FB n'était donné. L'objectif d'un tel système est de permettre aux patients de retrouver un pattern de marche qui soit le plus sain, sans entraîner de comportements à « risque » sur le membre controlatéral (boiterie par exemple, si le FB concerne un seul côté).

3.5. Limites de l'étude

Ces premiers résultats sont prometteurs, car ils mettent en avant un dispositif de retour sonore qui peut amener le sujet à adopter un comportement moins variable d'un appui à l'autre, sans modifier la répartition des pics de pressions sous le pied. La variabilité des appuis de patients présentant des troubles de la locomotion peut être supérieure à celle dite « naturelle ». Utilisé en rééducation chez ces patients, un tel système permettrait de diminuer cette variabilité dite « pathologique » vers une variabilité plus naturelle du mouvement afin qu'ils retrouvent une marche plus stable. Cependant, plusieurs limites sur l'étude sont à mettre en avant.

1. *Sur le choix des zones et du regroupement des capteurs mis en place*

Trois zones ont été mises en place afin que les sons émis définissent au mieux les différentes étapes se succédant lorsque le pied entre en contact avec le sol et puissent créer une mélodie sonore accompagnant la phase de mise en charge, de pied à plat et de propulsion. Nous avons choisi un regroupement prenant en compte les mouvements de rotations du pied et de bascule d'une zone d'appui à une autre, en différenciant le médio-pied et l'avant-pied en bord externe et en bord interne du pied. Ce choix est justifié par un déroulement normal du pied qui

pourrait être proposé à des sujets présentant des appuis perturbés. Bien évidemment, il est probable que pour certaines pathologies ces regroupements soient trop fins et qu'il faille les adapter. De plus, pour ces analyses seulement 7 capteurs sur 9 ont été utilisés pour une meilleure compréhension du signal sonore dans un temps très bref, avec pour objectif de vérifier la faisabilité d'un retour d'information par une mélodie sonore (3 sons). Cependant, chez les patients diabétiques les deux capteurs n'ayant pas participé au retour sonore sont importants car ils sont situés dans une zone où peuvent apparaître des points d'hyperpressions engendrant des ulcérations (Cavanagh and Ulbrecht, 1994). Cependant, il est possible, grâce au logiciel que nous avons développé, d'ajuster ce regroupement en fonction de la pathologie observée.

2. *Sur le choix de la marge de tolérance mise en place*

Une même marge de tolérance a été définie pour les trois groupes de capteurs. La variabilité des pics de pressions montre des différences propres à la zone de l'empreinte plantaire. A l'avenir, il faudrait mettre en place des marges de tolérance prenant en compte cette variabilité en créant des seuils propres à chacune des zones. Il est possible de créer une marge de tolérance telle que mise en place par Descatoire et al. (2009) avec pour objectif d'alléger la pression exercée sous une zone du pied (tête du 1er métatarsien, M1), comprise entre 5% (seuil maximum) et 20% (seuil minimum) en-dessous de la valeur du PP moyen. Leurs résultats ont montré un taux de pas réussis de 84% par un allègement des pressions plantaires sous M1.

3. *Sur le choix de la population et du matériel utilisé*

Les individus qui ont participé à l'étude ne présentaient aucun trouble de la locomotion. Le but étant de tester le système de retour sonore sur une population « saine » et faire la preuve de concept et de bénéfice direct à la personne. De plus, le protocole réalisé en aveugle amène les sujets à retrouver des appuis spontanés en utilisant le FB. Il est donc permis de discuter

l'intérêt du FB lors de la locomotion, mais les problématiques liées à l'apprentissage avec FB ne peuvent être abordées. De plus, les participants ont réalisé l'étude pieds nus afin de diminuer les biais apportés par le port de la chaussure. De futures études devront être réalisées avec les chaussures de confort des patients. En effet, ces dernières vont avoir tendance à modifier la répartition des pressions plantaires. Il faut que l'analyse soit réalisée dans des conditions similaires à celles rencontrées dans leur quotidien afin d'alerter le patient d'un comportement à risque.

L'amélioration de ce système de retour sonore semble évidente pour une utilisation adaptée à l'analyse des mouvements réalisés dans le quotidien des patients. Cela passe par la prise en compte des limites énoncées précédemment, mais aussi par le transfert du logiciel, actuellement développé sur PC, sur un smartphone pour qu'il soit facilement transportable et compréhensible par l'utilisateur.

3.6. Conclusion

De plus en plus de recherches scientifiques étudient la sonification du mouvement dans différents domaines, tels que l'entraînement sportif pour l'amélioration d'un geste technique (Grosshauser et al., 2012), pour apporter une information supplémentaire (feedback augmenté) chez des sportifs présentant des déficiences visuelles (Schaffert and Mattes, 2015), ou pour prévenir des risques de blessures (Cheung and Davis, 2011; Wood and Kipp, 2014). Mais aussi dans le domaine clinique où la sonification des mouvements de la main permet d'améliorer l'écriture (Danna and Velay, 2015; Danna et al., 2015), celle des membres supérieurs chez des patients ayant eu un accident vasculaire cérébral permet d'améliorer la prise d'un objet (Bruckner et al., 2014; Brueckner et al., 2012), et celle des membres inférieurs permet d'améliorer la cadence, la longueur des pas, la vitesse de déplacement chez des patients

Parkinsoniens (Casamassima et al., 2014; Rodger et al., 2014), cérébrolésés (Baram and Lenger, 2012) ou hémiparétiques (Brasileiro et al., 2015). Cependant, très peu d'études ont utilisé les pressions plantaires pour retourner une information auditive en temps réel (Descatoire et al., 2009; Donovan et al., 2016; Femery et al., 2008; Grosshauser et al., 2012). A notre connaissance, aucune étude n'a été consacrée à un système de retour sonore autonome capable de renvoyer une mélodie sonore en fonction des pics de pressions plantaires enregistrées sous 3 zones différentes du pied ou en fonction de la chronologie des appuis afin d'améliorer le déroulé du pied chez des patients présentant des troubles de la marche, ou des déficiences sensorielles (patients diabétiques). Des chercheurs (Rodger et al., 2014; Young et al., 2014) ont développé un système permettant de retranscrire les variations de la force verticale au cours de la phase d'appui en faisant varier les intensités sonores correspondant à des bruits de pas sur le gravier, afin d'améliorer les paramètres spatio-temporels de patients atteints de la maladie de Parkinson. Leurs résultats ont montré l'apport bénéfique de ce système de sonification sur la variabilité des paramètres spatio-temporels, expliqué par une diminution significative de la variabilité concernant la longueur des pas et la durée de l'appui. Mais ce système de sonification demande du matériel lourd (système optoélectronique, plateforme de forces) et un traitement conséquent des données.

Ces premiers résultats, obtenus chez des sujets sains, sont prometteurs. Cependant, l'amélioration du système semble nécessaire. Elle passe par la prise en compte des limites énoncées précédemment et la transférabilité du logiciel sur un smartphone afin de le rendre entièrement transportable. De plus, des études sur des patients présentant des troubles de la marche seront importantes à mettre en place afin d'appuyer ces premiers résultats obtenus au près d'une population saine, et ainsi de pouvoir valider sa pertinence et son utilité dans le domaine clinique.

3.7. Perspectives

A partir de ce système de retour sonore développé, l'étape suivante de la thèse a été de créer un modèle permettant de prédire les valeurs de pics de pressions attendues en fonction de la vitesse de déplacement de l'individu et de son anthropométrie. Cela permettrait d'obtenir un système plus performant, alertant en temps réel d'un comportement anormal. Il comparerait les valeurs de pics de pressions obtenues en temps réel à des valeurs attendues de référence. Si une incohérence était détectée, alors un signal sonore serait déclenché afin d'alerter l'individu. Ces valeurs attendues correspondent à un modèle qui doit être créé à partir d'une base de données. La partie suivante est consacrée au développement de ce modèle.

Partie III

Développement d'un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires à l'aide d'une base de données adimensionnelles

Résumé de la partie III

Le principal objectif de cette troisième partie de thèse était de développer un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels (Nombre de Froude et Nombre de Modela-w). Le but est d'obtenir un système plus performant, alertant en temps réel d'un comportement anormal en comparant les valeurs de pics de pressions obtenues en temps réel à celles de référence (modèle). Pour cela, une base de données recueillant les valeurs de pics de pressions (PP) de 17 participants a été créée. Afin de comparer la répartition des pressions plantaires entre des individus anthropométriquement différents, les PP ont été normalisées (Dim(PP)) par rapport à l'anthropométrie des individus et aux paramètres spatio-temporels de leur marche permettant de mettre en place une base de données adimensionnelle.

Les premiers résultats sont prometteurs car ils révèlent une prédiction des pressions élevée sous les zones qui servent au feedback développé dans notre partie II ($R^2 > 0.95$), permettant de donner au système Dynalyser les capacités de détecter à coup sûr un comportement anormal des pics de pressions plantaires. Bien évidemment, ces résultats doivent être enrichis (augmentation du nombre de sujets composant la base de données notamment) dans le but de valider ce modèle de prédiction auprès d'une population saine. L'objectif étant d'incorporer ce modèle de prédiction dans le logiciel de retour sonore afin de détecter et d'alerter en temps réel l'utilisateur d'un comportement anormal des pressions plantaires. La dernière étape sera d'incorporer ce logiciel dans un smartphone afin d'obtenir un système de retour sonore totalement autonome.

1. Introduction

Une étude scientifique repose avant tout sur la mise en place d'un protocole expérimental robuste et précis. Tous les paramètres sont contrôlés afin qu'il n'y ait aucun biais qui puisse interférer avec les résultats et les conclusions qui en découlent. Parmi ces paramètres, les caractéristiques anthropométriques des participants, à savoir principalement la masse et la taille, peuvent jouer un rôle important. Cela est d'autant plus vrai lorsqu'il s'agit d'observer des données sensibles à la masse et à la taille de l'individu, telles que les pressions plantaires. Lorsque l'objectif est de comparer la répartition des pressions plantaires entre des individus anthropométriquement différents, il devient difficile de conclure sans maîtriser ces différences. De précédentes études se sont penchées sur cette question (Bisiaux et al., 2003; Delattre and Moretto, 2008; Delattre et al., 2009; Moretto et al., 2007; Villeger et al., 2014, 2015) et proposent une approche adimensionnelle des paramètres mécaniques analysés. Elle permet de normaliser les pressions plantaires par rapport à l'anthropométrie des individus et aux paramètres spatio-temporels de leur marche. En effet, la vitesse et la fréquence n'ont pas été imposées à notre population dans l'objectif de mettre les individus dans des conditions écologiques qui soient au plus près des déplacements réalisés au quotidien.

Une présentation générale de l'approche adimensionnelle est réalisée dans une première sous-partie afin de mieux appréhender sa logique. Elle est suivie de la démarche qui a permis d'exprimer sous forme adimensionnelle les pics de pressions plantaires (rappel de l'équation présentée partie II.3.2.5 pour plus de facilité dans la lecture), et d'établir une relation avec les nombres de Froude, de Strouhal et de Modela qui adimensionnent respectivement la vitesse, la fréquence et les échanges d'énergies au centre de gravité. Dans une seconde sous-partie est présentée l'étude qui a permis de développer un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires à l'aide d'une base de données adimensionnelle.

2. Approche adimensionnelle

L'analyse dimensionnelle prend en compte les notions de grandeurs physiques, d'unités et de dimensions utilisées dans le domaine de la physique. Nous avons déjà décrit la procédure de normalisation adimensionnelle utilisée pour rapporter les pics de pressions à l'amplitude du pas et à la masse du sujet. Mais la méthode adimensionnelle est envisagée en amont, lorsqu'il faut que les individus soient placés dans des conditions dites similaires, de la même façon qu'une maquette est similaire en tout point au modèle à l'échelle. Il nous est apparu important de définir ces différentes notions qui ont permis d'envisager le développement de la base de données baropodométriques adimensionnelles.

2.1. Notions de « Grandeurs » et « Unités »

Une grandeur physique est une propriété qui est quantifiable et qui possède généralement une ou plusieurs unités. On appelle grandeurs de base les grandeurs qui peuvent être considérées comme indépendantes les unes des autres. Le Système International (SI) d'unité de mesure a été créé dans le but de fixer des règles pour les préfixes et les unités dérivées. Ce SI est fondé sur un choix de sept unités de base bien définies et considérées par convention comme indépendantes du point de vue dimensionnel que sont : le mètre, le kilogramme, la seconde, l'ampère, le kelvin, la mole et la candela. Les unités dérivées sont « *formées en combinant les unités de base d'après les relations algébriques qui lient les grandeurs correspondantes* » (définition du Bureau International des Poids et Mesures). En effet, une pression (Pascal) est une force (Newton) distribuée sur une surface (m^2) et, d'après la première loi de Newton, la force correspond à l'accélération ($m.s^{-2}$) d'une masse (kg). Un Pascal correspond donc à 1 $kg.m.s^{-2}.m^{-2}$ ou 1 $kg.m^{-1}.s^{-2}$. Le tableau 3.1 suivant regroupe les unités des grandeurs fondamentales et dérivées les plus rencontrées en physique.

Tableau 3.1 : Grandeurs de base et grandeurs dérivées utilisées avec le SI

	Grandeur Physique		***Unité***	
	Nom	*Symbole*	*Nom*	*Symbole*
Grandeurs de base	longueur	*l*	mètre	m
	masse	*m*	kilogramme	kg
	temps, durée	*t*	seconde	s
	courant électrique	*I, i*	ampère	A
	température	*T*	kelvin	K
	quantité de matière	*n*	mole	mol
	intensité lumineuse	*Iv*	candela	cd
Grandeurs dérivées	aire	*A*	mètre carré	m²
	volume	*V*	mètre cube	m^3
	vitesse	*v*	mètre par seconde	$m.s^{-1}$
	accélération	*a*	mètre par seconde au carré	$m.s^{-2}$
	fréquence	*f*	hertz	Hz
	force	*F*	Newton	N
	moment	*M*	Newton mètre	Nm
	énergie	*E*	joule	J, N.m
	travail	*W*	joule	J, N.m
	puissance	*P*	watt	W, $J.s^{-1}$
	pression	*p*	pascal	Pa, $N.m^{-2}$
	angle	*α*	radian	rad

2.2. Notion de « Dimensions »

Par convention, les grandeurs physiques sont organisées selon un système de dimensions. Les trois unités mécaniques fondamentales du SI considérées dans cette thèse sont les suivantes : la masse (*m*) dont l'unité de base est le kilogramme (kg) de dimension M ; la longueur (*l*) dont l'unité de base est le mètre (m) de dimension L ; et le temps (*t*) dont l'unité est la seconde (s) de dimension T (tableau 3.2). Les grandeurs dérivées du SI, dépendantes des grandeurs de base, vont être dépendantes de ces trois dimensions de base L, M et T. Par

exemple, la dimension de la pression est [p] = $ML^{-1}T^{-2}$. Le tableau 3.2 suivant regroupe les dimensions des principales grandeurs de base et dérivées du SI.

Tableau 3.2 : Grandeurs de base, grandeurs dérivées et dimensions utilisées avec le SI

Grandeur	***Symbole de l'unité***	***Symbole de la dimension***
longueur	m	L
masse	kg	M
temps	s	T
aire	m^2	L^2
volume	m^3	L^3
vitesse	$m.s^{-1}$	LT^{-1}
accélération	$m.s^{-2}$	LT^{-2}
fréquence	Hz	T^{-1}
force	N	MLT^{-2}
moment	Nm	ML^2T^{-2}
énergie / travail	J	ML^2T^{-2}
puissance	W	ML^2T^{-3}
pression	Pa	$ML^{-1}T^{-2}$
angle	rad	1

2.3. Approche adimensionnelle des pics de pressions plantaires

Dans le but de conférer au système W-inshoe® la capacité de détecter automatiquement des comportements anormaux, le dernier objectif de cette thèse a été de créer une base de données adimensionnelle des pics de pressions plantaires d'une population saine. Pour cela, les pics de pressions (grandeurs dérivées) ont été normalisés à l'aide des dimensions de base L, M et T afin de les adimensionner. La formule du pic de pression correspond à une force ($kg.m.s^{-2}$) exercée sur une surface (m^2). L'équation dimensionnelle de cette formule peut s'écrire ainsi :

$$PP = \left(\frac{MLT^{-2}}{L^2}\right)$$

Afin d'exprimer les données de pics de pressions sous forme adimensionnelle, il faut donc multiplier la formule du PP par son inverse ($inv(PP) = \left(\frac{L^2}{MLT^{-2}}\right)$). L'équation est la suivante :

$$Dim(PP) = PP\,.\,inv(PP)$$

Une solution est de rapporter la pression à l'amplitude du pas (A) et au poids du sujet (m.g) :

$$Dim(PP) = PP.\frac{A^2}{m.g}$$

Où A est l'amplitude (m) ; m est la masse (kg) du sujet ; g est l'accélération gravitationnelle ($m.s^{-2}$). Ainsi, la dimension de cette équation est égale à 1 :

$$Dim(PP) = \left(\frac{kg\ m\ s^{-2}}{m^2}.\frac{m^2}{kg\ m\ s^{-2}}\right) = 1$$

2.4. <u>Expression des Dim(PP) en fonction de Modela-w</u>

Des études récentes ont développé l'approche adimensionnelle dans le but d'obtenir des comportements dynamiques similaires entre des individus anthropométriquement différents pour diminuer la variabilité des paramètres mécaniques (Delattre et al., 2009; Moretto et al., 2007, 2016, Villeger et al., 2014, 2015). Pour cela, ces auteurs ont utilisé la combinaison de deux nombres adimensionnels, à savoir : 1. Nombre de Froude (Nfr), représentant la vitesse adimensionnelle (équation 3.1) ; 2. Nombre de Strouhal (Str), représentant la fréquence adimensionnelle (équation 3.2), dont les équations respectives sont les suivantes :

$$Nfr = {v_0^2}/{gl_0} \qquad (3.1)$$

$$Str = {fl_0}/{v_0} \qquad (3.2)$$

Avec $\boldsymbol{v_0}$ représentant la vitesse ($m.s^{-1}$) ; **g** l'accélération gravitationnelle ($m.s^{-2}$) ; $\boldsymbol{l_0}$ la hauteur du centre de masse (m) et **f** la fréquence.

L'utilisation concomitante de ces deux nombres adimensionnels dans une même équation a permis de créer le nombre de Modela. « Modela-r » a été développé et validé lors de la course (Villeger et al., 2014) et « Modela-w » l'a été lors de la marche (Villeger et al., 2015). Nous avons utilisé Modela-w dans cette étude :

$$Modela - w = (2\,Nfr^{-1} + Str^{2})^{-1} \qquad (3.3)$$

Villeger et al. (2015) ont montré que la combinaison de Nfr et Str en nouveau nombre appelé Modela-w permet de déterminer des vitesses et fréquences de pas similaires entre différents individus, et par la suite de diminuer très significativement la variabilité des paramètres mécaniques adimensionnels. En développant des fonctions exprimant les Dim(PP) en fonction de Modela, il serait possible de créer une base de données précise (c'est-à-dire de moindre variabilité) et prenant en compte les différences anthropométriques interindividuelles et les paramètres spatio-temporels (vitesse, amplitude et fréquence de pas).

3. Etude : Développement de la base de données adimensionnelle et mise en place du modèle de prédiction des pics de pressions

3.1. Méthode

3.1.1. *Population*

Dix-sept sujets sains (12 hommes et 5 femmes) ont participé à cette étude. Les caractéristiques étaient les suivantes (moyenne ± SD [min; max]): âge 27 ± 2.69 [22 ; 31] ans, taille 1.75 ± 0.08 [1.62 ; 1.94] m et masse 71.6 ± 10.98 [51.9 ; 88.8] kg. Les critères d'exclusion furent : pieds plats, pieds creux, intervention chirurgicale au niveau du pied, de la cheville, du genou et de la hanche depuis moins d'un an. Chaque participant a reçu une fiche d'information concernant le déroulement de l'expérience et a lu un formulaire de consentement avant le début de l'expérience.

3.1.2. *Matériel*

3.1.2.1. Système de pressions plantaires

Pour cette étude nous avons utilisé le système embarqué de pressions plantaires (W-inshoe®, MEDICAPTEURS©, France). Les données ont été transmises à l'ordinateur contenant le logiciel permettant de traiter les informations à une fréquence de 100Hz. Le placement des capteurs a été réalisé comme présenté dans la partie I.3.4.1.3 de cette thèse directement sous le pied afin d'éviter toutes contraintes apportées par le port de la chaussure.

3.1.2.2. Plateformes de forces et système optoélectronique

Deux plateformes de forces (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA) ont été utilisées afin d'enregistrer les trois composantes de la force de réaction (Fz, Fx, Fy) à une fréquence de 1000Hz. Pour une analyse 3D du mouvement corps complet, 42

marqueurs rétro-réfléchissants ont été fixés à l'aide d'un scotch double face sur les repères anatomiques du corps (Wu et al., 2002, 2005). Un système d'analyse du mouvement (Vicon, Oxford metric's, Oxford, United Kingdom), composé de 11 caméras infrarouges a été utilisé afin d'enregistrer la position des différents marqueurs placés sur le corps dans le repère de la salle à une fréquence de 200Hz. De plus, un Arduino a permis de synchroniser les données du W-inshoe®, des plateformes de forces et du système Vicon lors du lancement de l'enregistrement comme présenté dans la partie I.3.4.1.3 de cette thèse.

3.1.3. *Protocole expérimental*

Les participants avaient pour consigne de marcher à 5 vitesses qui augmentaient progressivement, à savoir : très lente ; lente ; normale ; rapide ; très rapide. Pour réaliser ces 5 parcours à différentes vitesses, un circuit d'une distance totale de 50m (longueur de 20m et largeur d'environ 5m) a été matérialisé permettant des allers-retours. A chaque aller, les sujets étaient amenés à franchir un couloir équipé de 2 plateformes de forces masquées par un lino et se situant au centre du volume calibré pour le système optoélectronique Vicon. Au bout de chacune des longueurs une cible a été fixée sur le mur, placée à hauteur des yeux de chacun des participants, afin de suggérer aux sujets de regarder droit devant eux. A chaque changement de vitesse, l'enregistrement des données n'a été initié qu'à partir du troisième tour, afin de laisser aux sujets le temps nécessaire pour stabiliser leur vitesse de marche. A chaque tour deux appuis consécutifs sur les plateformes étaient enregistrés. Les passages ont été répétés pour obtenir 3 enregistrements réussis pour chacun des pieds. Les participants n'ont pas été informés de l'utilisation des plateformes de forces, ni du déclenchement des enregistrements afin de rester dans des conditions qui soient les plus écologiques possible. Dès l'obtention de 3 appuis réussis pour chacun des pieds, les participants avaient pour consigne d'augmenter leur vitesse de

marche. Entre les séries d'enregistrement à différentes vitesses, le positionnement des capteurs a été vérifié.

3.1.4. *Analyse des données*

La synchronisation des matériels et l'exploitation des données (utilisation de seuil de déclenchement, filtrage, etc…) sont identiques à ceux décrits pour les études précédentes. Le but de cette étude est de construire une base de données à partir de pics de pressions adimensionnels et de déterminer les relations entre les paramètres anthropométriques et spatio-temporels. La vitesse et la fréquence adimensionnelles (respectivement Nfr et Str) ont été rapportées à la hauteur du centre de masse ($\boldsymbol{l_0}$) de chacun des sujets, déterminé à partir des 42 marqueurs et du modèle anthropométrique de De Leva (1996). Ce dernier a permis de prendre en compte les différences existant entre les femmes et les hommes. La hauteur initiale du centre de masse ($\boldsymbol{l_0}$) a été déterminée à partir des enregistrements effectués en position anatomique standard au début du protocole. Les pics de pressions enregistrés pour chaque appui et pour chacun des capteurs ont été rapportés au poids du sujet et au carré de l'amplitude du pas. Cette dernière a été calculée à l'aide des marqueurs se situant au niveau du calcanéum des deux pieds.

Une différenciation entre le pied propulseur et le pied amortisseur a été préférée à celle du pied droit et gauche. Elle a été déterminée à l'aide des données des Fz enregistrées pour chacun des participants. Selon Lefèvre et al. (2004), le pied amortisseur est celui possédant un pic de force verticale plus faible au niveau du talon.

Une première base de données a été créée, recueillant les données de pics de pressions adimensionnels (Dim(PP)) obtenues par groupes de capteurs (G_T ; G_AL ; G_AM), correspondant à ceux mis en place pour le système de retour sonore. A partir de cette base de données, ont été moyennées dans un premier temps les valeurs de Dim(PP) (notées Dim($\overline{\mathrm{PP}}$)) ainsi que les valeurs de Modela-w (notées $\overline{\mathrm{Modela-w}}$) obtenues pour chaque vitesse de

déplacement effectuée. L'objectif étant d'exprimer la relation entre les valeurs de Dim($\overline{PP}$) ± 1SD et $\overline{\text{Modela} - \text{w}}$. Dans un second temps a été exprimée la relation entre l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de la vitesse de déplacement (m/s) puis en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels (Nfr et Modela-w) afin de créer des modèles de prédictions qui soient les plus précis pour chaque groupe de capteurs. Le but de cette démarche est d'observer les différences de comportements de ces modèles de prédictions entre une analyse globale (moyennes) et une analyse plus fine (l'ensemble des valeurs) des Dim(PP). Et de s'assurer, pour la seconde analyse, que Modela-w permet une prédiction plus juste des Dim(PP).

Une seconde base de données a été mise en place, regroupant les valeurs de Dim(PP) obtenues pour chaque capteurs (figure 3.1) afin de créer un modèle de prédiction exprimant la relation entre les valeurs de Dim(PP) et le nombre de Modela-w obtenues pour chacun de ces capteurs.

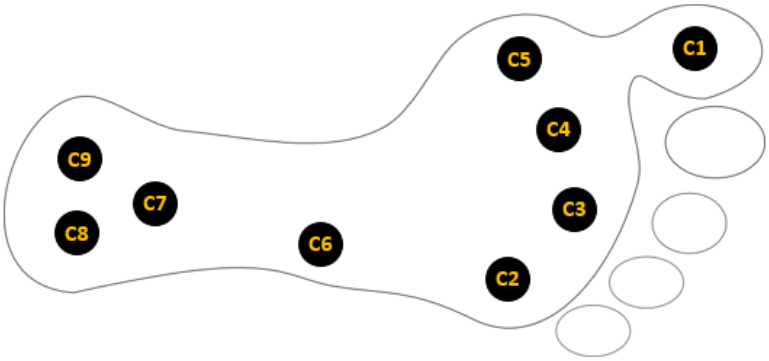


Figure 3.1 : Numérotation des capteurs placés sous le pied

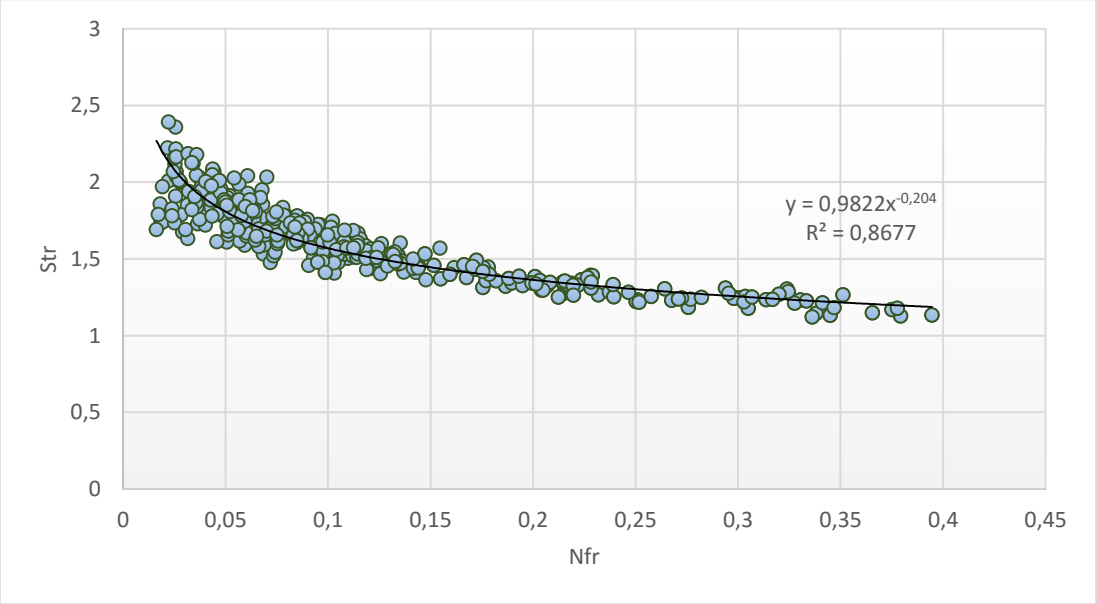
Une base de données adimensionnelle pour les hommes et les femmes a ainsi été obtenue, différenciant les valeurs de pics de pressions sous chaque zone de l'empreinte des pieds propulseurs et amortisseurs. Les équations de régressions (aussi nommées modèles de

prédictions) ont permis de déterminer une relation entre les pics de pressions adimensionnels Dim(PP) et les paramètres spatio-temporels adimensionnels (Nfr pour la vitesse, Str pour la fréquence du pas et Modela-w, pour les échanges d'énergie au CdM).

3.2. Résultats

3.2.1. *Les paramètres spatio-temporels adimensionnels*

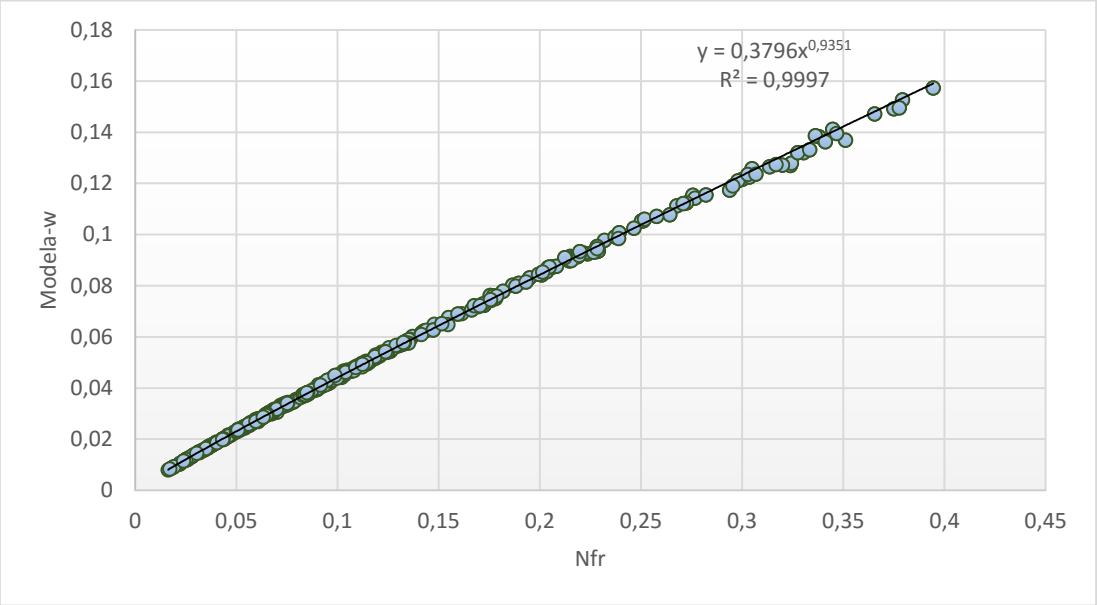
3.2.1.1. Relation Strouhal = f(Nfr)



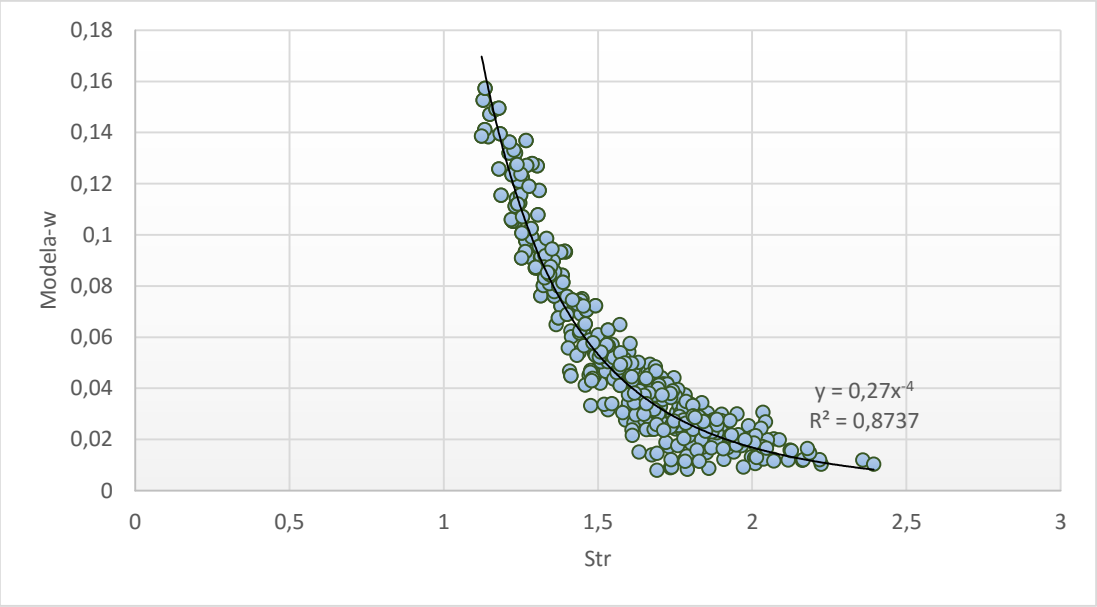
Graphique 3.1 : Relation entre la fréquence et la vitesse adimensionnelle (respectivement Str et Nfr)

Les résultats montrent une relation forte entre le nombre de Froude et le nombre de Strouhal ($R^2 = 0.87$) dont l'équation est : $Str = 0.98Nfr^{-0.2}$. Nous observons une diminution progressive de Str avec l'augmentation de Nfr. Ces résultats sont semblables à ceux observés par Villeger et al. (2012).

3.2.1.2. Relation Modela-w = f(Str) et Modela-w = f(Nfr)



Graphique 3.2 : Relation Modela-w en fonction de la vitesse adimensionnelle (Nfr)

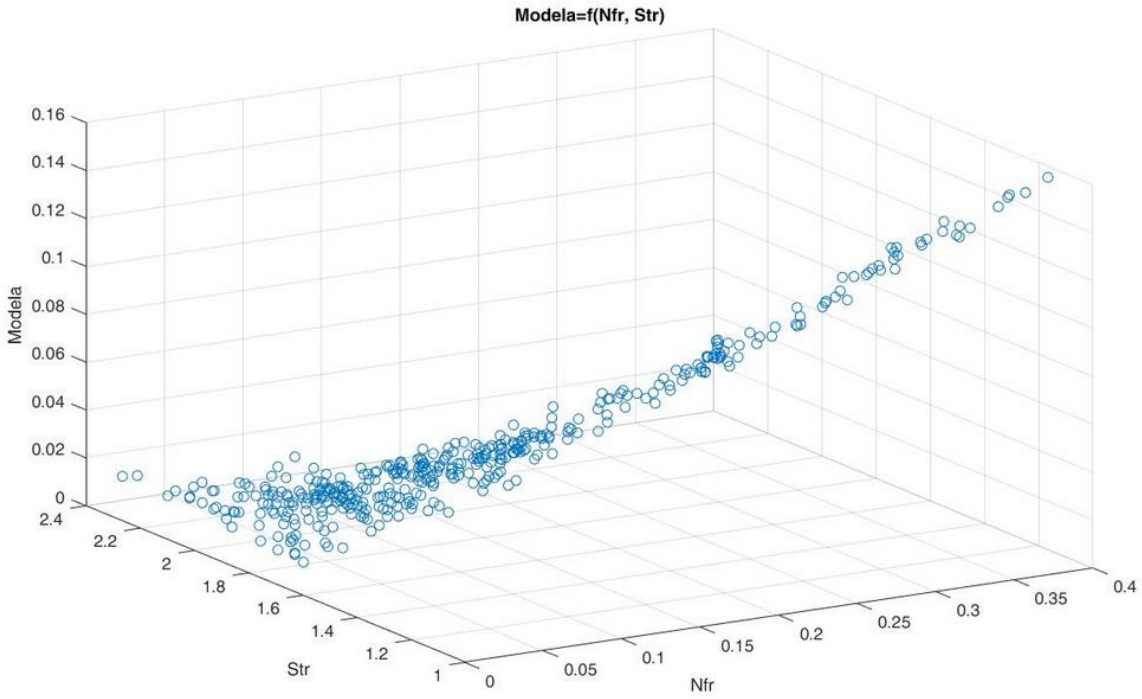


Graphique 3.3 : Relation Modela-w en fonction de la fréquence adimensionnelle (Str)

Les résultats obtenus montrent une augmentation de Modela-w avec l'augmentation de la vitesse adimensionnelle (Nfr). Une relation forte est obtenue ($R^2 = 0.99$) dont l'équation est : Modela-w = $0.379Nfr^{0.93}$. A contrario, une diminution de Modela-w est observée avec

l'augmentation de la fréquence adimensionnelle (Str), représentée par l'équation : Modela-w = $0.27Str^{-4}$ ($R^2 = 0.87$).

3.2.1.3. Relation Modela-w = f(Str,Nfr)



Graphique 3.4 : Relation Modela-w en fonction de Nfr et Str

Les résultats sont en liens avec ceux observés précédemment, montrant une augmentation de Modela-w avec la diminution de la fréquence (Str) et l'augmentation de la vitesse adimensionnelle (Nfr).

3.2.2. *Relations Dim(PP) en fonction de Modela-w par groupe de capteurs*

a) A partir des valeurs moyennes de Dim(PP)

- Chez les Femmes

Tableau 3.3 : Coefficients de corrélations des équations de régression des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD en fonction de $\overline{\text{Modela} - \text{w}}$ à partir de la base de données obtenues chez les Femmes

	Pied Amortisseur	***Pied Propulseur***
Groupe « G_T »	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.98 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.99	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.99 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.97
Groupe « G_AL »	R^2 Dim(PP) = 0.95 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.91 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.69	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.91 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.97
Groupe « G_AM »	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.98 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.94	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.96 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.99

Les équations de régressions montrent des corrélations élevées entre les Dim($\overline{PP}$) et le paramètre spatio-temporel adimensionnel ($\overline{\text{Modela} - \text{w}}$), avec un ***$R^2$ moyen*** de ***0.976*** pour le pied amortisseur et un ***R^2 moyen*** de ***0.99*** pour le pied propulseur (cf. Tableau 3.3). Les équations de régression ont été insérées en annexe (Cf. Annexes 5) pour plus de clarté dans la lecture de la partie résultat. La figure 3.2 suivante montre les résultats des modèles de prédictions crées (zone grisée) pour les trois groupes de capteurs du pied amortisseur et propulseur.

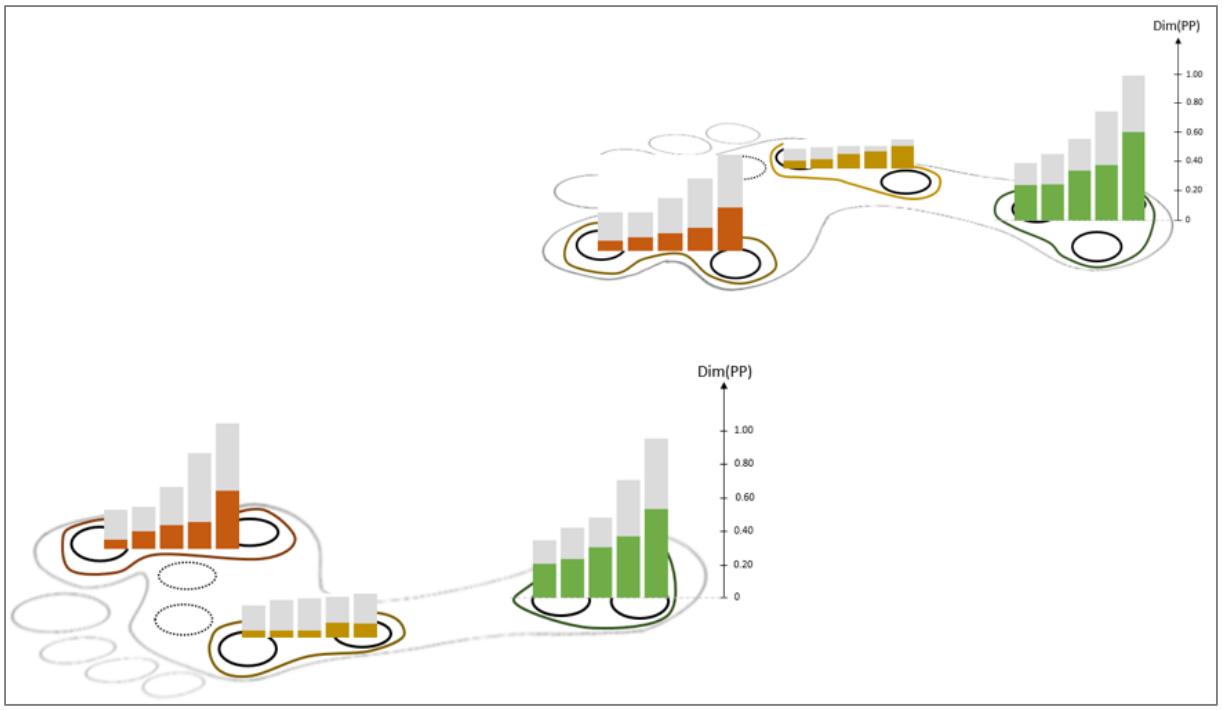


Figure 3.2 : Modèles de prédictions des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD (zone grisée) en fonction de $\overline{\text{Modela} - \text{w}}$ sous le pied propulseur et amortisseur chez les femmes (exemple pour un pied droit propulseur et un pied gauche amortisseur). Les 5 Histogrammes représentent de gauche à droite : $\overline{\text{Modela} - \text{w}}$ à vitesse très lente (0.02) ; lente (0.03) ; normale (0.05) ; rapide (0.07) et très rapide (0.11)

- Chez les Hommes

Tableau 3.4 : Coefficients de corrélations des équations de régression des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD en fonction de $\overline{\text{Modela} - \text{w}}$ à partir de la base de données obtenues chez les Hommes

	Pied Amortisseur	***Pied Propulseur***
Groupe « G_T »	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.98 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.99	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.99 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.99
Groupe « G_AL »	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.96 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.99	R^2 Dim(PP) = 0.98 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.96 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.95
Groupe « G_AM »	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.97 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.99	R^2 Dim(PP) = 0.99 R^2 Dim(PP) +1SD = 0.99 R^2 Dim(PP) -1SD = 0.99

Là encore, les équations de régression montrent des corrélations élevées entre les Dim($\overline{\mathrm{PP}}$) et les paramètre spatio-temporel adimensionnel ($\overline{\mathrm{Modela-w}}$), avec un ***R² moyen*** de ***0.99*** pour le pied amortisseur et propulseur (Tableau 3.4). Les équations de régression ont été insérées en annexe (Cf. Annexes 5) pour plus de clarté dans la lecture de la partie résultat. La figure 3.3 suivante montre les résultats des modèles de prédictions crées (zone grisée) pour les trois groupes de capteurs du pied amortisseur et propulseur.

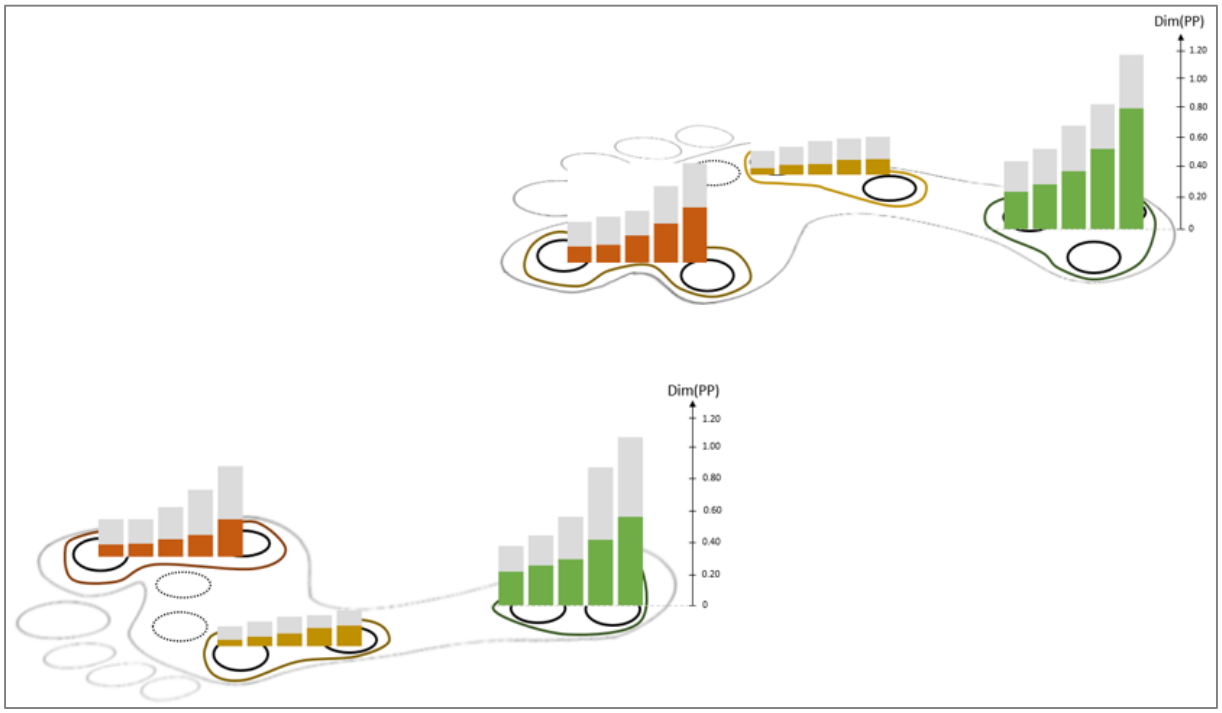


Figure 3.3 : Modèles de prédictions des Dim($\overline{\mathrm{PP}}$) ± 1SD (zone grisée) en fonction de $\overline{\mathrm{Modela-w}}$ sous le pied propulseur et amortisseur chez les hommes (exemple pour un pied droit propulseur et un pied gauche amortisseur). Les 5 Histogrammes représentent de gauche à droite : $\overline{\mathrm{Modela-w}}$ à vitesse très lente (0.02) ; lente (0.03) ; normale (0.05) ; rapide (0.08) et très rapide (0.12)

b) A partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP)

Les tableaux 3.5 à 3.8 suivant présentent les coefficients de corrélation des équations de régression retenues permettant d'obtenir un modèle de prédiction des valeurs de Dim(PP) le

plus juste, c'est-à-dire avec une valeur de R^2 qui soit la plus élevée possible, et ce par groupe de capteurs en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels (Nfr et Modela-w) pour le pied propulseur et amortisseur. Les équations de régression ont été insérées en annexe (Cf. Annexes 6) pour plus de clarté dans la lecture de la partie résultat.

- Chez les Femmes

Tableau 3.5 : Evolution des coefficients de corrélations des équations de Dim(PP) en fonction de la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w chez les Femmes pour le pied propulseur

	m/s	***Nfr***	***Modela-w***
Groupe « G_T »	$R^2 = 0.87$	$R^2 = 0.89$	$R^2 = 0.90$
Groupe « G_AL »	$R^2 = 0.66$	$R^2 = 0.67$	$R^2 = 0.68$
Groupe « G_AM »	$R^2 = 0.53$	$R^2 = 0.56$	$R^2 = 0.57$

Tableau 3.6 : Evolution des coefficients de corrélations des équations de Dim(PP) en fonction de la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w chez les Femmes pour le pied amortisseur

	m/s	***Nfr***	***Modela-w***
Groupe « G_T »	$R^2 = 0.86$	$R^2 = 0.85$	$R^2 = 0.87$
Groupe « G_AL »	$R^2 = 0.37$	$R^2 = 0.38$	$R^2 = 0.39$
Groupe « G_AM »	$R^2 = 0.50$	$R^2 = 0.48$	$R^2 = 0.49$

Une amélioration de la prédiction des valeurs de Dim(PP) est observée lorsque ces dernières sont exprimées en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels. C'est d'autant plus vrai lorsque les Dim(PP) sont exprimées en fonction de Modela-w pour le pied propulseur (Cf. Tableau 3.5) et pour le pied amortisseur, à l'exception du groupe G_AM où le R^2 reste sensiblement le même (Cf. Tableau 3.6).

- Chez les Hommes

Tableau 3.7 : Evolution des coefficients de corrélations des équations de Dim(PP) en fonction la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w chez les Hommes pour le pied propulseur

	m/s	***Nfr***	***Modela-w***
Groupe « G_T »	$R^2 = 0.67$	$R^2 = 0.70$	$R^2 = 0.71$
Groupe « G_AL »	$R^2 = 0.24$	$R^2 = 0.23$	$R^2 = 0.23$
Groupe « G_AM »	$R^2 = 0.48$	$R^2 = 0.48$	$R^2 = 0.49$

Tableau 3.8 : Evolution des coefficients de corrélations des équations de Dim(PP) en fonction la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w chez les Hommes pour le pied amortisseur

	m/s	***Nfr***	***Modela-w***
Groupe « G_T »	$R^2 = 0.65$	$R^2 = 0.69$	$R^2 = 0.70$
Groupe « G_AL »	$R^2 = 0.37$	$R^2 = 0.36$	$R^2 = 0.36$
Groupe « G_AM »	$R^2 = 0.32$	$R^2 = 0.35$	$R^2 = 0.36$

Là encore, une amélioration de la prédiction des valeurs de Dim(PP) est observée lorsque ces dernières sont exprimées en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels pour le groupe G_T et le groupe G_AM du pied propulseur et amortisseur. C'est d'autant plus vrai lorsque les Dim(PP) sont exprimées en fonction de Modela-w. En revanche, pour le Groupe G_AL les coefficients de corrélations restent sensiblement les mêmes pour le pied propulseur (Cf. Tableau 3.7) et pour le pied amortisseur (Cf. Tableau 3.8).

3.2.3. *Relations Dim(PP) en fonction de Modela-w pour chacun des capteurs*

a) A partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) chez les Femmes

Les équations de régressions mises en place pour chacun des capteurs montrent des valeurs de coefficients de corrélations élevées pour les capteurs situés sous le talon, numérotés de C7 à C8 sur la figure 3.1 ($R^2 = 0.73 \pm 0.11$ pour le pied amortisseur ; $R^2 = 0.68 \pm 0.21$ pour le pied propulseur), et moyennes pour les capteurs situés sous la palette des têtes métatarsiennes ($R^2 = 0.51 \pm 0.15$ pour le pied amortisseur ; $R^2 = 0.60 \pm 0.07$ sous le pied propulseur), numérotés de C2 à C5 sur la figure 3.1. En revanche, ces valeurs diminuent fortement pour les capteurs situés sous l'hallux ($R^2 = 0.44$ pour le pied amortisseur, $R^2 = 0.1$ pour le pied propulseur) et sous l'isthme du pied ($R^2 = 0.31$ pour le pied amortisseur ; $R^2 = 0.35$ pour le pied propulseur). Les équations de régressions retenues sont présentées en Annexes (cf. annexes 7) pour plus de détails.

b) A partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) chez les Hommes

Les résultats sont similaires à ceux obtenus à partir des Dim(PP) chez les femmes. En effet, les équations retenues montrent des coefficients de corrélation supérieurs pour les capteurs situés sous le talon ($R^2 = 0.6 \pm 0.15$ pour le pied amortisseur et propulseur). Les valeurs de ces coefficients diminuent pour les capteurs situés sous la palette des têtes métatarsiennes ($R^2 = 0.38 \pm 0.15$ pour le pied amortisseur ; $R^2 = 0.42 \pm 0.19$ pour le pied propulseur) et chutent pour les capteurs situés sous l'hallux ($R^2 = 0.15$ pour le pied amortisseur ; $R^2 = 0.32$ pour le pied propulseur) et sous l'isthme du pied ($R^2 = 0.37$ pour le pied amortisseur ; $R^2 = 0.15$ pour le pied propulseur). Les équations de régressions retenues sont présentées en Annexes (cf. annexes 7) pour plus de détails.

3.3. Discussion

Pour cette troisième partie de thèse, l'objectif était de développer un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires qui soit le plus juste, à partir d'une base de données regroupant les pics de pressions adimensionnels (Dim(PP)) de 17 participants.

Les résultats montrent un lien fort entre les pics de pressions moyens (Dim($\overline{PP}$)) et le paramètre spatio-temporel adimensionnel ($\overline{\text{Modela} - \text{w}}$) obtenu pour l'analyse effectuée par groupe de capteurs. Les coefficients de corrélations obtenus à partir des équations de régression mises en place, chez les hommes et chez les femmes, sont supérieurs à 0.90. A partir de ce modèle, il est ainsi possible de prédire les pressions plantaires ($R^2 > 0.95$) sous les zones qui servent au feedback sonore. Et ainsi de pouvoir donner au système Dynalyser les capacités de détecter à coup sûr un comportement anormal des pics de pressions sous les zones du pied mises en place. Cette première approche a permis d'observer de manière générale l'évolution du modèle de prédiction des pics de pressions moyens autour de cinq valeurs de $\overline{\text{Modela} - \text{w}}$, et ce pour les trois groupes de capteurs.

La seconde analyse a permis d'observer la précision du modèle de prédiction sur l'ensemble des données de PP(Dim) en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels (Nfr et Modela-w). Les résultats révèlent une diminution hétérogène de la prédiction des Dim(PP) en fonction de la zone du pied observée. En effet, la prédiction des pressions semble plus élevée sous la zone du talon ($R^2 = 0.8 \pm 0.1$; $R = 0.89$), alors qu'elle devient moins bonne sous l'avant-pied médial ($R^2 = 0.48 \pm 0.09$; $R = 0.69$) et chute sous l'avant-pied latéral ($R^2 = 0.4 \pm 0.19$; $R = 0.63$). Ces résultats peuvent être expliqués par une dispersion des valeurs de Dim(PP) importante pour des vitesses très proches. En effet, malgré la forme adimensionnelle des pics de pressions plantaires, il est observé une variabilité interindividuelle toujours présente, mais amoindrie, des Dim(PP) pour des vitesses très proches. Cette variabilité peut être liée à des pressions sensibles aux variations de vitesses des individus

lors de chaque passage effectué, ou a été relevée une vitesse moyenne de déplacement. Mais là encore, les résultats sont prometteurs avec une prédiction des pressions convenable ($R > 0.6$) sous les zones servant au feedback.

De plus, plus l'analyse devient précise (capteur par capteur) et plus la prédiction des pics de pressions devient moins bonne. En effet, les résultats obtenus à partir du modèle de prédiction pour chacun des capteurs montrent des valeurs de coefficient de corrélation réduites, à l'exception des capteurs situés sous le talon, où sont observées des valeurs de R^2 de 0.65 ± 0.07 ($R = 0.80$). En revanche, elles diminuent pour les capteurs situés sous la palette des têtes métatarsiennes ($R^2 = 0.48 \pm 0.09$; $R = 0.69$) et chutent considérablement pour les capteurs situés sous l'hallux ($R^2 = 0.25 \pm 0.15$; $R = 0.5$) et sous l'isthme du pied ($R^2 = 0.29 \pm 0.09$; $R = 0.54$). Cette diminution de la valeur du coefficient de corrélation peut être expliquée par la complexité anatomique du pied qui lui confère une mobilité articulaire non-négligeable. En effet, un déplacement des têtes métatarsiennes lors de la phase de mise en charge de l'avant-pied se produit dans le plan transversal (adduction / abduction), sagittal (flexion dorsale / flexion plantaire) et frontal (rotation axiale : pronation / supination). Largey et al. (2007) ont montré une mobilité importante de la palette métatarsienne lors de cette phase de mise en charge, expliquée par une adduction / supination / flexion dorsale des métatarsiens latéraux, et une adduction / supination / flexion plantaire des métatarsiens médiaux. Cette mobilité permet ainsi l'étalement de la palette métatarsienne afin de s'adapter aux irrégularités du sol lors de la phase d'appui, notamment lors de la propulsion. De plus, Hayafune et al. (1999) ont montré que lors de la phase de propulsion une force verticale représentant près de 30% de la masse totale de l'individu était appliquée sur chacune des têtes métatarsiennes (M1 à M3 notamment) et sur l'hallux, augmentant les contraintes exercées sur ces derniers. Cette mobilité des têtes métatarsiennes les unes par rapport aux autres et ces contraintes importantes sur l'avant-pied lors de la phase de propulsion vont augmenter la difficulté à prédire les pics de pressions

plantaires sous ces zones. De plus, cette difficulté peut aussi être expliquée par la mobilité des capteurs par rapport aux structures anatomiques du pied, rendant plus délicate la détection du pic de pression réel.

Ces premiers résultats mettent en évidence une difficulté à prédire des pics de pressions plantaires sous certaines zones du pied. L'anatomie permet une mobilité importante de l'avant-pied qui l'explique en partie. Malgré tout, ces premiers résultats sont prometteurs et doivent être approfondis. Pour cela, il sera nécessaire d'augmenter le nombre d'individus composant la base de données (actuellement 17 participants) afin d'obtenir des valeurs de pics de pressions en plus grand nombre. A partir de cette nouvelle base de données, il sera intéressant de vérifier le modèle de prédiction des pressions plantaires auprès d'une population saine afin de comprendre les relations existantes entre les différents paramètres composant l'équation et son impact sur la marche des individus. L'objectif est d'incorporer ce modèle dans le logiciel de retour sonore que nous avons développé. Complété d'un accéléromètre, ce logiciel permettrait de déterminer les valeurs de pics de pressions attendues en fonction de la vitesse de déplacement de l'individu, et de comparer ces valeurs attendues à celles obtenues. Si une incohérence est détectée par le logiciel, alors un retour sonore serait déclenché permettant d'avertir en temps réel l'individu d'un comportement anormal. Pour une autonomie totale du système de retour sonore, la dernière étape de son développement sera d'incorporer le logiciel dans un smartphone. Il sera ainsi possible d'obtenir un système embarqué de retour sonore à partir des données de pics de pressions utilisable tout au long des activités quotidiennes.

3.4. Conclusion

Cette troisième partie de thèse avait pour objectif de créer un modèle de prédiction des pics de pressions en fonction de Modela-w. Les premiers résultats sont prometteurs car, à partir de ce modèle, il est ainsi possible de prédire les pressions plantaires ($R^2 > 0.95$) sous les zones qui servent au feedback sonore développé dans notre partie II ($R^2 > 0.95$) et ainsi de donner au système Dynalyser les capacités de détecter à coup sûr un comportement anormal des pics de pressions plantaires. Ces résultats sont certes moins bon lorsque la prédiction devient plus fine (capteur par capteur), mais les résultats de la partie II mettent en avant une difficulté des participants à réussir l'appui lorsque plusieurs informations doivent être traitées dans un laps de temps très bref. Bien évidemment, ces résultats doivent être enrichis dans le but de valider ce modèle de prédiction auprès d'une population saine, puis d'être incorporé dans un smartphone afin d'obtenir un système de retour sonore totalement autonome.

Conclusion générale,

limites et perspectives

L'objectif de cette thèse a été de concevoir et valider un système retournant des informations pertinentes et précises en temps réel à partir des pressions plantaires, pour le contrôle et le réapprentissage de la locomotion. Pour cela, trois études ont été réalisées lors de cette thèse.

La première étude a permis de développer et de valider une méthode de placement de capteurs isolés sous la sole plantaire. Les résultats comparant les données de CoP et de Fz obtenues à l'aide de la plateforme de forces (AMTI) aux données de BoP et de Fz obtenues à l'aide du système W-inshoe® ont montré que le choix de placement des capteurs était important. De meilleures corrélations ont été observées pour le placement prenant en compte l'anatomie du pied (3 capteurs sous le talon, 1 capteur sous le médio-pied, 4 capteurs sous l'avant-pied, 1 capteur sous l'Hallux) pour une analyse plus fine et plus précise des pressions plantaires. Malgré un placement optimisé, des différences persistent sous le talon entre les données de la plateforme de forces AMTI et celles du système de pressions plantaires. Une des principales hypothèses émises étant la déformation du coussinet graisseux sous le talon lors de la phase d'appui, ayant pour impact d'augmenter le déplacement des capteurs et donc d'augmenter l'erreur de la position sur l'axe antéropostérieur et médiolatéral des capteurs de pression. Les résultats obtenus à partir de 9 capteurs isolés par nappe sont les mêmes, voire meilleurs que ceux obtenus à partir d'une semelle entièrement recouverte d'une nappe de capteurs (Hurkmans et al., 2003; Maetzler et al., 2010; Martínez-Nova et al., 2007; Putti et al., 2007; Ramanathan et al., 2010). Cette méthode de placement doit être optimisée mais elle semble prometteuse, car elle va permettre de diminuer le coût des semelles par une diminution du nombre de capteurs présents sur la semelle, tout en apportant une analyse tout aussi précise des pressions plantaires.

La seconde étude a présenté les différentes étapes de développement du système de retour sonore. Il a été testé sur une population ne présentant aucune pathologie des membres inférieurs, afin d'analyser l'impact occasionné sur la marche, mais aussi l'intelligibilité du signal sonore émis. Pour cela, un retour sonore de 1 à 3 sons (augmentation progressive du nombre d'informations retournées) sous un même appui a été réalisé afin d'amener le participant à déclencher une mélodie sonore (3 sons) lors de chaque appuis réussi. Les résultats ont montré que la réussite dans la tâche était dépendante de la zone du pied et du nombre d'informations retournées. En effet, plus la quantité d'information retournée à chaque appui augmente (nombre de sons retournés) et plus la réussite diminue significativement. Cela est expliqué en partie par une variabilité naturelle des valeurs de pics de pressions d'un appui à l'autre plus importante sous la partie médiale et latérale de l'avant-pied et une marge de tolérance inférieure à cette variabilité, augmentant la difficulté à réussir la tâche lorsque le participant doit déclencher 2 sons (FB_Switch) ou 3 sons (FB_Gruss). Cependant, le système n'entraîne pas de perturbations durant la marche. En effet, les résultats ont montré que la réussite et l'échec dans la tâche n'est pas la conséquence d'une modification significative de la répartition des pressions, et ce même sous le pied controlatéral. Ces résultats sont, là encore, prometteurs. Car le système permet d'amener le participant vers un patron de marche ciblé par la marge de tolérance, afin de corriger son appui lorsque le son n'a pas été déclenché, et cela sans entraîner de conséquences sous la sole plantaire (création de zones de surpressions ou d'allègement significatif pouvant entraîner une boiterie par exemple).

La troisième étude a eu pour objectif de créer un modèle permettant de prédire les pics de pressions en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels. Pour cela, une base de données a été construite à partir de valeurs de pics de pressions adimensionnels obtenues chez 17 individus, et ce pour différentes vitesses de déplacement allant de 0.63m/s à 1.64 m/s. L'ensemble des équations de régressions retenues a permis de créer un modèle de prédiction

des pics de pressions qui soit le plus juste en fonction de la vitesse de déplacement de l'individu. Les coefficients de corrélations obtenus montrent une complexité dans la prédiction des pics de pression lorsque l'analyse devient plus précise (par capteurs) pouvant être liée à un déplacement des capteurs par des mouvements plus important des tissus mous, expliqué par une mobilité anatomique de l'avant-pied plus importante. Malgré tout, ces premiers résultats sont prometteurs car ils révèlent une prédiction des pressions élevée sous les zones qui servent au feedback développé dans notre partie II ($R^2 > 0.95$), permettant de donner au système Dynalyser les capacités de détecter à coup sûr un comportement anormal des pics de pressions plantaires. Ces résultats doivent être approfondis afin d'être incorporés dans le logiciel du système de retour sonore, puis dans un smartphone. Le but étant d'obtenir un système totalement autonome permettant de détecter, voire d'anticiper, un comportement anormal en comparant les données obtenues en temps réel à celles attendues (modèle de prédiction) et ce en fonction de la vitesse de déplacement de l'individu.

Limites et perspectives de ces études

Les résultats de ces études sont très prometteurs, cependant, des limites sont à souligner afin d'améliorer le système. Concernant la première étude, la méthode de placement des capteurs de pressions est contraignante car elle est longue et demande d'être méticuleux. Il faudrait pouvoir imprimer directement l'empreinte (semelle 3D) avec l'emplacement des capteurs, pour qu'elle puisse être incorporée directement dans la chaussure. Les utilisateurs n'auraient qu'à enregistrer l'empreinte en dynamique à l'aide de la plateforme de pressions, d'imprimer l'empreinte avec la localisation des capteurs et de les fixer directement sur cette dernière pour être incorporée dans la chaussure.

Concernant la seconde étude, il est important de tester le système de retour sonore sur une population présentant des troubles de la marche afin d'apprécier réellement son impact sur

la marche. En effet, il semble difficile de dresser une conclusion définitive sur l'efficacité réelle d'un tel système lorsque l'étude n'a été réalisée que sur une population « saine ». Bien évidemment, se pose le problème de dépendance au feedback que nous n'avons pas analysé. Lors de futures études, il sera important de tester ce système sur une population présentant des troubles de la marche. Ainsi, un protocole d'apprentissage pourra être mis en place afin d'apprécier les effets réels de ce système sur la marche de ces patients, mais aussi d'observer si ces effets bénéfiques persistent à moyen et long terme. De plus, afin de faciliter son utilisation, un transfert du logiciel vers un smartphone doit être réalisé. Le but étant d'obtenir un système embarqué qui ne soit pas contraignant en termes de poids et de logistique.

De plus, nous avons mis en évidence la sensibilité des pressions plantaires à la vitesse de déplacement des individus. Pour détecter, voire anticiper, ces valeurs de pics de pressions plantaires dites « anormales » en temps réel, un transfert des équations de régression mises en place dans la troisième étude vers le logiciel du système de retour sonore (smartphone équipé d'un accéléromètre) doit être réalisé. Pour cela, une augmentation de la population composant cette base de données est primordiale. L'objectif de cette dernière étape étant d'obtenir un système totalement autonome, enregistrant et analysant les pressions plantaires des utilisateurs pour les alerter d'un comportement anormal afin qu'ils corrigent leurs appuis en temps réel, et ce en fonction de leur vitesse de déplacement. Ainsi, il sera possible de valider ce modèle de prédiction des pics de pressions plantaires sur une population saine. Si les résultats sont satisfaisants, ce système sera ensuite testé et validé au près d'une population présentant des troubles de la marche. Ainsi, le système Dynalyser sera opérationnel pour un accompagnement au plus près des patients et/ou des sportifs dans leurs activités quotidiennes.

Bibliographie

Abu-Faraj, Z.O., Harris, G.F., Abler, J.H., and Wertsch, J.J. (1997). A Holter-type, microprocessor-based, rehabilitation instrument for acquisition and storage of plantar pressure data. J. Rehabil. Res. Dev. *34*, 187–194.

Amemiya, A., Noguchi, H., Oe, M., Ohashi, Y., Ueki, K., Kadowaki, T., Mori, T., and Sanada, H. (2014). Elevated plantar pressure in diabetic patients and its relationship with their gait features. Gait Posture *40*, 408–414.

André, J.M., Brugerolle de Fraissinette, B., and Chelling, L. (1986). Le biofeedback en rééducation motrice. Ann. Readaption Med. Phys. 289–310.

Aranzulla, P.J., Muckle, D.S., and Cunningham, J.L. (1998). A portable monitoring system for measuring weight-bearing during tibial fracture healing. Med. Eng. Phys. *20*, 543–548.

Bacarin, T.A., Sacco, I.C.N., and Hennig, E.M. (2009). Plantar pressure distribution patterns during gait in diabetic neuropathy patients with a history of foot ulcers. Clin. São Paulo Braz. *64*, 113–120.

Bacha, I.L., Benetti, F.A., and Greve, J.M.D. (2015). Baropodometric analyses of patients before and after bariatric surgery. Clin. Sao Paulo Braz. *70*, 743–747.

Baram, Y., and Lenger, R. (2012). Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback. Neuromodulation J. Int. Neuromodulation Soc. *15*, 48–52; discussion 52.

Baram, Y., and Miller, A. (2007). Auditory feedback control for improvement of gait in patients with Multiple Sclerosis. J. Neurol. Sci. *254*, 90–94.

Barclay-Goddard, R., Stevenson, T., Poluha, W., Moffatt, M.E.K., and Taback, S.P. (2004). Force platform feedback for standing balance training after stroke. Cochrane Database Syst. Rev. CD004129.

Bartlett, H.L., Ting, L.H., and Bingham, J.T. (2014). Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board. Gait Posture *39*, 224–228.

Basmajian, J.V. (1963). Control and training of individual motor units. Science 141:440-41.

Batavia, M., Gianutsos, J.G., and Kambouris, M. (1997). An augmented auditory feedback device. Arch. Phys. Med. Rehabil. *78*, 1389–1392.

Batavia, M., Gianutsos, J.G., Vaccaro, A., and Gold, J.T. (2001). A do-it-yourself membrane-activated auditory feedback device for weight bearing and gait training: A case report. Arch. Phys. Med. Rehabil. *82*, 541–545.

Bennetts, C.J., Owings, T.M., Erdemir, A., Botek, G., and Cavanagh, P.R. (2013). Clustering and classification of regional peak plantar pressures of diabetic feet. J. Biomech. *46*, 19–25.

Betker, A.L., Szturm, T., Moussavi, Z.K., and Nett, C. (2006). Video game-based exercises for balance rehabilitation: a single-subject design. Arch. Phys. Med. Rehabil. *87*, 1141–1149.

Bisiaux, M., Moretto, P., Lensel, G., and Thévenon, A. (2003). [Determination of an expected plantar pressure threshold: dimensionless approach use to reduce the variability of the plantar pressures]. Ann. Readaptation Med. Phys. Rev. Sci. Soc. Francaise Reeducation Fonct. Readaptation Med. Phys. *46*, 539–544.

Bouisset, S. (2002). Biomécanique et physiologie du mouvement (Eds. MASSON).

Boyer, E.O., Babayan, B.M., Bevilacqua, F., Noisternig, M., Warusfel, O., Roby-Brami, A., Hanneton, S., and Viaud-Delmon, I. (2013). From ear to hand: the role of the auditory-motor loop in pointing to an auditory source. Front. Comput. Neurosci. *7*, 26.

Brasileiro, A., Gama, G., Trigueiro, L., Ribeiro, T., Silva, E., Galvão, É., and Lindquist, A. (2015). Influence of visual and auditory biofeedback on partial body weight support treadmill training of individuals with chronic hemiparesis: a randomized controlled clinical trial. Eur. J. Phys. Rehabil. Med. *51*, 49–58.

Bravo-Aguilar, M., Gijón-Noguerón, G., Luque-Suarez, A., and Abian-Vicen, J. (2016). The Influence of Running on Foot Posture and In-Shoe Plantar Pressures. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. *106*, 109–115.

Bruckner, H.-P., Theimer, W., and Blume, H. (2014). Real-time low latency movement sonification in stroke rehabilitation based on a mobile platform. In 2014 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE), pp. 264–265.

Brueckner, H.-P., Wielage, M., and Blume, H. (2012). Intuitive and Interactive Movement Sonification on a Heterogeneous RISC / DSP Platform.

Byl, N., Zhang, W., Coo, S., and Tomizuka, M. (2015). Clinical impact of gait training enhanced with visual kinematic biofeedback: Patients with Parkinson's disease and patients stable post stroke. Neuropsychologia *79*, 332–343.

Caird, S.J., McKenzie, A.D., and Sleivert, G.G. (1999). Biofeedback and relaxation techniques improves running economy in sub-elite long distance runners. Med. Sci. Sports Exerc. *31*, 717–722.

Čakrt, O., Chovanec, M., Funda, T., Kalitová, P., Betka, J., Zvěřina, E., Kolář, P., and Jeřábek, J. (2010). Exercise with visual feedback improves postural stability after vestibular schwannoma surgery. Eur. Arch. Otorhinolaryngol. *267*, 1355–1360.

Casamassima, F., Ferrari, A., Milosevic, B., Ginis, P., Farella, E., and Rocchi, L. (2014). A wearable system for gait training in subjects with Parkinson's disease. Sensors *14*, 6229–6246.

Cavanagh, P.R., and Rodgers, M.M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. J. Biomech. *20*, 547–551.

Cavanagh, P.R., and Ulbrecht, J.S. (1994). Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology. The Foot *4*, 123–135.

Chang, S.-M., and Rincon, D. (2006). Biofeedback Controlled Ankle Foot Orthosis for Stroke Rehabilitation to Improve Gait Symmetry.

Chen, I.-C., Cheng, P.-T., Chen, C.-L., Chen, S.-C., Chung, C.-Y., and Yeh, T.-H. (2002). Effects of balance training on hemiplegic stroke patients. Chang Gung Med. J. *25*, 583–590.

Chen, W.P., Tang, F.T., and Ju, C.W. (2001). Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis. Clin. Biomech. Bristol Avon *16*, 614–620.

Cheng, P.T., Wu, S.H., Liaw, M.Y., Wong, A.M., and Tang, F.T. (2001). Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. Arch. Phys. Med. Rehabil. *82*, 1650–1654.

Chesnin, K.J., Selby-Silverstein, L., and Besser, M.P. (2000). Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. Gait Posture *12*, 128–133.

Cheung, R.T.H., and Davis, I.S. (2011). Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. J. Orthop. Sports Phys. Ther. *41*, 914–919.

Chi, K.-J., and Schmitt, D. (2005). Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running. J. Biomech. *38*, 1387–1395.

Cho, K.H., and Lee, W.H. (2014). Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. Gait Posture *39*, 523–528.

Chollet, D. (1987). L'utilisation du bouclage bio-rétroactif comme. moyen d'auto-contrôle moteur. In Apprentissage et Développement Des Actions Motrices Complexes, (Aix-Marseille: centre de recherches de l'UEREPS: Laurent M, Therme P), pp. 271–285.

Chollet, D. (1990). Les travaux actuels de la Recherche en France. Rev. EPS 56–58.

Chollet, D., Micallef, J.P., and Rabischong, P. (1988). Biomechanics signals for external biofeedback to improve swimming techniques. In Human Kinetics Books, Champaign III., (B.E. Ungerechts, K. Wilke, K. Reischle), pp. 389–396.

Chopra, S., Rouhani, H., Assal, M., Aminian, K., and Crevoisier, X. (2014). Outcome of unilateral ankle arthrodesis and total ankle replacement in terms of bilateral gait mechanics. J. Orthop. Res. Off. Publ. Orthop. Res. Soc. *32*, 377–384.

Chow, D.H., and Cheng, C.T. (2000). Quantitative analysis of the effects of audio biofeedback on weight-bearing characteristics of persons with transtibial amputation during early prosthetic ambulation. J. Rehabil. Res. Dev. *37*, 255–260.

Christiansen, C.L., Bade, M.J., Weitzenkamp, D.A., and Stevens-Lapsley, J.E. (2013). Factors predicting weight-bearing asymmetry 1month after unilateral total knee arthroplasty: a cross-sectional study. Gait Posture *37*, 363–367.

Chu, W.C., Lee, S.H., Chu, W., Wang, T.J., and Lee, M.C. (1995). The use of arch index to characterize arch height: a digital image processing approach. IEEE Trans. Biomed. Eng. *42*, 1088–1093.

Clark, R.A., Bryant, A.L., Pua, Y., McCrory, P., Bennell, K., and Hunt, M. (2010). Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. Gait Posture *31*, 307–310.

Clark, R.A., McGough, R., and Paterson, K. (2011). Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual Nintendo Wii Balance Boards. Gait Posture *34*, 288–291.

Claverie, L., Ille, A., and Moretto, P. (2016). Discrete sensors distribution for accurate plantar pressure analyses. Med. Eng. Phys. *38*, 1489–1494.

Collet, C. (2001). Mouvements & Cerveau. Neurophysiologie des activités physiques et sportives. (De Boeck).

Crea, S., Donati, M., De Rossi, S.M.M., Oddo, C.M., and Vitiello, N. (2014). A wireless flexible sensorized insole for gait analysis. Sensors *14*, 1073–1093.

Cristiani, A.M., Bertolotti, G.M., Marenzi, E., and Ramat, S. (2014). An Instrumented Insole for Long Term Monitoring Movement, Comfort, and Ergonomics. Ieee Sens. J. *14*, 1564–1572.

Cuccia, A.M. (2011). Interrelationships between dental occlusion and plantar arch. J. Bodyw. Mov. Ther. *15*, 242–250.

Danna, J., and Velay, J.-L. (2015). Basic and supplementary sensory feedback in handwriting. Front. Psychol. *6*, 169.

Danna, J., Fontaine, M., Paz-Villagrán, V., Gondre, C., Thoret, E., Aramaki, M., Kronland-Martinet, R., Ystad, S., and Velay, J.-L. (2015). The effect of real-time auditory feedback on learning new characters. Hum. Mov. Sci. *43*, 216–228.

Darter, B.J., and Wilken, J.M. (2011). Gait training with virtual reality-based real-time feedback: improving gait performance following transfemoral amputation. Phys. Ther. *91*, 1385–1394.

Dault, M.C., de Haart, M., Geurts, A.C.H., Arts, I.M.P., and Nienhuis, B. (2003). Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. Hum. Mov. Sci. *22*, 221–236.

De León Rodriguez, D., Allet, L., Golay, A., Philippe, J., Assal, J.-P., Hauert, C.-A., and Pataky, Z. (2013). Biofeedback can reduce foot pressure to a safe level and without causing new at-risk zones in patients with diabetes and peripheral neuropathy. Diabetes Metab. Res. Rev. *29*, 139–144.

De Nunzio, A.M., Iervolino, S., Zincarelli, C., Di Gioia, L., Rengo, G., Multari, V., Peluso, R., Di Minno, M.N.D., and Pappone, N. (2015). Ankylosing spondylitis and posture control: the role of visual input. BioMed Res. Int. *2015*, 948674.

Debbi, E.M., Wolf, A., Goryachev, Y., Yizhar, Z., Luger, E., Debi, R., and Haim, A. (2012). In-shoe center of pressure: indirect force plate vs. direct insole measurement. Foot Edinb. Scotl. *22*, 269–275.

Del Pozo, J.M., Gevirtz, R.N., Scher, B., and Guarneri, E. (2004). Biofeedback treatment increases heart rate variability in patients with known coronary artery disease. Am. Heart J. *147*, E11.

Delattre, N., and Moretto, P. (2008). A new dimensionless number highlighted from mechanical energy exchange during running. J. Biomech. *41*, 2895–2898.

Delattre, N., Lafortune, M.A., and Moretto, P. (2009). Dynamic similarity during human running: about Froude and Strouhal dimensionless numbers. J. Biomech. *42*, 312–318.

Descatoire, A., Thévenon, A., and Moretto, P. (2009). Baropodometric information return device for foot unloading. Med. Eng. Phys. *31*, 607–613.

Donovan, L., Feger, M.A., Hart, J.M., Saliba, S., Park, J., and Hertel, J. (2016). Effects of an auditory biofeedback device on plantar pressure in patients with chronic ankle instability. Gait Posture *44*, 29–36.

Dozza, M., Chiari, L., Chan, B., Rocchi, L., Horak, F.B., and Cappello, A. (2005). Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. J. Neuroengineering Rehabil. *2*, 13.

Dubus, G. (2012). Evaluation of four models for the sonification of elite rowing. J. Multimodal User Interfaces *5*, 143–156.

Dubus, G., and Bresin, R. (2013). A Systematic Review of Mapping Strategies for the Sonification of Physical Quantities. Plos One *8*, e82491.

Edouard, P., Gasq, D., Calmels, P., and Degache, F. (2014). Sensorimotor control deficiency in recurrent anterior shoulder instability assessed with a stabilometric force platform. J. Shoulder Elb. Surg. Am. Shoulder Elb. Surg. Al *23*, 355–360.

Effenberg, A.O., Fehse, U., Schmitz, G., Krueger, B., and Mechling, H. (2016). Movement Sonification: Effects on Motor Learning beyond Rhythmic Adjustments. Front. Neurosci. *10*, 219.

Engel, J.M., Jensen, M.P., and Schwartz, L. (2004). Outcome of biofeedback-assisted relaxation for pain in adults with cerebral palsy: preliminary findings. Appl. Psychophysiol. Biofeedback *29*, 135–140.

Esculier, J.-F., Vaudrin, J., Bériault, P., Gagnon, K., and Tremblay, L.E. (2012). Home-based balance training programme using Wii Fit with balance board for Parkinsons's disease: a pilot study. J. Rehabil. Med. Off. J. UEMS Eur. Board Phys. Rehabil. Med. *44*, 144–150.

Eser, F., Yavuzer, G., Karakus, D., and Karaoglan, B. (2008). The effect of balance training on motor recovery and ambulation after stroke: a randomized controlled trial. Eur. J. Phys. Rehabil. Med. *44*, 19–25.

Femery, V., Potdevin, F., Thevenon, A., and Moretto, P. (2008). Élaboration et validation d'un nouveau dispositif de surveillance des pressions plantaires : application à la décharge du pied. Ann. Réadapt. Médecine Phys. *51*, 231–237.

Fernández-Seguín, L.M., Diaz Mancha, J.A., Sánchez Rodríguez, R., Escamilla Martínez, E., Gómez Martín, B., and Ramos Ortega, J. (2014). Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. Gait Posture *39*, 789–792.

Ferreira, G.E., Viero, C.C. de M., Silveira, M.N., Robinson, C.C., and Silva, M.F. (2013). Immediate effects of hip mobilization on pain and baropodometric variables – A case report. Man. Ther. *18*, 628–631.

Franco, P.S., Silva, C.B.P. da, Rocha, E.S. da, and Carpes, F.P. (2015). Variability and repeatability analysis of plantar pressure during gait in older people. Rev. Bras. Reumatol. *55*, 427–433.

Franz, J.R., Maletis, M., and Kram, R. (2014). Real-time feedback enhances forward propulsion during walking in old adults. Clin. Biomech. *29*, 68–74.

Gauthier, G.M. (1985). Visually and acoustically augmented performance feedback as an aid in motor control learning: a study of selected components of the rowing action. J. Sports Sci. *3*, 3–25.

Gefen, A., Megido-Ravid, M., and Itzchak, Y. (2001). In vivo biomechanical behavior of the human heel pad during the stance phase of gait. J. Biomech. *34*, 1661–1665.

Geiger, R.A., Allen, J.B., O'Keefe, J., and Hicks, R.R. (2001). Balance and Mobility Following Stroke: Effects of Physical Therapy Interventions With and Without Biofeedback/Forceplate Training. Phys. Ther. *81*, 995–1005.

Giggins, O.M., Persson, U.M., and Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. J. NeuroEngineering Rehabil. *10*, 60.

Gomes, L.G., Scremim, R., de Souza, M.A., and Gamba, H.R. (2013). Biofeedback baropodometry training evaluation: A study with children with equinus foot deformity. Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf. *2013*, 5914–5917.

Grosshauser, T., Bläsing, B., Spieth, C., and Hermann, T. (2012). Wearable Sensor-Based Real-Time Sonification of Motion and Foot Pressure in Dance Teaching and Training. J. Audio Eng. Soc. *60*, 580–589.

Guiotto, A., Sawacha, Z., Guarneri, G., Cristoferi, G., Avogaro, A., and Cobelli, C. (2013). The role of foot morphology on foot function in diabetic subjects with or without neuropathy. Gait Posture *37*, 603–610.

Gutierrez, O. (2016). Utilisation de la modalité audio dans un dispositif embarqué de biofeedback utilisé dans le contexte de la marche pathologique. Université Toulouse 3 Paul Sabatier.

Harle, R., Taherian, S., Pias, M., Coulouris, G., Hopper, A., Cameron, J., Lasenby, J., Kuntze, G., Bezodis, I., Irwin, G., et al. (2012). Towards real-time profiling of sprints using wearable pressure sensors. Comput. Commun. *35*, 650–660.

Hayafune, N., Hayafune, Y., and Jacob, H.A.C. (1999). Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. The Foot *9*, 88–92.

Horisberger, M., Hintermann, B., and Valderrabano, V. (2009). Alterations of plantar pressure distribution in posttraumatic end-stage ankle osteoarthritis. Clin. Biomech. Bristol Avon *24*, 303–307.

Howell, A.M., Kobayashi, T., Hayes, H.A., Foreman, K.B., and Bamberg, S.J.M. (2013). Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole. Ieee Trans. Biomed. Eng. *60*, 3284–3290.

Hurkmans, H.L.P., Bussmann, J.B.J., Benda, E., Verhaar, J.A.N., and Stam, H.J. (2003). Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. Clin. Biomech. Bristol Avon *18*, 576–589.

Inglis, J., Campbell, D., and Donald, D. (1976). Electromyographic biofeedback and neuromuscular rehabilitation. Can. J. Behav. Sci. 229–323.

Isakov, E. (2007). Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. Eur. Medicophysica *43*, 21–26.

Kapandji, A.I. (2009). Anatomie fonctionnelle 2. Membre inférieur (MALOINE).

Kerdoncuff, V., Durufle, A., Petrilli, S., Nicolas, B., Robineau, S., Lassalle, A., Le Tallec, H., Ramanantsitonta, J., and Gallien, P. (2004). [Interest of visual biofeedback training in rehabilitation of balance after stroke]. Ann. Réadapt. Médecine Phys. Rev. Sci. Société Fr. Rééduc. Fonct. Réadapt. Médecine Phys. *47*, 169-176; discussion 177-178.

Kim, J., Son, J., Ko, N., and Yoon, B. (2013). Unsupervised virtual reality-based exercise program improves hip muscle strength and balance control in older adults: a pilot study. Arch. Phys. Med. Rehabil. *94*, 937–943.

King, P.S., Gerhardt, J.J., Pfeiffer, E.A., Usselman, L.B., and Fowlks, E.W. (1972). System for controlling ambulation pressure (SCAP-3) in patients with disabilities of the lower extremity. Am. J. Phys. Med. *51*, 9–15.

Kramer, G. Walker, B.N., Bonebright, T.L., Cook, P., Flowers, J.H. et al. (1999). Sonification report: statusof the filed and research agenda. Report prepared for the National Science Foundation by members of the International Community for Auditory Display (ICAD), Santa Fe, NM, USA.

Largey, A., Subsol, G., Micallet, J.-P., Cyteval, C., Barrault, J.-J., Canovas, F., Chemouny, S., Banegas, F., and Bonnel, F. (2007). Analyse tridimensionnelle de la mobilité des métatarsiens lors de la mise en charge du pied. Médecine Chir. Pied *23*, 9–16.

Ledoux, W.R., and Hillstrom, H.J. (2002). The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. Gait Posture *15*, 1–9.

Ledoux, W.R., Shofer, J.B., Cowley, M.S., Ahroni, J.H., Cohen, V., and Boyko, E.J. (2013). Diabetic foot ulcer incidence in relation to plantar pressure magnitude and measurement location. J. Diabetes Complications *27*, 621–626.

Lee, M.-Y., Lin, C.-F., and Soon, K.-S. (2007). Balance control enhancement using sub-sensory stimulation and visual-auditory biofeedback strategies for amputee subjects. Prosthet. Orthot. Int. *31*, 342–352.

Lee, P.-Y., Gadareh, K., Naushahi, M.J., Gresty, M., and Bronstein, A.M. (2013). Protective stepping response in Parkinsonian patients and the effect of vibrotactile feedback. Mov. Disord. *28*, 482–489.

van der Leeden, M., Steultjens, M., Dekker, J.H.M., Prins, A.P.A., and Dekker, J. (2006). Forefoot joint damage, pain and disability in rheumatoid arthritis patients with foot complaints: the role of plantar pressure and gait characteristics. Rheumatol. Oxf. Engl. *45*, 465–469.

Lefèvre, B., Thévenon, A., and Moretto, P. (2004). [The effect of similar speed's walking and functional classification of foot contact on variability of the vertical ground reaction force]. Ann. Readaptation Med. Phys. Rev. Sci. Soc. Francaise Reeducation Fonct. Readaptation Med. Phys. *47*, 164–168.

de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J. Biomech. *29*, 1223–1230.

Lopez-Meyer, P., Fulk, G.D., and Sazonov, E.S. (2011). Automatic Detection of Temporal Gait Parameters in Poststroke Individuals. Ieee Trans. Inf. Technol. Biomed. *15*, 594–601.

Macaré van Maurik, J.F., Ter Horst, B., van Hal, M., Kon, M., and Peters, E.J. (2014). Effect of surgical decompression of nerves in the lower extremity in patients with painful diabetic polyneuropathy on stability: A randomized controlled trial. Clin. Rehabil.

Maciaszek, J., Borawska, S., and Wojcikiewicz, J. (2014). Influence of posturographic platform biofeedback training on the dynamic balance of adult stroke patients. J. Stroke Cerebrovasc. Dis. Off. J. Natl. Stroke Assoc. *23*, 1269–1274.

Macleod, C.A., Conway, B.A., Allan, D.B., and Galen, S.S. (2014). Development and validation of a low-cost, portable and wireless gait assessment tool. Med. Eng. Phys. *36*, 541–546.

Maes, P.-J., Buhmann, J., and Leman, M. (2016). 3Mo: A Model for Music-Based Biofeedback. Front. Neurosci. *10*, 548.

Maetzler, M., Bochdansky, T., and Abboud, R.J. (2010). Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST2 system. Gait Posture *32*, 391–394.

Magill, R.A. (2011). Motor learning and control. Concepts and applications. Ninth Edition.

Maluf, K.S., Morley Jr, R.E., Richter, E.J., Klaesner, J.W., and Mueller, M.J. (2001). Monitoring in-shoe plantar pressures, temperature, and humidity: Reliability and validity of measures from a portable device. Arch. Phys. Med. Rehabil. *82*, 1119–1127.

Martínez-Nova, A., Cuevas-García, J.C., Pascual-Huerta, J., and Sánchez-Rodríguez, R. (2007). BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. The Foot *17*, 190–196.

Matsubara, M., Oba, T., Kadone, H., Terasawa, H., Suzuki, K., and Iguchi, M. (2015). Wearable Auditory Biofeedback Device for Blind and Sighted Individuals. IEEE Multimed. *22*, 68–73.

McCrory, J.L., Young, M.J., Boulton, A.J.M., and Cavanagh, P.R. (1997). Arch index as a predictor of arch height. The Foot *7*, 79–81.

Melai, T., IJzerman, T.H., Schaper, N.C., de Lange, T.L.H., Willems, P.J.B., Meijer, K., Lieverse, A.G., and Savelberg, H.H.C.M. (2011). Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. Gait Posture *34*, 379–383.

Middaugh, S.J., and Miller, M.C. (1980). Electromyographic feedback: effect on voluntary muscle contractions in paretic subjects. Arch. Phys. Med. Rehabil. *61*, 24–29.

Moreland, J.D., Thomson, M.A., and Fuoco, A.R. (1998). Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: A meta-analysis. Arch. Phys. Med. Rehabil. *79*, 134–140.

Moretto, P., Bisiaux, M., and Lafortune, M.A. (2007). Froude number fractions to increase walking pattern dynamic similarities: application to plantar pressure study in healthy subjects. Gait Posture *25*, 40–48.

Moretto, P., Villeger, D., Costes, A., and Watier, B. (2016). Elastic energy in locomotion: Spring-mass vs. poly-articulated models. Gait Posture *48*, 183–188.

Mueller, M.J., Zou, D., and Lott, D.J. (2005). "Pressure gradient" as an indicator of plantar skin injury. Diabetes Care *28*, 2908–2912.

Mulder, T., and Hulstyn, W. (1984). Sensory feedback therapy and theoretical knowledge of motor control and learning. Am. J. Phys. Med. *63*, 226–244.

Nantel, J., Termoz, N., Centomo, H., Lavigne, M., Vendittoli, P.-A., and Prince, F. (2008). Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. Clin. Biomech. Bristol Avon *23*, 402–407.

Neblett, R., Mayer, T.G., Brede, E., and Gatchel, R.J. (2010). Correcting abnormal flexion-relaxation in chronic lumbar pain: responsiveness to a new biofeedback training protocol. Clin. J. Pain *26*, 403–409.

Nichols, D.S. (1997). Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. Phys. Ther. *77*, 553–558.

Oravitan, M., and Avram, C. (2013). The Effectiveness of Electromyographic Biofeedback as Part of a Meniscal Repair Rehabilitation Programme. J. Sports Sci. Med. *12*, 526–532.

Park, E.S., Kim, H.W., Park, C.I., Rha, D., and Park, C.W. (2006). Dynamic foot pressure measurements for assessing foot deformity in persons with spastic cerebral palsy. Arch. Phys. Med. Rehabil. *87*, 703–709.

Pataky, Z., Faravel, L., Da Silva, J., and Assal, J. (2000). A new ambulatory foot pressure device for patients with sensory impairment. A system for continuous measurement of plantar pressure and a feed-back alarm. J. Biomech. *33*, 1135–1138.

Perrier, A., Vuillerme, N., Luboz, V., Bucki, M., Cannard, F., Diot, B., Colin, D., Rin, D., Bourg, J.-P., and Payan, Y. (2014). Smart Diabetic Socks: Embedded device for diabetic foot prevention. IRBM *35*, 72–76.

Petrofsky, J.S. (2001). The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. Eur. J. Appl. Physiol. *85*, 491–495.

Putti, A.B., Arnold, G.P., Cochrane, L., and Abboud, R.J. (2007). The Pedar in-shoe system: repeatability and normal pressure values. Gait Posture *25*, 401–405.

Qiu, H., and Xiong, S. (2015). Center-of-pressure based postural sway measures: Reliability and ability to distinguish between age, fear of falling and fall history. Int. J. Ind. Ergon. *47*, 37–44.

Ramachandra, P., Maiya, A.G., and Kumar, P. (2012). Test-retest reliability of the Win-Track platform in analyzing the gait parameters and plantar pressures during barefoot walking in healthy adults. Foot Ankle Spec. *5*, 306–312.

Ramanathan, A.K., Kiran, P., Arnold, G.P., Wang, W., and Abboud, R.J. (2010). Repeatability of the Pedar-X in-shoe pressure measuring system. Foot Ankle Surg. Off. J. Eur. Soc. Foot Ankle Surg. *16*, 70–73.

Rao, S., Baumhauer, J.F., and Nawoczenski, D.A. (2011). Is barefoot regional plantar loading related to self-reported foot pain in patients with midfoot osteoarthritis. Osteoarthr. Cartil. OARS Osteoarthr. Res. Soc. *19*, 1019–1025.

Redd, C.B., and Bamberg, S.J.M. (2011). A wireless sensory feedback system for real-time gait modification. Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf. *2011*, 1507–1510.

Robain, G., Valentini, F., Renard-Deniel, S., Chennevelle, J.-M., and Piera, J.-B. (2006). [A baropodometric parameter to analyze the gait of hemiparetic patients: the path of center of pressure]. Ann. Readaptation Med. Phys. Rev. Sci. Soc. Francaise Reeducation Fonct. Readaptation Med. Phys. *49*, 609–613.

Robinson, C.C., Balbinot, L.F., Silva, M.F., Achaval, M., and Zaro, M.A. (2013). Plantar pressure distribution patterns of individuals with prediabetes in comparison with healthy individuals and individuals with diabetes. J. Diabetes Sci. Technol. *7*, 1113–1121.

Rodger, M.W.M., Young, W.R., and Craig, C.M. (2014). Synthesis of walking sounds for alleviating gait disturbances in Parkinson's disease. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. *22*, 543–548.

Rome, K. (1998). Mechanical properties of the heel pad: current theory and review of the literature. The Foot *8*, 179–185.

Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J.P., Goble, D.J., Wagemans, J., Wenderoth, N., and Swinnen, S.P. (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. Cereb. Cortex N. Y. N 1991 *21*, 1283–1294.

Rougier, P., and Lacour, M. (2006). De Marey à nos jours : un siècle de recherches sur la posture et le mouvement (Marseille).

Rouhani, H., Crevoisier, X., Favre, J., and Aminian, K. (2011). Outcome evaluation of ankle osteoarthritis treatments: plantar pressure analysis during relatively long-distance walking. Clin. Biomech. Bristol Avon *26*, 397–404.

Sacco, I.C.N., Hamamoto, A.N., Tonicelli, L.M.G., Watari, R., Ortega, N.R.S., and Sartor, C.D. (2014). Abnormalities of plantar pressure distribution in early, intermediate, and late stages of diabetic neuropathy. Gait Posture *40*, 570–574.

Sackley, C.M., and Lincoln, N.B. (1997). Single blind randomized controlled trial of visual feedback after stroke: effects on stance symmetry and function. Disabil. Rehabil. *19*, 536–546.

Saito, M., Nakajima, K., Takano, C., Ohta, Y., Sugimoto, C., Ezoe, R., Sasaki, K., Hosaka, H., Ifukube, T., Ino, S., et al. (2011). An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity. Med. Eng. Phys. *33*, 638–645.

Salmoni, A.W., Schmidt, R.A., and Walter, C.B. (1984). Knowledge of results and motor learning: a review and critical reappraisal. Psychol. Bull. *95*, 355–386.

Saltzman, C.L., Nawoczenski, D.A., and Talbot, K.D. (1995). Measurement of the medial longitudinal arch. Arch. Phys. Med. Rehabil. *76*, 45–49.

Sanderson, D.J., and Cavanagh, P.R. (1990). Use of augmented feedback for the modification of the pedaling mechanics of cyclists. Can. J. Sport Sci. J. Can. Sci. Sport *15*, 38–42.

Sawacha, Z., Guarneri, G., Cristoferi, G., Guiotto, A., Avogaro, A., and Cobelli, C. (2012). Integrated kinematics-kinetics-plantar pressure data analysis: a useful tool for characterizing diabetic foot biomechanics. Gait Posture *36*, 20–26.

Sayenko, D.G., Alekhina, M.I., Masani, K., Vette, A.H., Obata, H., Popovic, M.R., and Nakazawa, K. (2010). Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. Spinal Cord *48*, 886–893.

Sayenko, D.G., Masani, K., Vette, A.H., Alekhina, M.I., Popovic, M.R., and Nakazawa, K. (2012). Effects of balance training with visual feedback during mechanically unperturbed standing on postural corrective responses. Gait Posture *35*, 339–344.

Schaefer, A., Hotfiel, T., Pauser, J., Swoboda, B., and Carl, H.-D. (2015). Incompliance of total hip arthroplasty (THA) patients to limited weight bearing. Arch. Orthop. Trauma Surg. *135*, 265–269.

Schaffert, N., and Mattes, K. (2015). Effects of acoustic feedback training in elite-standard Para-Rowing. J. Sports Sci. *33*, 411–418.

Schauer, M., and Mauritz, K.-H. (2003). Musical motor feedback (MMF) in walking hemiparetic stroke patients: randomized trials of gait improvement. Clin. Rehabil. *17*, 713–722.
Schmidt, R.A. (1993). Apprentissage moteur: concept-méthodes. In Apprentissage Moteur et Performance, pp. 253–289.

Schmidt, R.A., and Lee, T.D. (2005). Motor control and learning: A behavorial emphasis (4rd Eds).

Schmiegel, A., Vieth, V., Gaubitz, M., and Rosenbaum, D. (2008). Pedography and radiographic imaging for the detection of foot deformities in rheumatoid arthritis. Clin. Biomech. Bristol Avon *23*, 648–652.

Scholz, D.S., Rhode, S., Großbach, M., Rollnik, J., and Altenmüller, E. (2015). Moving with music for stroke rehabilitation: a sonification feasibility study. Ann. N. Y. Acad. Sci. *1337*, 69–76.

Scholz, D.S., Rohde, S., Nikmaram, N., Brückner, H.-P., Großbach, M., Rollnik, J.D., and Altenmüller, E.O. (2016). Sonification of Arm Movements in Stroke Rehabilitation - A Novel Approach in Neurologic Music Therapy. Front. Neurol. *7*, 106.

Schuh, R., Hofstaetter, J.G., Hofstaetter, S.G., Adams, S.B., Kristen, K.-H., and Trnka, H.-J. (2011). Plantar pressure distribution after tibiotalar arthrodesis. Clin. Biomech. Bristol Avon *26*, 620–625.

Seeger, B.R., Caudrey, D.J., and Scholes, J.R. (1981). Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in hemiplegic cerebral palsied children. Arch. Phys. Med. Rehabil. *62*, 364–368.

Sharma, D.A., Chevidikunnan, M.F., Khan, F.R., and Gaowgzeh, R.A. (2016). Effectiveness of knowledge of result and knowledge of performance in the learning of a skilled motor activity by healthy young adults. J. Phys. Ther. Sci. *28*, 1482–1486.

Shih, C.-H., Chang, M.-L., and Shih, C.-T. (2010a). A limb action detector enabling people with multiple disabilities to control environmental stimulation through limb action with a Nintendo Wii Remote Controller. Res. Dev. Disabil. *31*, 1047–1053.

Shih, C.-H., Shih, C.-T., and Chu, C.-L. (2010b). Assisting people with multiple disabilities actively correct abnormal standing posture with a Nintendo Wii balance board through controlling environmental stimulation. Res. Dev. Disabil. *31*, 936–942.

Shu, L., Hua, T., Wang, Y., Li, Q., Feng, D.D., and Tao, X. (2010). In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array. Ieee Trans. Inf. Technol. Biomed. *14*, 767–775.

Shumway-Cook, A., Anson, D., and Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. Arch. Phys. Med. Rehabil. *69*, 395–400.

Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., and Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. Psychon. Bull. Rev. *20*, 21–53.

Staheli, L.T., Chew, D.E., and Corbett, M. (1987). The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. J. Bone Joint Surg. Am. *69*, 426–428.

Talis, V.L., Grishin, A.A., Solopova, I.A., Oskanyan, T.L., Belenky, V.E., and Ivanenko, Y.P. (2008). Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery. Clin. Biomech. Bristol Avon *23*, 424–433.

Tamburella, F., Scivoletto, G., and Molinari, M. (2013). Balance training improves static stability and gait in chronic incomplete spinal cord injury subjects: a pilot study. Eur. J. Phys. Rehabil. Med. *49*, 353–364.

Tatu, L. (2009). Anatomie des fonctions motrices du cervelet. La Lettre du Neurologue. Vol. XIII – n° 6-7.

Thikey, H., Grealy, M., van Wijck, F., Barber, M., and Rowe, P. (2012). Augmented visual feedback of movement performance to enhance walking recovery after stroke: study protocol for a pilot randomised controlled trial. Trials *13*, 163.

Truszczyńska, A., Drzał-Grabiec, J., Trzaskoma, Z., Rąpała, K., Tarnowski, A., and Górniak, K. (2014). A comparative analysis of static balance between patients with lumbar spinal canal stenosis and asymptomatic participants. J. Manipulative Physiol. Ther. *37*, 696–701.

Tsaklis, P., Grooten, W., and Franzén, E. (2012). Effects of Weight-Shift Training on Balance Control and Weight Distribution in Chronic Stroke: A Pilot Study. Top. Stroke Rehabil. *19*, 23–31.

Turchet, L. (2014). Custom made wireless systems for interactive footstep sounds synthesis. Appl. Acoust. *83*, 22–31.

Turner, D.E., Helliwell, P.S., Emery, P., and Woodburn, J. (2006). The impact of rheumatoid arthritis on foot function in the early stages of disease: a clinical case series. BMC Musculoskelet. Disord. *7*, 102.

Valentini, F.A., Granger, B., Hennebelle, D.S., Eythrib, N., and Robain, G. (2011). Repeatability and variability of baropodometric and spatio-temporal gait parameters--results in healthy subjects and in stroke patients. Neurophysiol. Clin. Clin. Neurophysiol. *41*, 181–189.

Viel, E. (2000). La marche humaine, la course et le saut. Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnemens (Paris: MASSON).

Villeger, D., Delattre, N., Watier, B., and Moretto, P. (2012). Froude and Strouhal dimensionless numbers to study human gait: an experimental approach. Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin. *15 Suppl 1*, 189–190.

Villeger, D., Costes, A., Watier, B., and Moretto, P. (2014). Modela-r as a Froude and Strouhal dimensionless numbers combination for dynamic similarity in running. J. Biomech. *47*, 3862–3867.

Villeger, D., Costes, A., Watier, B., and Moretto, P. (2015). Walking dynamic similarity induced by a combination of Froude and Strouhal dimensionless numbers: Modela-w. Gait Posture *41*, 240–245.

Villeger David (2014). Restitution d'Energie Elastique et Locomotion (REEL): une approche adimensionnelle. Université Toulouse 3 Paul Sabatier.

de Visser, E., Deckers, J.A., Veth, R.P., Schreuder, H.W., Mulder, T.W., and Duysens, J. (2001). Deterioration of balance control after limb-saving surgery. Am. J. Phys. Med. Rehabil. Assoc. Acad. Physiatr. *80*, 358–365.

van Vugt, F.T., and Tillmann, B. (2015). Auditory feedback in error-based learning of motor regularity. Brain Res. *1606*, 54–67.

Waldecker, U. (2012). Pedographic classification and ulcer detection in the diabetic foot. Foot Ankle Surg. Off. J. Eur. Soc. Foot Ankle Surg. *18*, 42–49.

Walker C, Brouwer BJ, Culham EG. Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. Phys Ther 2000;80(9):886–95.

Walker, M.L., Ringleb, S.I., Maihafer, G.C., Walker, R., Crouch, J.R., Van Lunen, B., and Morrison, S. (2010). Virtual reality-enhanced partial body weight-supported treadmill training poststroke: feasibility and effectiveness in 6 subjects. Arch. Phys. Med. Rehabil. *91*, 115–122.

Walker, S.C., Helm, P.A., and Lavery, L.A. (1997). Gait pattern alteration by functional sensory substitution in healthy subjects and in diabetic subjects with peripheral neuropathy. Arch. Phys. Med. Rehabil. *78*, 853–856.

Wearing, S.C., Hooper, S.L., Dubois, P., Smeathers, J.E., and Dietze, A. (2014). Force-deformation properties of the human heel pad during barefoot walking. Med. Sci. Sports Exerc. *46*, 1588–1594.

Wertsch, J.J., Webster, J.G., and Tompkins, W.J. (1992). A portable insole plantar pressure measurement system. J. Rehabil. Res. Dev. *29*, 13–18.

White, S.C., and Lifeso, R.M. (2005). Altering asymmetric limb loading after hip arthroplasty using real-time dynamic feedback when walking. Arch. Phys. Med. Rehabil. *86*, 1958–1963.

Whittle, M.W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Gait Posture *10*, 264–275.

Winfree, K.N., Pretzer-Aboff, I., Hilgart, D., Aggarwal, R., Behari, M., and Agrawal, S. (2012). An untethered shoe with vibratory feedback for improving gait of Parkinson's patients: the PDShoe. Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Conf. *2012*, 1202–1205.

Wong, A.M.K., Lee, M.Y., Kuo, J.K., and Tang, F.T. (1997). The development and clinical evaluation of a standing biofeedback trainer. J. Rehabil. Res. Dev. *34*, 322–327.

Wood, C.M., and Kipp, K. (2014). Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. J. Biomech. *47*, 1739–1741.

Woodford, H., and Price, C. (2007). EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. Cochrane Database Syst. Rev. CD004585.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D.D., Cristofolini, L., Witte, H., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint

coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. J. Biomech. *35*, 543–548.

Wu, G., van der Helm, F.C.T., (DirkJan) Veeger, H.E.J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. J. Biomech. *38*, 981–992.

Wulf, G., and Shea, C.H. (2002). Principles derived from the study of simple skills do not generalize to complex skill learning. Psychon. Bull. Rev. *9*, 185–211.

Yang, L., Dyer, P.S., Carson, R.J., Webster, J.B., Bo Foreman, K., and Bamberg, S.J.M. (2012). Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait. Gait Posture *36*, 631–634.

Yavuz, M. (2014). American Society of Biomechanics Clinical Biomechanics Award 2012: plantar shear stress distributions in diabetic patients with and without neuropathy. Clin. Biomech. Bristol Avon *29*, 223–229.

Yavuzer, G., Eser, F., Karakus, D., Karaoglan, B., and Stam, H.J. (2006). The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. Clin. Rehabil. *20*, 960–969.

York, R.M., Perell-Gerson, K.L., Barr, M., Durham, J., and Roper, J.M. (2009). Motor Learning of a Gait Pattern to Reduce Forefoot Plantar Pressures in Individuals with Diabetic Peripheral Neuropathy. PM&R *1*, 434–441.

Young, W., Ferguson, S., Brault, S., and Craig, C. (2011). Assessing and training standing balance in older adults: a novel approach using the “Nintendo Wii” Balance Board. Gait Posture *33*, 303–305.

Young, W.R., Rodger, M.W.M., and Craig, C.M. (2014). Auditory observation of stepping actions can cue both spatial and temporal components of gait in Parkinson′s disease patients. Neuropsychologia *57*, 140–153.

Zijlstra, A., Mancini, M., Chiari, L., and Zijlstra, W. (2010). Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. J. NeuroEngineering Rehabil. *7*, 58.

Annexes

- Annexe 1 -

Tableau 1 : Test du pied dominant de « Jaïs » utilisé pour la partie II

	Gauche	***Droit***
1. On se met derrière le sujet et le pousser brusquement. Il partira vers l'avant en positionnant son pied moteur en 1er. Le réaliser 2 à 3 fois.		
2. Monter sur un marchepied : pied dominant en 1er		
3. Sauter au-dessus d'un marchepied : pied dominant touche le sol en 1er		
4. Shooter contre un ballon (question)		
5. Croiser les jambes : pied dominant au-dessus		
Total sur 5		

- **Annexe 2** - Questionnaire partie II pour les participants

A. Compréhension du signal :

A1) Avez-vous réussi à différencier les 3 sons émis durant l'écoute du son de référence ?

Pas du tout										Parfaitement

A2) Etait-ce facile de comprendre ce que ces sons représentaient ?

Très difficile										Parfaitement

A3) Quel était le résultat attendu ?

……

B. A propos de la marche avec le retour sonore :

B1) Quelle(s) stratégies avez-vous mis(es) en place pour réaliser la consigne ?

……

……

……

……

……

B2) Sur quoi vous êtes-vous concentrés pour réussir la consigne demandée ?

……

……

……

……

……

B3) Avez-vous réussi à différencier les sons émis au cours de la marche ?

Pas du tout										Parfaitement

B4) Pensez-vous que les sons étaient bien en relation avec vos pas ?

Pas du tout										Tout à fait

B5) Le son vous a t'il perturbé durant la marche ?

Beaucoup										Pas du tout

Si oui, Pourquoi ?

……

……

……

B6) Comment jugeriez-vous le son ?

Déplaisant										Plaisant
Fatiguant										Relaxant
Intrusif										Non intrusif

C. A propos du protocole expérimental :

C1) Avez-vous trouvé la tâche facile à réaliser ?

Très difficile										Très facile

C2) Avez-vous ressenti une gêne occasionnée par les capteurs durant la marche ?

Beaucoup										Pas du tout

C3) Vous êtes-vous sentis à l'aise durant toute l'expérimentation ?

Pas du tout										Tout à fait

C4) Avez-vous réussi à rester concentré(e) pendant toute la durée de l'expérimentation ?

Rarement concentré(é)										Toujours concentré(e)

C5) Quelle est votre impression générale ?

……

……

……
……

C6) Avez-vous des suggestions à faire dans le but d'améliorer l'expérience ou le système de retour d'information sonore ?

……
……
……
……
……

Je vous remercie pour vos réponses à ce questionnaire et pour votre participation à notre étude.

- **Annexe 3** -

Résultats de la partie II.3 concernant les Dim($\overline{PP}$)

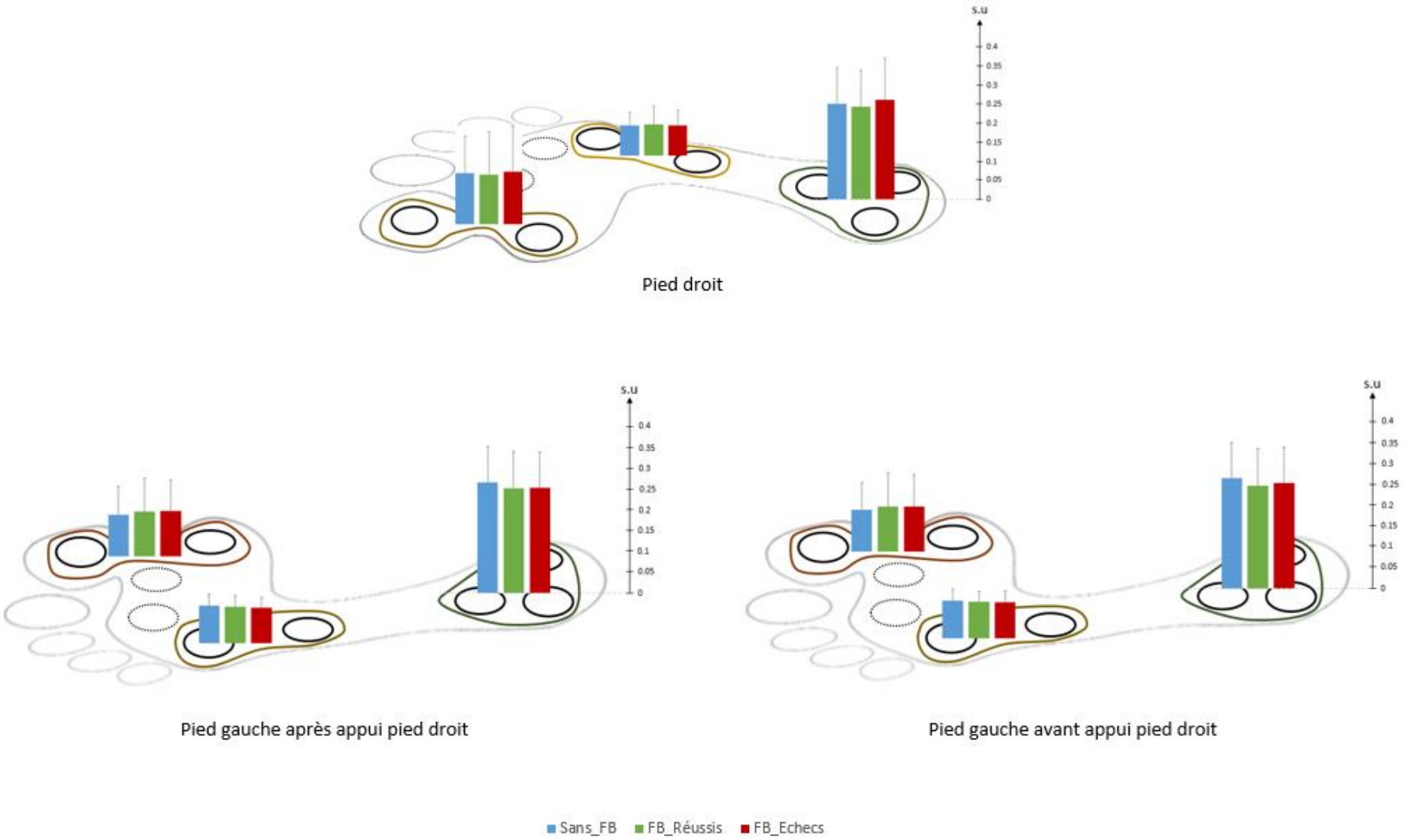


Figure 1 : Pics de pressions adimensionnels Dim($\overline{PP}$) lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_T

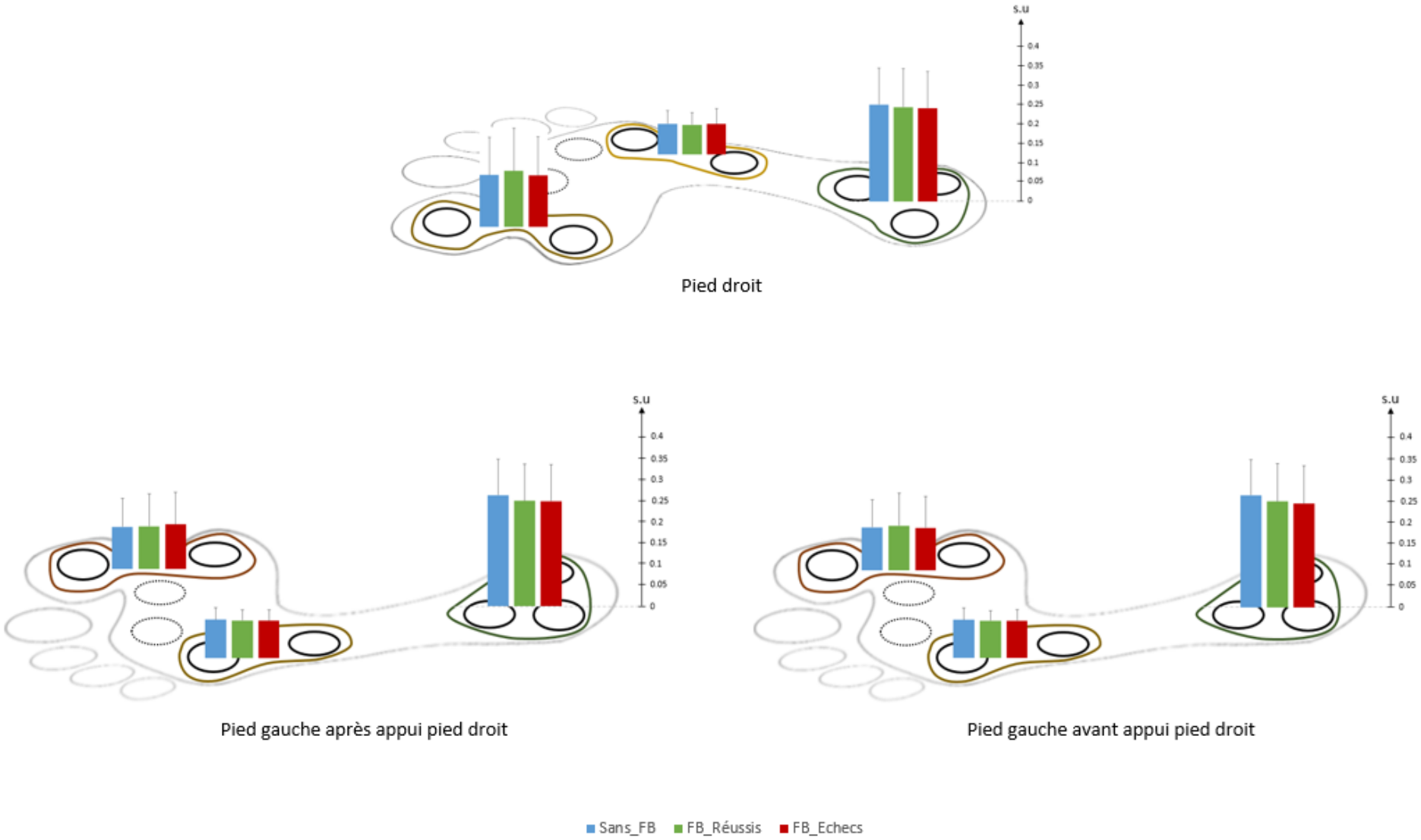


Figure 2 : Pics de pressions adimensionnels Dim($\overline{PP}$) lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_AL

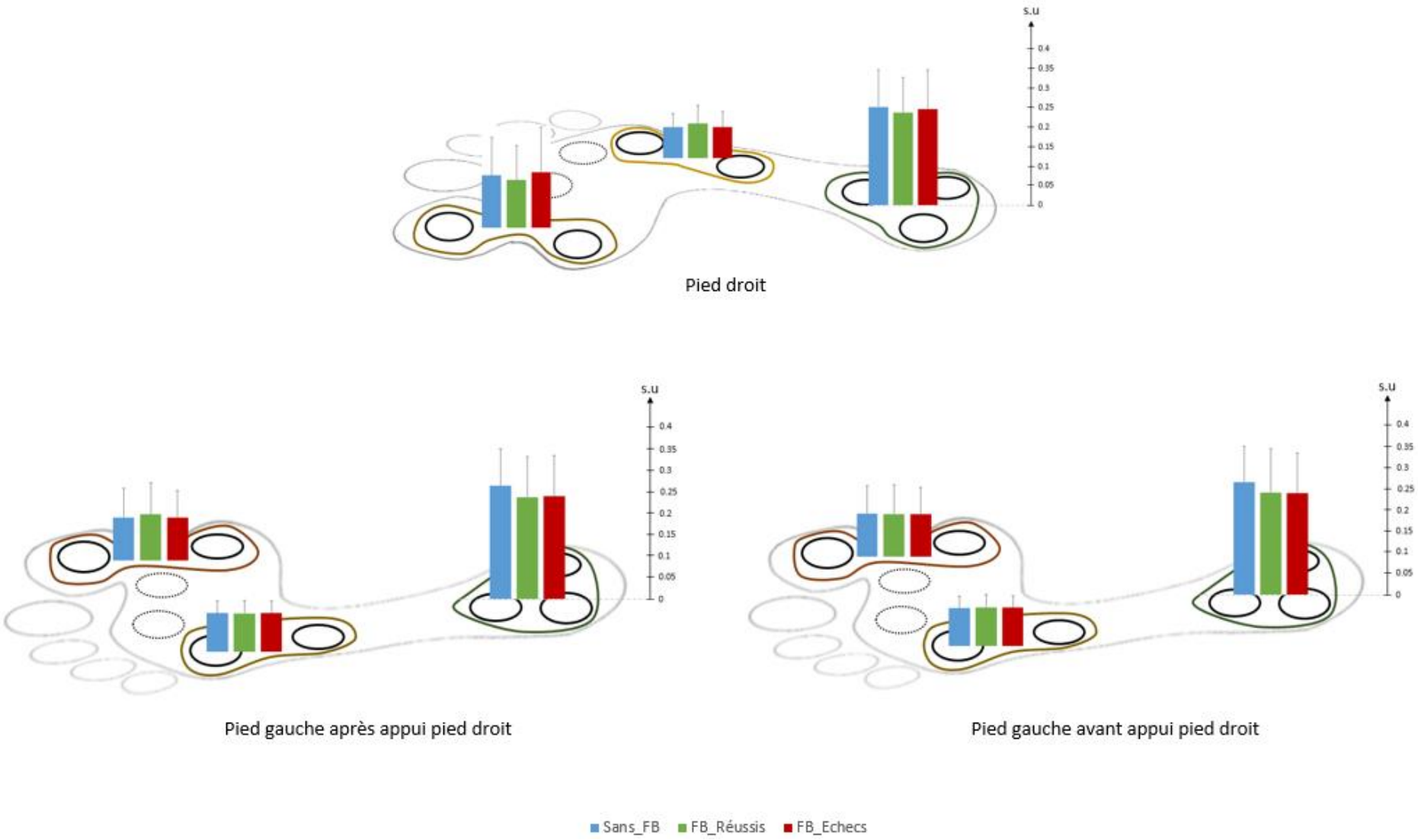


Figure 3 : Pics de pressions adimensionnels Dim($\overline{PP}$) lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_Switch

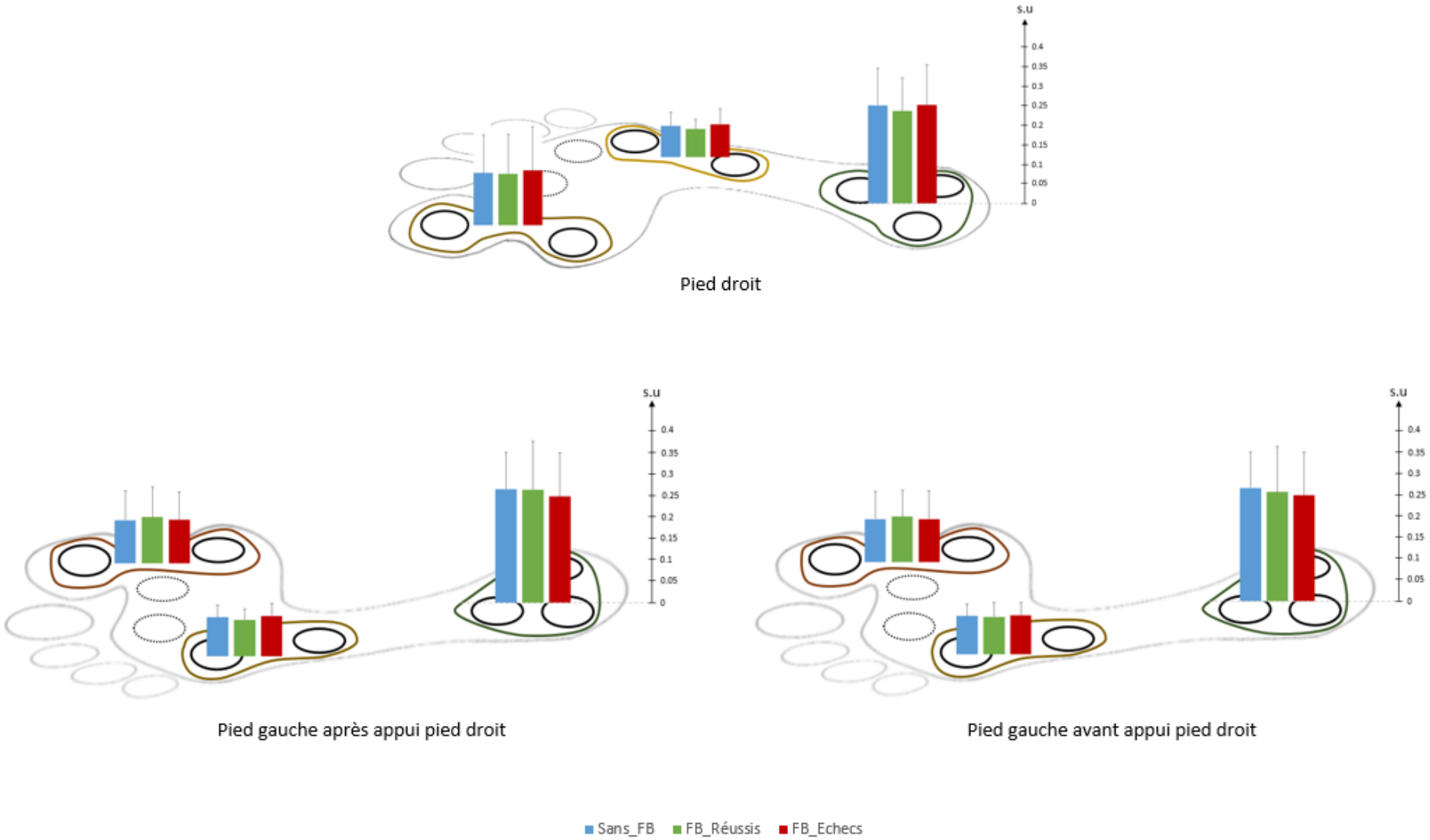


Figure 4 : Pics de pressions adimensionnels Dim($\overline{PP}$) lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_Gruss

- <u>Annexe 4</u> -

Résultats de la partie II.3 concernant les erreurs absolues moyennes

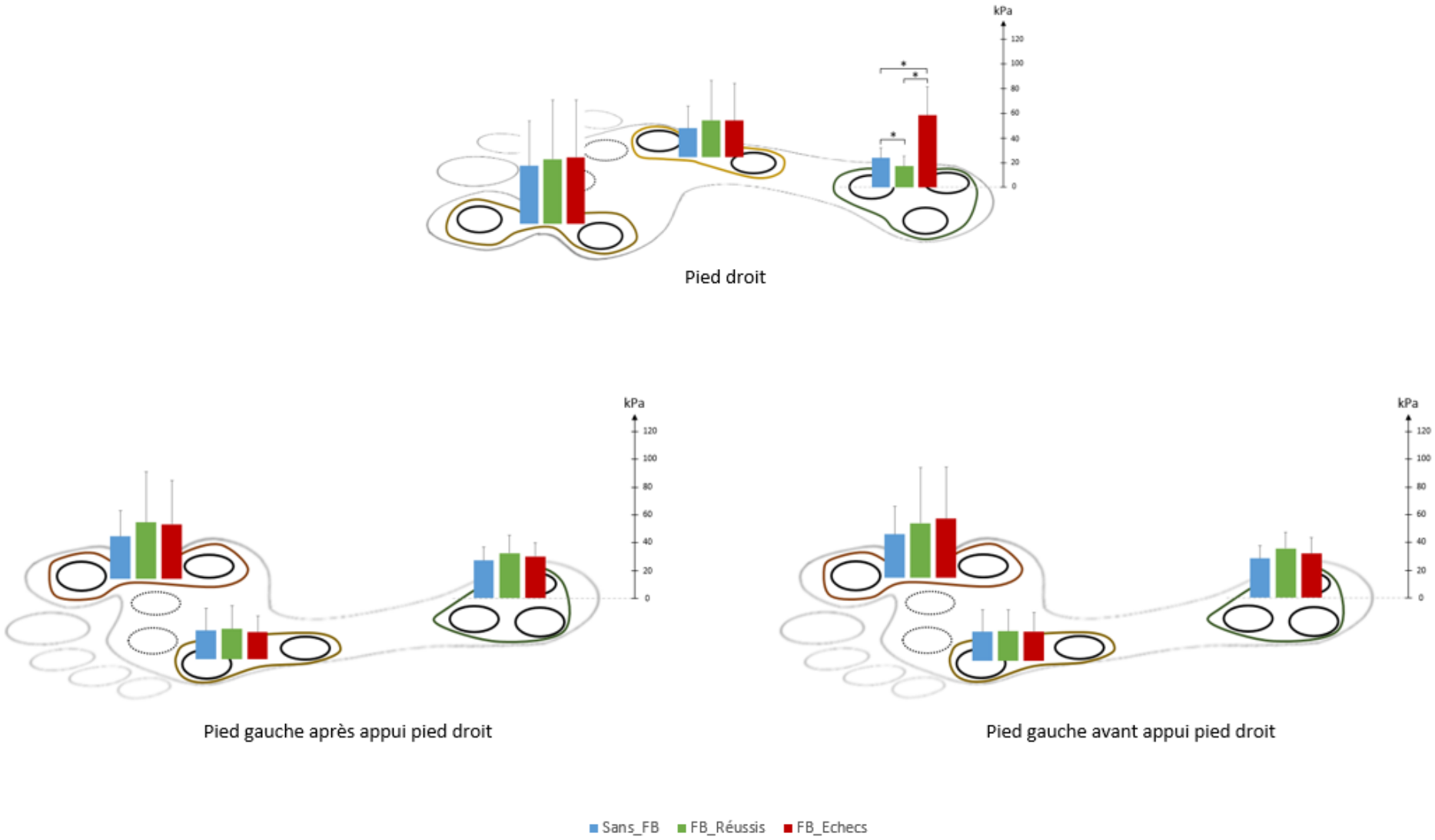


Figure 5 : Erreurs absolues moyennes lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_T

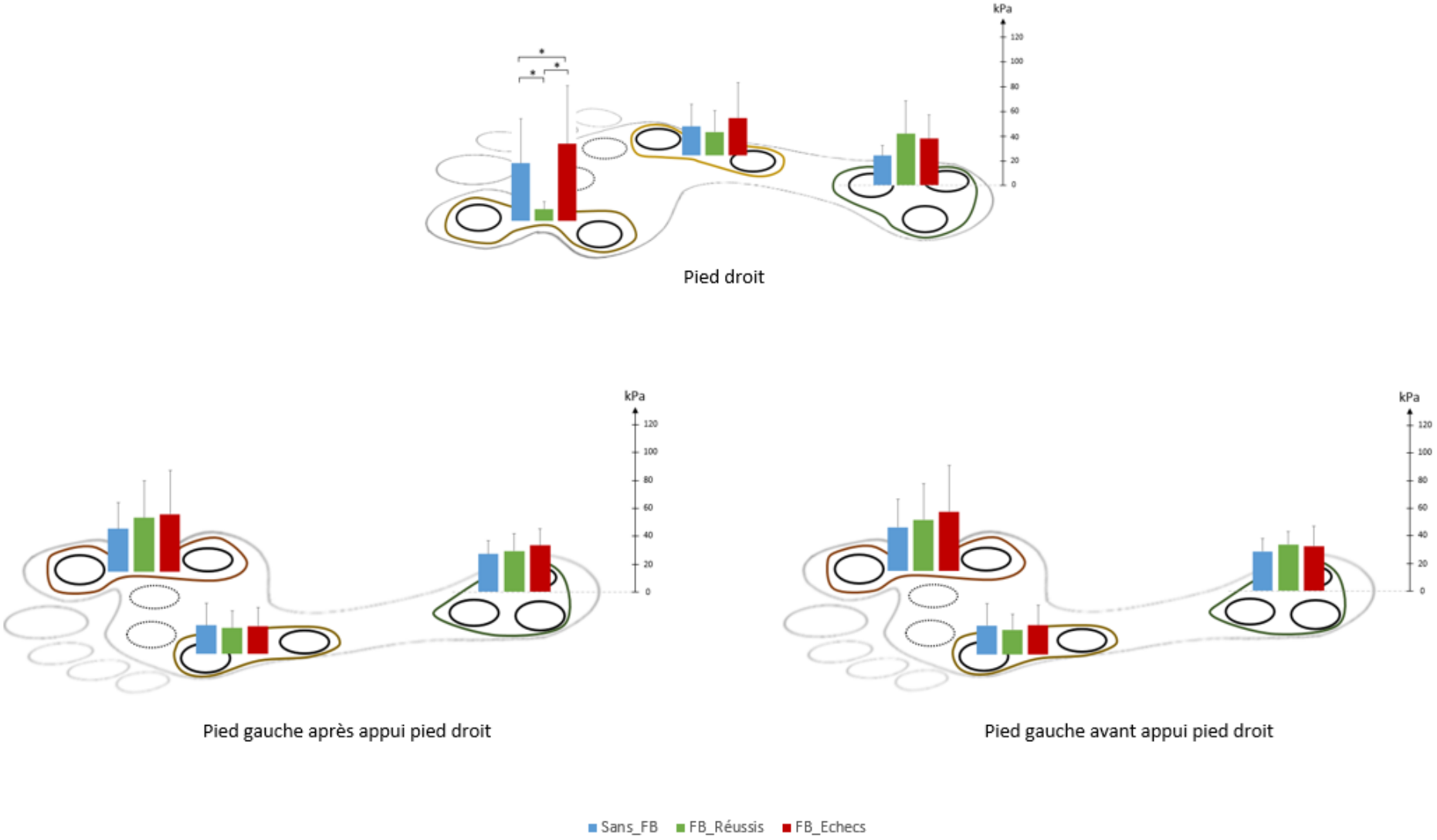


Figure 6 : Erreurs absolues moyennes lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_AM

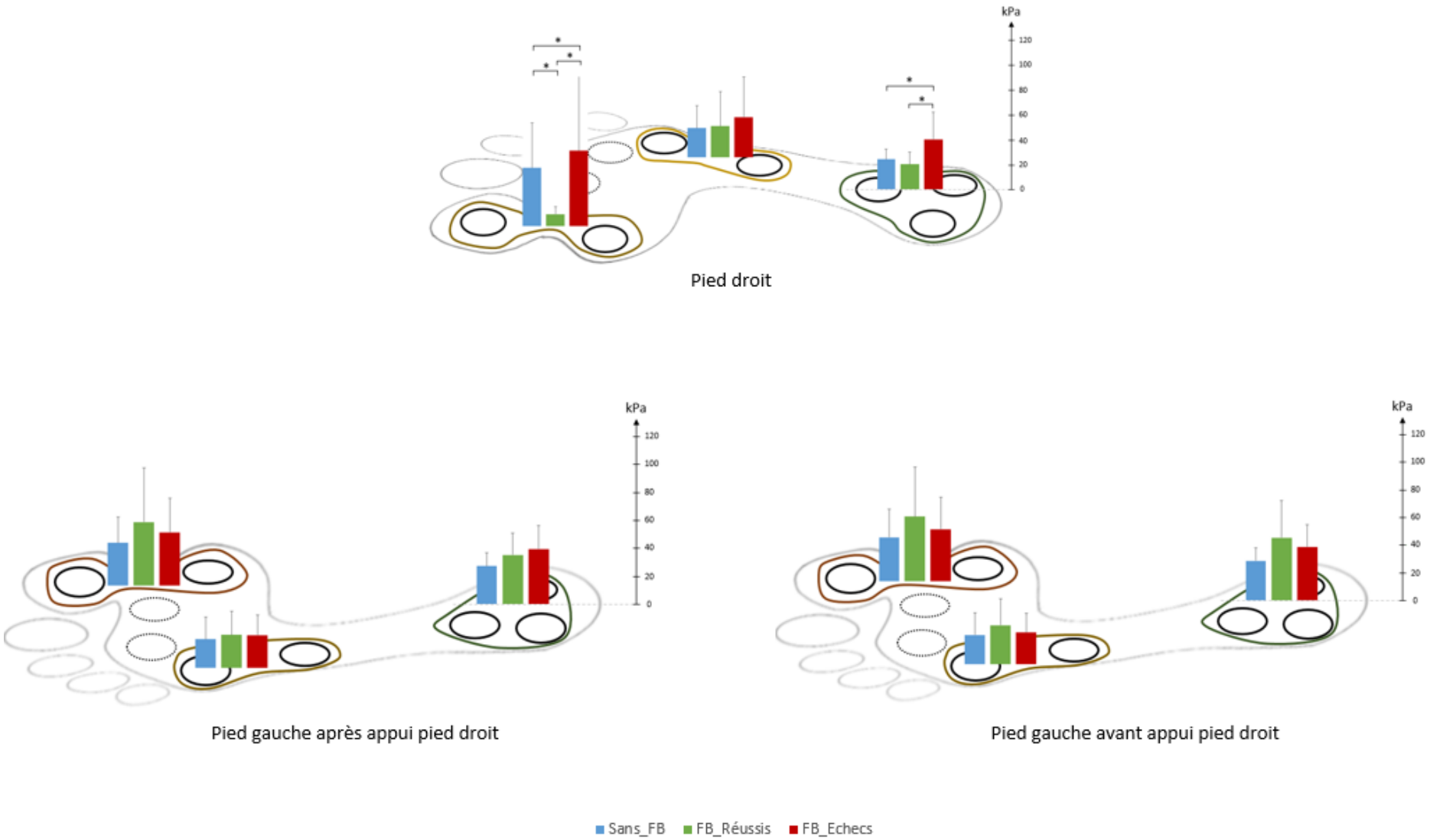


Figure 7 : Erreurs absolues moyennes lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_Switch

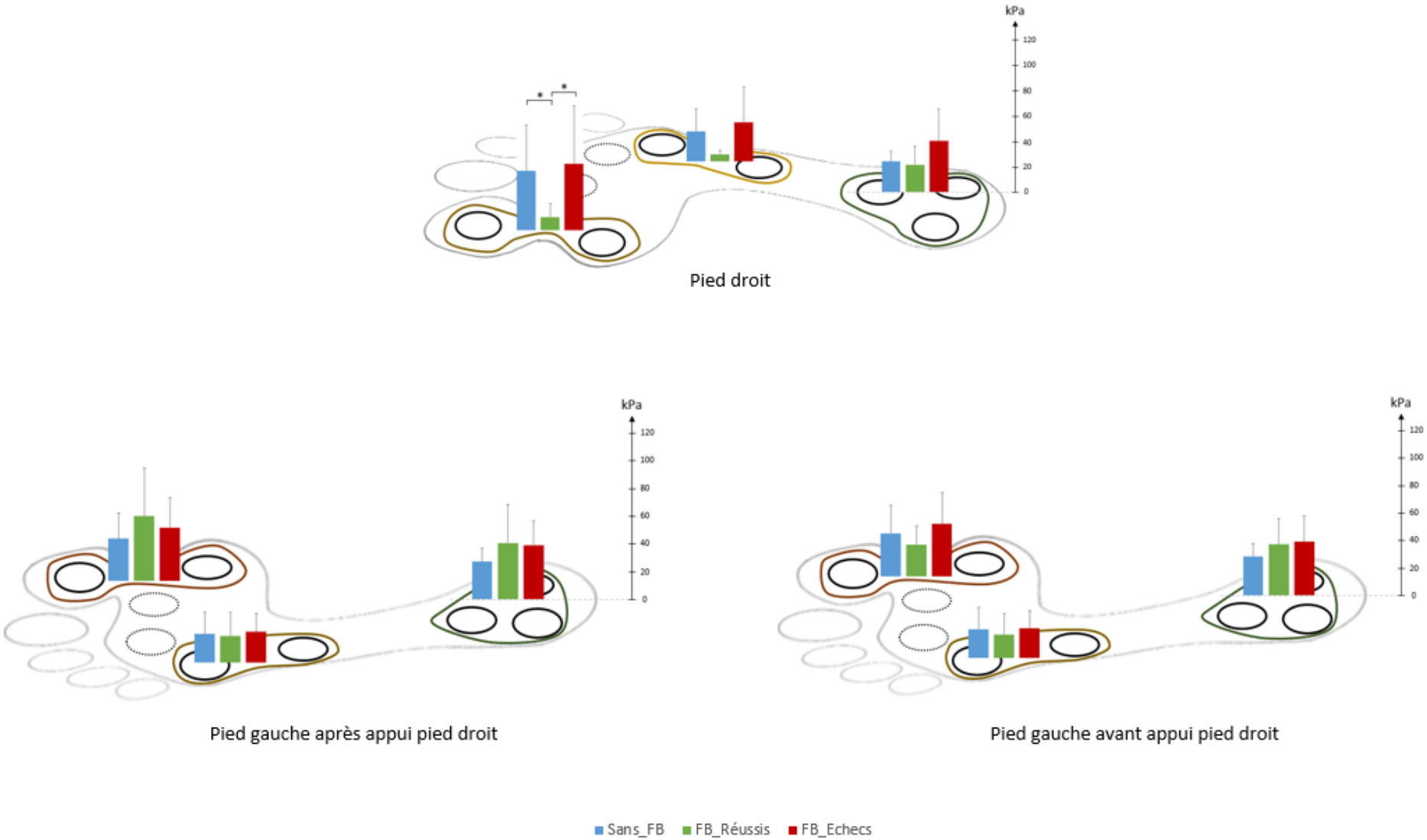


Figure 8 : Erreurs absolues moyennes lors d'un cycle Gauche-Droite-Gauche pour la condition FB_Gruss

- Annexe 5 -

Résultats de la partie III : Equations de régression des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD en fonction de $\overline{Modela - w}$ et coefficients de corrélations à partir de la base de données obtenues chez les Femmes et les Hommes par groupe de capteurs pour le pied amortisseur et propulseur.

Tableau 2 : Equations de régression des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD en fonction de $\overline{Modela - w}$ et coefficients de corrélations à partir de la base de données obtenues chez les Femmes par groupe de capteurs pour le pied amortisseur.

	G_T	**G_AL**	**G_AM**
DIM($\overline{PP}$) + 1SD	y = 6.8863x+0.2007 R^2 = 0.98	y = $0.3811x^{0.1617}$ R^2 = 0.91	y = 6.2781x+0.0968 R^2 = 0.98
DIM($\overline{PP}$)	y = 5.2763x+0.1626 R^2 = 0.99	y = $0.2894x^{0.2243}$ R^2 = 0.96	y = 4.6701x+0.0464 R^2 = 0.99
DIM($\overline{PP}$) - 1SD	y = 3.6663x+0.1246 R^2 = 0.99	y = $0.2335x^{0.4596}$ R^2 = 0.69	y = 3.0622x-0.0039 R^2 = 0.94

Tableau 3 : Equations de régression des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD en fonction de $\overline{Modela - w}$ et coefficients de corrélations à partir de la base de données obtenues chez les Femmes par groupe de capteurs pour le pied propulseur.

	G_T	**G_AL**	**G_AM**
DIM($\overline{PP}$) + 1SD	y = 6.7568x+0.2511 R^2 = 0.99	y = 0.6653x+0.1268 R^2 = 0.91	y = $0.2107e^{10.928x}$ R^2 = 0.96
DIM($\overline{PP}$)	y = 5.4029x+0.1945 R^2 = 0.99	y = 0.9299x+0.0808 R^2 = 0.99	y = $0.1328e^{12.086x}$ R^2 = 0.99
DIM($\overline{PP}$) - 1SD	y = 4.0489x+0.138 R^2 = 0.97	y = 1.1944x+0.0349 R^2 = 0.97	y = $0.056e^{15.349x}$ R^2 = 0.99

Tableau 4 : Equations de régression des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD en fonction de $\overline{Modela-w}$ et coefficients de corrélations à partir de la base de données obtenues chez les Hommes par groupe de capteurs pour le pied amortisseur.

	G_T	**G_AL**	**G_AM**
DIM($\overline{PP}$) + 1SD	y = 7.2508x+0.2331 R^2 = 0.98	y = 0.058ln(x)+0.37 R^2 = 0.97	y = $0.1983e^{9.2622x}$ R^2 = 0.99
DIM($\overline{PP}$)	y = 5.377x+0.1864 R^2 = 0.99	y = 0.057ln(x)+0.32 R^2 = 0.99	y = $0.1309e^{9.6874x}$ R^2 = 0.99
DIM($\overline{PP}$) - 1SD	y = 3.5032x+0.1396 R^2 = 0.99	y = 0.057ln(x)+0.26 R^2 = 0.99	y = $0.0638e^{10.814x}$ R^2 = 0.99

Tableau 5 : Equations de régression des Dim($\overline{PP}$) ± 1SD en fonction de $\overline{Modela-w}$ et coefficients de corrélations à partir de la base de données obtenues chez les Hommes par groupe de capteurs pour le pied propulseur.

	G_T	**G_AL**	**G_AM**
DIM($\overline{PP}$) + 1SD	y = 7.0047x+0.332 R^2 = 0.99	y = 0.055ln(x)+0.38 R^2 = 0.96	y = 3.969x+0.179 R^2 = 0.99
DIM($\overline{PP}$)	y = 6.3028x+0.2306 R^2 = 0.99	y = 0.045ln(x)+0.28 R^2 = 0.98	y = 3.318x+0.113 R^2 = 0.99
DIM($\overline{PP}$) - 1SD	y = 5.6009x+0.1292 R^2 = 0.99	y = 0.035ln(x)+0.18 R^2 = 0.95	y = 2.667x+0.047 R^2 = 0.99

- Annexe 6 -

Résultats de la partie III : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Femmes et les Hommes par groupe de capteurs pour le pied propulseur et amortisseur.

Tableau 6 : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Femmes par groupe de capteurs pour le pied amortisseur.

	m/s	**Nfr**	**Modela-w**
G_T	$y = 0.1332e^{1.0944x}$ $R^2 = 0.87$	$y = 2.144x+0.1679$ $R^2 = 0.85$	$y = 0.2181e^{11.145x}$ $R^2 = 0.87$
G_AL	$y = 0.1271x^{0.9837}$ $R^2 = 0.37$	$y = 0.3803x^{0.4979}$ $R^2 = 0.38$	$y = 0.6477x^{0.5374}$ $R^2 = 0.39$
G_AM	$y = 0.3966x-0.1031$ $R^2 = 0.51$	$y = 1.5662x+0.0958$ $R^2 = 0.48$	$y = 3.955x+0.0804$ $R^2 = 0.49$

Tableau 7 : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Femmes par groupe de capteurs pour le pied propulseur.

	m/s	**Nfr**	**Modela-w**
G_T	$y = 0.1404e^{1.1243x}$ $R^2 = 0.88$	$y = 2.283x+0.1878$ $R^2 = 0.90$	$y = 5.7588x+0.1643$ $R^2 = 0.90$
G_AL	$y = 0.1256x^{0.8888}$ $R^2 = 0.66$	$y = 0.3314x^{0.4416}$ $R^2 = 0.67$	$y = 0.5264x^{0.4739}$ $R^2 = 0.68$
G_AM	$y = 0.3554x-0.089$ $R^2 = 0.54$	$y = 1.4541x+0.0844$ $R^2 = 0.57$	$y = 3.663x+0.0697$ $R^2 = 0.57$

Tableau 8 : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Hommes par groupe de capteurs pour le pied amortisseur.

	m/s	**Nfr**	**Modela-w**
G_T	$y = 0.5594x-0.0969$ $R^2 = 0.66$	$y = 2.333x+0.1838$ $R^2 = 0.69$	$y = 5.8694x+0.1604$ $R^2 = 0.70$
G_AL	$y = 0.1327x^{0.8096}$ $R^2 = 0.37$	$y = 0.319x^{0.391}$ $R^2 = 0.36$	$y = 0.4796x^{0.4193}$ $R^2 = 0.36$
G_AM	$y = 0.2297x-0.0004$ $R^2 = 0.32$	$y = 0.9847x+0.1114$ $R^2 = 0.35$	$y = 2.4798x+0.1014$ $R^2 = 0.36$

Tableau 9 : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de la vitesse (m/s), de Nfr et de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Hommes par groupe de capteurs pour le pied propulseur.

	m/s	**Nfr**	**Modela-w**
G_T	$y = 0.6001x-0.0495$ $R^2 = 0.67$	$y = 2.4752x+0.2599$ $R^2 = 0.70$	$y = 6.2788x+0.2325$ $R^2 = 0.71$
G_AL	$y = 0.1289x^{0.8381}$ $R^2 = 0.24$	$y = 0.3166x^{0.3996}$ $R^2 = 0.23$	$y = 0.4857x^{0.432}$ $R^2 = 0.23$
G_AM	$y = 0.3053x-0.0234$ $R^2 = 0.49$	$y = 1.2243x+0.1384$ $R^2 = 0.49$	$y = 3.0971x+0.1254$ $R^2 = 0.49$

- Annexe 7 -

Résultats de la partie III : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Femmes et les Hommes par capteurs pour le pied propulseur et amortisseur.

Tableau 10 : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Femmes par capteurs pour le pied propulseur et amortisseur

	Pied Amortisseur	***Pied Propulseur***
Capteur1	$y = 2.044x+0.0569$ $R^2 = 0.44$	$y = 0.9233x+0.071$ $R^2 = 0.10$
Capteur 2	$y = 0.8216x^{0.7358}$ $R^2 = 0.35$	$y = 0.4978x^{0.5837}$ $R^2 = 0.55$
Capteur 3	$y = 0.7587x^{0.5603}$ $R^2 = 0.47$	$y = 1.1168x^{0.6447}$ $R^2 = 0.53$
Capteur 4	$y = 1.6153x^{0.6993}$ $R^2 = 0.72$	$y = 1.6392x^{0.7232}$ $R^2 = 0.67$
Capteur 5	$y = 1.082x^{0.7289}$ $R^2 = 0.50$	$y = 1.3177x^{0.7631}$ $R^2 = 0.66$
Capteur 6	$y = 0.1071x^{0.2668}$ $R^2 = 0.31$	$y = 0.154x^{0.3213}$ $R^2 = 0.35$
Capteur 7	$y = 2.233x+0.0444$ $R^2 = 0.81$	$y = 2.4491x+0.0563$ $R^2 = 0.88$
Capteur 8	$y = 1.424x+0.0763$ $R^2 = 0.60$	$y = 0.6742x^{0.5709}$ $R^2 = 0.45$
Capteur 9	$y = 1.3814x^{0.7626}$ $R^2 = 0.78$	$y = 1.1769x^{0.6432}$ $R^2 = 0.70$

Tableau 11 : Equations de régression à partir de l'ensemble des valeurs de Dim(PP) en fonction de Modela-w et coefficients de corrélations chez les Hommes par capteurs pour le pied propulseur et amortisseur

	Pied Amortisseur	***Pied Propulseur***
Capteur1	$y = 0.6603x+0.0537$ $R^2 = 0.15$	$y = 1.5213x+0.0502$ $R^2 = 0.32$
Capteur 2	$y = 0.048\ln(x)+0.272$ $R^2 = 0.23$	$y = 0.2961x^{0.3437}$ $R^2 = 0.15$
Capteur 3	$y = 0.110\ln(x)+0.551$ $R^2 = 0.52$	$y = 0.9211x^{0.5195}$ $R^2 = 0.62$
Capteur 4	$y = 1.5544x+0.1091$ $R^2 = 0.28$	$y = 1.7568x+0.1008$ $R^2 = 0.42$
Capteur 5	$y = 1.9966x+0.05$ $R^2 = 0.49$	$y = 1.9362x+0.0701$ $R^2 = 0.48$
Capteur 6	$y = 0.4634x^{0.614}$ $R^2 = 0.37$	$y = 0.037e^{7.9558x}$ $R^2 = 0.15$
Capteur 7	$y = 2.5973x+0.0526$ $R^2 = 0.77$	$y = 2.4295x+0.0682$ $R^2 = 0.66$
Capteur 8	$y = 1.7306x+0.0661$ $R^2 = 0.48$	$y = 1.8394x+0.0933$ $R^2 = 0.39$
Capteur 9	$y = 2.4116x+0.0411$ $R^2 = 0.55$	$y = 2.4419x+0.0749$ $R^2 = 0.73$

Titre : Biofeedback pour l'optimisation de la locomotion : Conception et validation d'un système embarqué d'évaluation de la locomotion à partir des pressions plantaires.

Résumé :

Avec le projet nommé « Dynalyser », la société MEDICAPTEURS (France, Balma) et le laboratoire PRISSMH EA4561 (Université Paul Sabatier, Toulouse III) ont obtenu un financement du Conseil Régional Midi-Pyrénées (AO AGILE-IT 2012) pour mettre au point un nouveau système embarqué de mesure des pressions plantaires. Composé d'un système communiquant sans fil avec 9 capteurs isolés par pied il permet, à partir d'un smartphone, de retourner sous la forme consciente d'une mélodie sonore (3 sons) les informations de pressions plantaires. L'objectif de ce système est d'informer en temps réel (détection de zones d'hyperpression ou au contraire, d'une absence de pression) et de conforter ou suppléer les moyens de détection naturelle pour un contrôle de l'appui plantaire dans des activités cliniques ou sportives. ***Dans un premier temps***, une étude a permis de développer et de valider une méthode de placement des capteurs isolés à partir de la résultante des forces enregistrées par chaque capteur comparée à la force externe mesurée par une plateforme de forces. Les résultats ont mis en évidence des corrélations élevées entre les données de la plateforme de forces (centre des pressions et force verticale de réaction (Fz)) et celles du Dynalyser (barycentre des pressions et Fz), confirmant la pertinence et la nécessité d'un tel placement pour une analyse de certains paramètres biomécanique de la marche aussi précise que celle permise par des systèmes éprouvés d'analyse du mouvement. ***Dans un second temps***, le développement de la partie logicielle permettant un retour sonore a été réalisé. Une étude vérifiant la faisabilité d'une modulation de l'appui plantaire grâce au biofeedback (BFB) a été menée sur une population saine. Reprenant le principe d'un retour en « Do majeur » (FB_Gruss) validé pour son intelligibilité, les résultats révèlent une difficulté des participants à s'approprier rapidement le FB_Gruss lors de la marche. Ces observations mettent en évidence la difficulté à traiter plusieurs informations dans un laps de temps très bref (le contact pied-sol). Par ailleurs, une variabilité naturelle importante est observée sous certaines zones (partie latérale et surtout médiale de l'avant-pied). Elle est quelque fois supérieure à la marge de tolérance mise en place pour déclencher les sons et perturbe la quantification des appuis réussis. Les résultats obtenus sont prometteurs car ils révèlent, de plus, l'absence d'effet délétère du BFB sur la répartition des pressions plantaires ipsi et controlatérale. ***Dans un troisième temps***, un modèle de prédiction des pics de pressions plantaires en fonction des paramètres spatio-temporels adimensionnels (Nombre de Froude, de Strouhal et de Modela-w) a été développé. Le but est d'obtenir un système autonome, capable de moduler une mélodie en comparant les valeurs de pics de pressions obtenues en temps réel à celles du modèle de référence. Les premiers résultats révèlent une prédiction élevée des pressions sous les zones qui servent au BFB ($R^2 > 0.95$). Ce modèle devra être validé pour être incorporé au logiciel afin d'obtenir un dispositif totalement autonome permettant d'informer en temps réel de la distribution des pressions plantaires dans un contexte clinique ou sportif.

Mots clés : Système embarqué, pressions plantaires, baropodométrie, biofeedback auditif, marche, biomécanique, contrôle moteur.