



**HAL**  
open science

## Development and test of a new plantar pressure control device for foot unloading

Virginie Femery, Francois J Potdevin, A. Thevenon, Pierre Moretto

### ► To cite this version:

Virginie Femery, Francois J Potdevin, A. Thevenon, Pierre Moretto. Development and test of a new plantar pressure control device for foot unloading. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 2008, 51 (4), pp.231-237. 10.1016/j.annrmp.2008.01.007 . hal-04396143

**HAL Id: hal-04396143**

**<https://hal.science/hal-04396143v1>**

Submitted on 16 Jan 2024

**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.

Copyright

# Élaboration et validation d'un nouveau dispositif de surveillance des pressions plantaires : application à la décharge du pied

## Development and test of a new plantar pressure control device for foot unloading

V. Femery<sup>a</sup>, F. Potdevin<sup>a,c</sup>, A. Thevenon<sup>b</sup>, P. Moretto<sup>a,\*,d</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire d'études de la motricité humaine, faculté des sciences du sport et de l'éducation physique, EA 3608, université du droit et de la santé de Lille-2, 9, rue de l'Université, 59790 Ronchin, France

<sup>b</sup> Service de médecine physique et de réadaptation, hôpital Swynghedauw, centre hospitalier régional universitaire de Lille, Lille, France

<sup>c</sup> Unité de recherche sur l'évolution des comportements et des apprentissages, université Charles-de-Gaulle,

B.P. 149, 59653 Villeneuve d'Ascq cedex, France

<sup>d</sup> Laboratoire d'automatique, de mécanique et d'informatique industrielles et humaines, UMR-CNRS 8530, Valenciennes, France

### Résumé

**Objectifs.** – Valider un nouvel appareil de surveillance des pressions plantaires capable de détecter, en temps réel, des hyperpressions et permettre à l'utilisateur un autocontrôle des événements dynamiques à l'interface pied–chaussure–sol. Le but de cette étude est de vérifier la faisabilité d'une décharge intentionnelle et partielle de la première tête métatarsienne.

**Matériel et méthode.** – Huit sujets sains sont équipés de capteurs de pression plantaire intégrés à des semelles individualisées. Les sujets ont pour consigne de soulager la mise en charge sous la première tête métatarsienne du pied droit. Le seuil de décharge est fixé à –5 % du pic de pression enregistré en condition standard. Suivant les essais, des signaux visuels et sonores informent le sujet d'une décharge excessive, insuffisante ou correcte.

**Résultats.** – Cinq sujets sur huit parviennent à modifier significativement leur patron de marche et soulager la mise en charge de 5 % sous la première tête métatarsienne. La décharge est effective dans 70,7 % des cas. Toutefois, les sujets ont spontanément tendance à décharger la première tête métatarsienne au-delà du seuil imposé (48,2 % des cas).

**Discussion – conclusion.** – Les résultats montrent la faisabilité d'une décharge intentionnelle et partielle du pied par biofeedback, mais soulignent la difficulté des sujets à maîtriser un contrôle fin et précis de cette décharge. La réadaptation par biofeedback baropodométrique est centrée sur les capacités de transformation du comportement locomoteur du sujet. Elle pourrait être utilisée dans la prévention primaire et secondaire des maux perforants plantaires des patients diabétiques.

### Abstract

**Objective.** – To validate a new plantar pressure control device able to detect excessive plantar pressure on-line and to improve the subject's awareness of the gait pattern in order to correct and optimize the load distribution patterns. The aim of this study was to verify the feasibility of a deliberate and partial unload of the first metatarsal head.

**Material and method.** – Eight healthy subjects were equipped with the plantar pressure sensors integrated in customized insoles. They were told to unload the first metatarsal head of the right foot by 5%. During the trials, the auditory and visual signals inform the subject of an excessive, insufficient or correct unload.

**Results.** – Five subjects over eight succeeding in modifying significantly their gait pattern and in unloading by 5% the first metatarsal head. The unload is effective in 70.7% of the trials. However, the subjects were spontaneously inclined to reduce peak pressure under the first metatarsal head beyond the critical peak plantar pressure threshold (48.2% of the trials).

*Discussion – conclusion.* – The results showed the feasibility of a partial and deliberate foot unloading in using biofeedback device but emphasized the subject's difficulty to control a discriminated and accurate unload of the first metatarsal head. That points out the necessity of learning period. The baropodometric biofeedback rehabilitation focuses on the subject's capacities to modify its own locomotor pattern. It would be used as primary and secondary prevention means of diabetic foot ulceration.

© 2008 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

*Mots clés :* Marche ; Pressions plantaires ; Contrôle moteur ; Décharge du pied ; Biofeedbacks

*Keywords:* Gait; Plantar pressure; Motor control; Foot unloading; Augmented sensory feedback

---

## 1. Introduction

En rééducation fonctionnelle, les moyens d'évaluation de la performance locomotrice d'un patient sont le plus souvent verbaux et ont l'inconvénient d'être peu précis et subjectifs. Lorsque des systèmes permettant les analyses cinématique et cinétique du mouvement sont employés, la précision et l'objectivité des informations sont réelles. Cependant, le temps de traitement des données enregistrées impose une prise en compte a posteriori des données par le patient [15]. De ce fait, les seules sources d'information directement accessibles au sujet au cours de l'action proviennent essentiellement des voies proprioceptives et extéroceptives. Ce type d'information représente un caractère faiblement conscient et très difficilement décelable et quantifiable par le sujet à plus forte raison s'il s'agit de patients présentant un déficit sensitif.

En effet, lorsqu'un sujet est privé des afférences sensitives provenant des récepteurs périphériques, les boucles de rétroaction intrinsèques sont interrompues. Le sujet n'est alors plus informé de la nécessité de modifier et adapter son patron de marche aux contraintes internes et environnementales. Pour cela, des aides d'entraînement à la marche, basées sur le principe de bouclage bioréactif externe (BBRE) sont développées [3,4,7–10,18,20]. Les systèmes de BBRE, en substituant les informations sensorielles déficientes par des feedbacks (FB) augmentés, retournés en temps réel, offrent aux patients une méthode permettant de corriger l'appui du pied au sol. Cette suppléance artificielle permet de suppléer une boucle de contrôle défaillante. Le sujet, dès lors informé sur les effets de sa propre activité, a la possibilité de prendre en compte des rétro-informations, le plus souvent visuelles et sonores, pour corriger ou ajuster son action. L'utilisation d'une telle technique pourrait trouver toute sa signification dès lors qu'il s'agit de prévenir la formation de maux perforants plantaires chez les patients diabétiques atteints d'une neuropathie sensitivomotrice. La neuropathie diabétique est connue comme facteur de risque important dans la survenue des complications podologiques des sujets diabétiques et s'observe chez 50 % des patients après 15 ans d'évolution de la maladie [11,12].

Walker et al. [21] ont développé un appareil de BBRE permettant aux sujets diabétiques de prendre conscience des événements dynamiques à l'interface pied–sol. Le but de ce matériel est d'assurer aux patients un autocontrôle des patrons de mise en charge lors de la phase d'appui. Wertsch et al. [22], Abu-Faraj et al. [1] et plus récemment, Pataky et al. [16]

élaborent un système de mesure des pressions plantaires capable de fonctionner en autonomie pendant huit jours et lors des activités de la vie quotidienne. Ce dispositif intègre des capteurs de pression plantaire placés dans une semelle. Chaque fois que la mise en charge sous les zones du pied jugées à risque excède un seuil de pression plantaire préalablement déterminé, un signal sonore est retourné à l'utilisateur. L'objectif étant d'induire un changement du schéma de marche pour éviter les feedbacks sonores.

Femery et al. [6] ont développé un dispositif de bouclage bioréactif baropodométrique (BBRB) innovant qui associe au signal sonore des feedback visuels. Sur un écran placé en face du sujet, apparaît une empreinte plantaire où sont figurés les emplacements des capteurs de pression positionnés sous la sole plantaire. À côté de l'empreinte plantaire, une échelle de couleur précise l'intensité de la pression exercée sous chaque zone du pied. Le sujet possède donc deux sources d'informations distinctes pour optimiser les performances de décharge du pied au cours de la marche. Le dispositif de BBRB enregistre chaque pas que fait le sujet et contrôle la décharge partielle et volontaire du pied pour fournir à l'utilisateur un autocontrôle de sa performance locomotrice.

Cette étude reprend la méthodologie précédente en corrigeant les limites observées en vue d'une application aux sujets diabétiques. Elle présente, un appareil de surveillance des pressions plantaires capable de renvoyer, en temps réel, des signaux visuels et sonores en cas de détection de pics de pression plantaire excessifs. Dans le cadre de la prévention des lésions du pied diabétique, nous proposons, d'une part, une instrumentation différente, notamment dans le choix des capteurs de pression et, d'autre part, un protocole d'étude original destiné à limiter les décharges excessives. Une première partie décrit la mise au point du dispositif de BBRB tandis qu'une seconde partie présente un essai de validation sur une cohorte de sujets sains.

## 2. Instrumentation

Plusieurs composants ont été nécessaires au développement du dispositif de BBRB.

### 2.1. Les capteurs de pression

La première étape consistait à sélectionner les capteurs de pression qui pouvaient correspondre aux différents impératifs imposés par la spécificité de l'étude. Les capteurs doivent être de petit diamètre afin d'être positionnés précisément sous des

zones clés de la sole plantaire. Ils doivent être le plus fin possible afin, d'une part, de ne pas être perçu par le sujet pendant les tests de marche et ne pas altérer la marche naturelle et, d'autre part, éviter de blesser le pied ou créer des hyperpressions surajoutées. Ces prérogatives techniques ont éliminé un grand nombre de capteurs disponibles sur le marché, particulièrement les systèmes qui utilisent des jauges de contraintes, considérées trop rigides et épaisses. Les dispositifs de surveillance des pressions plantaires précédemment développés [1,6,16,22] intègrent des cellules de force appelées les *Force Sensing Resistor* (FSR). Toutefois, les caractéristiques techniques des FSR nous paraissent insuffisantes pour les futures applications cliniques envisagées, telles que la prévention des lésions plantaires des sujets diabétiques. En effet, la reproductibilité des mesures des FSR est estimée à plus ou moins 15 % [14]. Cela pose donc un problème si une décharge inférieure à ce pourcentage est envisagée. Les capteurs FSR ne prennent en compte que les contraintes mécaniques verticales et ignorent les forces de cisaillement qui sont actuellement envisagées, au même titre que les hyperpressions, comme facteur de risque mécanique des lésions plantaires du diabétique [13,17,23,24].

Les FSR possèdent une mémoire, notamment pour des durées d'actionnement très courtes, comme le temps de contact d'un pas ( $\approx 650$  ms), laquelle induit une surestimation des pics de pression à chaque pas que fait le sujet. Ainsi, les capteurs hydrocellulaires Paromed<sup>®</sup> (Paromed, Kraemer, Medizintechnik GmbH, D-83115 Markt Neubeuern, Allemagne) plus fiables, sont préférés aux capteurs FSR. L'hydrocellule est un capteur piézorésistif composé d'un élément électronique (Pont de Wheatstone) intégré à une capsule remplie d'un fluide incompressible. L'augmentation de la résistance des condensateurs du pont de Wheatstone permet une quantification de la pression. Quelle que soit la direction des forces d'action sur l'hydrocellule, la pression engendrée dans le milieu aqueux est identique en tout point. Les caractéristiques techniques de l'hydrocellule Paromed<sup>®</sup>, sont présentées dans le Tableau 1. Afin de mieux caractériser les données fournies par les capteurs, chaque hydrocellule est étalonnée selon un protocole rigoureusement identique à l'aide d'une balance romaine. La réponse des capteurs est linéaire et chaque équation de courbe résultant de l'étalonnage est intégrée au programme d'explo-

Tableau 1  
Caractéristiques techniques de l'hydrocellule Paromed<sup>®</sup>

Dimensions	
Diamètre	22 mm
Diamètre de la surface active	18 mm
Épaisseur	3 mm
Étendue de la mesure	0 à 625 kPa
Incertitude	$\pm 1$ %
Stabilité	$\pm 2$ % (à 400 kPa, déviation = 2,5 kPa)
Hystérésis	0,1 kPa
Prend en compte les contraintes verticales (Fz) et les forces de cisaillement (Fx).	Oui

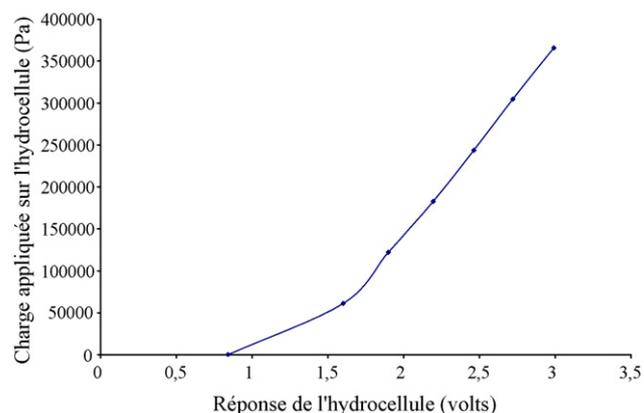


Fig. 1. Courbe d'étalonnage caractéristique d'une hydrocellule Paromed<sup>®</sup>.

tation des boucles de rétrocontrôle. La relation entre stimulation mécanique et réponse du capteur est jugée satisfaisante ( $R^2 \geq 0,94$ ) (Fig. 1). La dérive de la réponse du capteur dans le temps est également vérifiée pour chacune des hydrocellules et peut être considérée comme négligeable.

Les capteurs sont intégrés à une semelle fabriquée sur mesure pour chacun des sujets. Les semelles sont par la suite glissées dans des chaussons souples exempts de voûte plantaire (type ballerine de gymnastique artistique). Il apparaît que cette solution soit la plus efficace pour éviter d'endommager les capteurs ou arracher les connexions et éviter la migration des capteurs sous le pied pendant les tests de marche.

## 2.2. Placement des capteurs de pression

Afin d'identifier les zones de pression maximale et placer précisément les hydrocellules sous ces zones, les sujets réalisent un passage pied-nus sur une plate-forme de pression Footscan<sup>®</sup> (RSscan International, B-2250 Olen, Belgique). Six zones sont identifiées : les bords latéral et médial du talon (TL et TM), les cinquième, troisième et première têtes métatarsiennes (M5, M3 et M1) et l'hallux. Afin de mieux analyser la redistribution des pressions plantaires après décharge, un capteur supplémentaire est positionné sous le bord latéral du médiopied (ML). Les pressions plantaires sont donc mesurées sous sept zones clés du pied. Une image de l'empreinte plantaire à l'échelle 1/1 est imprimée et reportée directement sur une semelle de même épaisseur que les hydrocellules. Une perforation de la semelle à l'emporte pièce permet ensuite d'intégrer les capteurs et personnaliser la semelle (Fig. 2).

## 2.3. La chaîne d'acquisition des mesures

Un système d'acquisition des mesures, porté à la ceinture, a été utilisé pour enregistrer les pressions pendant des sessions d'enregistrement de 30 secondes. La fréquence d'acquisition est fixée à 100 Hz. Un ordinateur portable de marque Toshiba permet, par l'intermédiaire d'une carte d'acquisition de type PCMCIA, l'acquisition et le contrôle des données. Entre les capteurs de pression et la carte d'acquisition, est placée une

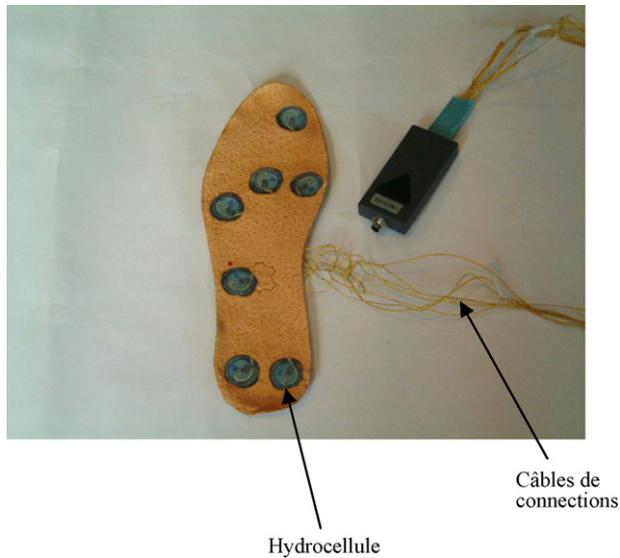


Fig. 2. Placement des hydrocellules dans les semelles (sept hydrocellules par semelle).

unité d'amplification et de conditionnement permettant de linéariser et amplifier les signaux de sortie. Un convertisseur d'une résolution de 16 bits est capable de convertir huit entrées analogiques différentes en données digitales à une fréquence maximale de 200 kHz. Les données digitales sont alors exploitées en temps réel par le dispositif de BBRB, puis ensuite stockées dans l'ordinateur pour des analyses ultérieures.

## 2.4. Les boucles de rétro-informations

La dernière étape dans la mise au point du dispositif de BBRB était de trouver le moyen simple et efficace de renseigner le sujet sur sa mise en charge lors de la phase d'appui. La présentation de l'information doit être attrayante, claire, précise et comporter une charge émotionnelle [2]. Selon Schmidt [19], les capacités de traitement de l'information et de mémoire des sujets sont limitées. Un sujet ne peut corriger de façon très efficace l'action suivante que si le feedback concerne un seul paramètre de l'organisation motrice. Ainsi, le paramètre baropodométrique retourné au sujet est le pic de pression plantaire. Pour cela, deux types de feedbacks extrinsèques, sonores et visuels, seront retournés au sujet.

### 2.4.1. Les FB sonores

Les feedbacks sonores sont renvoyés au sujet par l'intermédiaire de deux enceintes. Chacun des sept capteurs, du talon à l'hallux, est associé à une tonalité spécifique selon une gamme de tonalités des plus graves aux plus aiguës. Dans les modèles de BBRB proposés antérieurement [1,16,22], le signal sonore retentit chaque fois que la pression exercée sous la zone concernée par la décharge excède un seuil de pression critique ( $PP_{CR}$ ) déterminé au préalable. À la lecture des résultats, il apparaît que pour éviter l'alarme sonore, ressentie comme une punition, les sujets ont tendance à décharger excessivement. Cette stratégie de décharge s'accompagne d'une redistribution significativement perturbée des pics de pression sous les autres

zones de l'empreinte plantaire. Afin de limiter les décharges excessives et amener les sujets à un contrôle plus fin de la décharge du pied, un pic de pression critique minimum ( $PP_{CRmin}$ ) et maximum ( $PP_{CRmax}$ ) sont calculés et encadrent le  $PP_{CR}$  à plus ou moins 2,5 %. Le signal sonore retentit lorsque le pic de pression en condition de décharge ( $PP_{CD}$ ) excède le  $PP_{CRmax}$  et informe le sujet que la décharge est insuffisante.

### 2.4.2. Les FB visuels

Afin d'affiner la connaissance du résultat, des rétro-informations visuelles sont ajoutées aux feedback sonores. La rétro-information visuelle, retournée sur un écran de contrôle placé devant le sujet, consiste en une empreinte du pied où sont figurés les emplacements des sept hydrocellules Paromed<sup>®</sup>. À côté de l'empreinte, une échelle de couleur précise l'intensité de la pression exercée sous chaque zone du pied. Trois couleurs sont retournées au sujet. La couleur bleue informe le sujet que le  $PP_{CD}$  est inférieur au  $PP_{CRmin}$ . La décharge est excessive et le pas est considéré comme « échec ». Le vert informe le sujet que le  $PP_{CD}$  se situe entre le  $PP_{CRmin}$  et le  $PP_{CRmax}$ . À plus ou moins 2,5 %, le  $PP_{CD}$  est égal au  $PP_{CR}$ . La décharge est optimale et le pas est considéré comme « réussi ». Le rouge informe le sujet que le  $PP_{CD}$  est supérieur au  $PP_{CRmax}$ . La décharge est insuffisante et le pas est considéré comme « échec ». Chacun des sept capteurs peut être sélectionné séparément de façon à préciser la consigne de décharge et renvoyer la rétro-information visuelle sous la ou les zones jugées pertinentes.

Ainsi, le feedback sonore agit comme une alarme et prend une valeur de renforcement négatif tandis que le feedback visuel en permettant au sujet de situer l'intensité du pic de pression sur l'échelle de couleur joue un rôle informatif et prend une valeur de renforcement positif (Fig. 3).

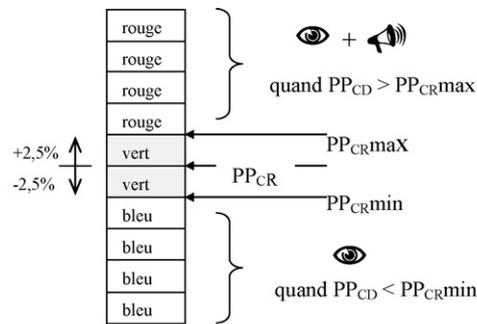
## 3. Protocole expérimental

### 3.1. Population

Huit sujets sains et volontaires ont participé à l'étude. Le groupe est composé de deux filles et six garçons d'âge moyen de  $22,8 \pm 1,8$  ans, de taille moyenne de  $174,9 \pm 2,2$  cm et de masse moyenne de  $65,5 \pm 6,4$  kg. Tous ont accepté les conditions précisées dans le formulaire d'information. Les sujets présentant une particularité (pied plat ou pied creux), blessés ou ayant subi une opération des membres inférieurs depuis moins de deux ans n'ont pas été retenus pour l'étude.

### 3.2. Protocole des tests de marche

Les sujets ont pour consigne de soulager la mise en charge sous la première tête métatarsienne, zone communément considérée à risque dans la formation des maux perforants plantaires [4,5,27]. Seul le pied droit est concerné par la décharge fixée à -5 % des pressions enregistrées en condition standard. En effet, selon De Vita et Bates [5], une diminution de 5 % du pic de pression sous la première tête métatarsienne aurait une incidence biomécanique favorable au-delà de 25 pas.



$PP_{CD}$  : pic de pression obtenu en condition de décharge;  $PP_{CR}$  : pic de pression critique;  $PP_{CRmin}$  : pic de pression critique minimum;  $PP_{CRmax}$  : pic de pression critique maximum. : rétro-information visuelle, : rétro-information sonore

Fig. 3. Schéma explicatif des boucles de rétro-informations.  $PP_{CD}$  : pic de pression obtenu en condition de décharge ;  $PP_{CR}$  : pic de pression critique ;  $PP_{CRmin}$  : pic de pression critique minimum ;  $PP_{CRmax}$  : pic de pression critique maximum. : rétro-information visuelle, : rétro-information sonore.

L'ensemble des tests de marche est réalisé sur un tapis roulant (Technogym, 59 143 Vélizy, France) à la vitesse confortable de  $1,10 \text{ m s}^{-1}$ . Un premier enregistrement permet de décrire la distribution des pressions plantaires et de déterminer la valeur des pics de pression en condition standard ( $PP_{CS}$ ). La durée de ce test est de 30 secondes et permet l'enregistrement de 20 pas droits et gauches. Un programme informatique permet la lecture des pics de pression de chaque pas et moyenne l'ensemble des 20 pas droits enregistrés afin de calculer les valeurs  $PP_{CR}$ . Ces données sont ensuite mémorisées dans le programme d'exploitation des boucles de rétro-information. Les sujets disposent alors de six passages pour satisfaire la consigne de décharge de la première tête métatarsienne (M1). Chaque passage, espacé de deux minutes, dure 30 secondes et permet l'enregistrement des pressions plantaires de 22 cycles de marche consécutifs, soit 11 pas droits et gauches. Ainsi, au terme des six passages, un total de 66 pas droits et 66 pas gauches est enregistré.

### 3.3. Analyses statistiques

Pour l'ensemble des analyses, sont distingués le pied déchargé (pied droit) et le pied controlatéral à la décharge (pied gauche). Une moyenne ( $\pm$  écart-type) des pas enregistrés lors de chaque passage est réalisée pour les huit sujets. La normalité de l'ensemble des données est mesurée par le test de Shapiro-Wilks. Lorsque la distribution est normale, une Anova à mesures répétées est appliquée à la comparaison des  $PP_{CS}$  avec les  $PP_{CD}$ . L'homogénéité de la variance ou sphéricité, est vérifiée par le test de Mauchly. Lorsque la sphéricité est violée ( $p < 0,05$ ), l'ajustement des degrés de liberté est réalisé par la procédure de Greenhouse et Geisser lorsque la moyenne des epsilons calculés pour chaque procédure est supérieure à 0,75. Dans le cas contraire, l'ajustement s'effectue par la procédure de Hyun-Feld. Le test posthoc utilisé est le test de Bonferroni puisque le nombre de comparaison est supérieur à cinq.

Dans le cas où l'Anova ne permettrait pas de distinguer un effet « essai », un deuxième traitement statistique est envisagé.

Une moyenne des 66  $PP_{CD}$  sera réalisée et un test de Student permettra de comparer les  $PP_{CS}$  aux  $PP_{CD}$ . Seuls, les sujets ayant satisfait la consigne de décharge à chaque passage, seront concernés par la suite de l'analyse. Ainsi, les sujets « en réussite » seront différenciés des sujets « en échec ». Ce deuxième traitement statistique doit permettre de vérifier l'existence d'une stratégie de décharge commune à l'ensemble des sujets « en réussite ».

## 4. Résultats

L'Anova à mesures répétées ne montre pas de différences statistiquement significatives entre les essais en condition de décharge. Il n'existe donc pas d'effet « essai » pour la décharge de 5 % de la première tête métatarsienne. Le test de Student est appliqué à la comparaison des pics de pression obtenus en condition standard et en condition de décharge.

Si l'ensemble des sujets a compris le fonctionnement du dispositif de BBRB, tous ne sont pas parvenus à mettre en place une stratégie locomotrice permettant de satisfaire la consigne de décharge. En effet, trois sujets sont tenus en échec. Une période de familiarisation et d'entraînement plus longue avec le dispositif de BBRB est à envisager.

Ainsi, seuls cinq sujets ont satisfait la consigne et sont parvenus à soulager la mise en charge sous M1, à chaque essai, en respectant le seuil de  $-5 \% \pm 2,5 \%$ . Il s'agit des sujets 2, 5, 6, 7 et 8. Les résultats sont reportés dans le [Tableau 2](#). Les pas réussis sont distingués des pas échec. Si le pic de pression enregistré sous M1 lors de la décharge égal  $PP_{CR}$  ou se situe entre le  $PP_{CRmin}$  et le  $PP_{CRmax}$ , le pas est considéré comme réussi. À l'inverse, si le pic de pression enregistré sous M1 est supérieur au pic de pression critique maximum la décharge est insuffisante. De même, si le pic de pression enregistré sous M1 est inférieur au pic de pression critique minimum, la décharge est excessive et le pas est considéré comme échec.

Le pourcentage de pas réussis moyen est de 22,4 %. Ce résultat apparaît faible comparé aux pourcentages de pas échec et reflète la difficulté des sujets à soulager la mise en charge

Tableau 2

Résultats obtenus sous le pied déchargé lors de la décharge de  $-5\%$  de la première tête métatarsienne

Sujet	Pas réussi		Pas échec			
	PP <sub>CD</sub> = PP <sub>CR</sub>		PP <sub>CD</sub> < PP <sub>CR</sub>		PP <sub>CD</sub> > PP <sub>CR</sub>	
	% de pas réussis	% de décharge	% de pas échec	% de décharge	% de pas échec	% de décharge
2	19	6,52	48	31,97	33	Surcharge 11,34 %
5	14	6,17	48	28,46	38	Surcharge 17,02 %
6	26	7,03	59	31,73	15	Surcharge de 5,3 %
7	23	7,17	42	32,40	35	Surcharge de 9,85 %
8	30	6,74	44	25,51	26	Surcharge 16,33 %

L'ensemble des résultats, exprimé en pourcentage, caractérise les différences observées entre les pics de pression sous M1 en condition de décharge et en condition standard. Les pas échecs sont différenciés selon que la décharge est excessive (PP<sub>CD</sub> < PP<sub>CR</sub>) ou insuffisante (PP<sub>CD</sub> > PP<sub>CR</sub>) par rapport au seuil de décharge imposé.

sous M1 de façon très précise. En effet, le plus souvent la décharge est excessive, soit 48,2 % des pas échec enregistrés. Dans l'autre cas, la décharge est insuffisante, soit 29,4 % des pas enregistrés. Le seuil de décharge étant minime, il n'est pas surprenant de constater que certains pics de pression en condition de décharge excèdent non seulement les pics de pression critique (PP<sub>CD</sub> > PP<sub>CR</sub>), mais surtout les pics de pression enregistrés en condition standard (PP<sub>CS</sub>). De ce fait, une surcharge sur M1 est observée au lieu de la décharge de  $-5\%$  attendue. Une stratégie de décharge commune aux cinq sujets « en réussite » n'a pas pu être identifiée.

## 5. Discussion

La marche est un domaine d'activité motrice où le rôle du feedback artificiel peut s'avérer important, car les réafférences visuelles demeurent exclues du champ de la vision. Les cliniciens ont centré leur attention sur le contrôle de l'équilibre, l'amélioration des paramètres spatiotemporels du cycle de marche, la répartition du poids de corps sur les appuis et la symétrie de marche. Les patients observés sont principalement atteints d'infirmité motrice cérébrale, d'hémiplégie, de troubles de l'équilibre ou encore amputés des membres inférieurs. [3,4,8,10].

Cette étude rapporte les étapes nécessaires au développement et à la validation d'un appareil de surveillance de la dynamique plantaire. Par le biais de feedbacks artificiels, des informations jusque-là difficilement accessibles par les moyens de détection naturels, telle que la connaissance des variations de pression engendrées par l'appui du pied au sol, sont objectivées et retournées au marcheur en temps réel. Les informations étant issues des mesures de pressions plantaires (baropodométrie) le terme de BBRB est employé. La validation de ce dispositif expérimental est faite lors de tests de marche visant à soulager volontairement de 5 % la mise en charge sous la première tête métatarsienne. L'exigence de la consigne nécessite un contrôle locomoteur fin. Si les sujets ont compris le fonctionnement du dispositif, tous ne sont pas parvenus à adapter leur schéma de marche et mettre en place une stratégie locomotrice permettant de répondre favorablement aux contraintes biomécaniques imposées.

Cependant, il faut rappeler que les résultats de cette étude concernent les tous premiers essais de décharge réalisés par des

sujets non entraînés. Les résultats confirment la faisabilité d'une décharge intentionnelle et nous encourage à poursuivre le développement de ces moyens et méthodes de décharge.

L'Anova à mesures répétées n'a pas permis d'identifier un effet « essai ». La variabilité des données montre que les sujets ont entamé un processus d'apprentissage qu'il convient de poursuivre pour voir émerger de nouvelles habiletés locomotrices. Ce protocole expérimental appréhende l'étape de familiarisation et non pas d'acquisition. Le contrôle du mouvement reste volontaire et l'intégration de la décharge dans un nouveau patron locomoteur reste à étudier et à confirmer.

Les études précédentes mettaient en évidence la faisabilité d'une décharge du pied par bouclage bioréactif baropodométrique, mais soulignaient l'importance de la décharge du pied au-delà du pourcentage imposé. De plus, les seuils de décharge proposés ( $-30$  ou  $-40\%$ ) étaient trop importants pour les futures applications cliniques envisagées. L'un des objectifs de cette étude était d'éviter des décharges trop excessives qui perturbent la redistribution des pressions plantaires sous le pied, créant d'autres zones d'hyperpression et modifiant également la dynamique plantaire du pied controlatéral à la décharge. L'exigence des consignes était plus importante, dont la diminution du seuil de décharge à  $-5\%$ , nécessitant un contrôle locomoteur beaucoup plus strict et augmentant la difficulté du sujet à faire émerger un schéma locomoteur adéquat. Si l'ensemble de nos sujets a compris le fonctionnement du dispositif, seulement quelques uns sont parvenus à mettre en place une stratégie locomotrice permettant de satisfaire les consignes de décharge. Malgré tout, nos sujets ont encore tendance à décharger excessivement la première tête métatarsienne. Cette stratégie permet aux sujets d'éviter le signal sonore. Il a été constaté au fur et à mesure des tests, que l'alarme sonore est une source d'agacement pour certains sujets, voire de stress pour d'autres, notamment chez les sujets tenus en échec. Cela devrait nous amener à repenser le dispositif de BBRB en réservant par exemple au début de l'apprentissage, le feedback sonore aux pas réussis et en exploitant encore davantage le feedback visuel qui fait la spécificité et l'originalité de notre dispositif. L'information visuelle issue de l'échelle de couleur est une valeur diagnostique précisant au marcheur l'intensité du pic de pression. Le sujet expérimenté peut apprendre à anticiper, moduler ou limiter la mise en charge sous la première tête

métatarsienne pour rester dans les zones de pression acceptées et éviter ainsi l'alarme sonore.

Une limite à cette étude vient du fait que le sujet s'exerce sur tapis roulant. Ainsi, les caractéristiques de l'appui nécessaire à la propulsion vers l'avant (impulsion antéropostérieure) n'ont pas à être développées par le sujet. La décharge sous l'avant pied s'en trouve probablement facilitée. Le développement d'un appareil BBRB utilisant la télémétrie est à l'étude. Il permettra le déplacement du sujet au sol et de futures investigations devront appréhender la faisabilité d'une décharge lors de déplacements conventionnels.

## 6. Conclusion

Cette étude expérimentale entre dans un projet plus global de prise en charge de la marche pathologique et tente de vérifier l'efficacité de systèmes artificiels intelligents.

Dans le cadre de la prévention des maux perforants plantaires des sujets diabétiques neuropathiques, les boucles rétroactives étaient basées sur le principe d'une décharge du pied. Cependant, diverses applications du dispositif de BBRB peuvent être envisagées dès lors qu'il s'agit de proposer, à des patients ou des sportifs, une méthode objective et quantitative permettant la correction de patrons locomoteurs existants. Le programme de BBRB peut être modifié de façon à retourner les informations par rapport à une surcharge du pied. Il pourrait dès lors être envisagé de contraindre le sujet parkinsonien ou le sujet spastique à augmenter la mise en charge au talon notamment lors du premier temps de contact du pied au sol. Pour le premier, il s'agira de prévenir les chutes. Pour le second, il s'agira de réduire l'équin dynamique du pied et limiter les compensations et déformations articulaires sus-jacentes.

Si les résultats sont encourageants et doivent nous pousser à continuer les expérimentations d'abord chez des sujets sains, nous ne pouvons conclure dans l'immédiat à la faisabilité d'un contrôle précis de la décharge du pied. Toutefois, ces premiers résultats marquent, la volonté et la possibilité des sujets à respecter la consigne. La stratégie locomotrice de décharge n'est pas encore stabilisée, elle nécessitera une période d'adaptation et d'entraînement avec le dispositif plus longue.

## Remerciements

Ce projet a reçu le soutien et les financements du conseil régional du Nord-Pas de Calais, de la délégation régionale à la recherche et à la technologie du CHRU de Lille et de l'institut régional de recherche sur le handicap (IFR 25).

## Références

[1] Abu-Faraj ZO, Harris GF, Abler JH, Wertsch JJ. A Holter-type, micro-processor-based, rehabilitation instrument for acquisition and storage of plantar pressure data. *J Rehabil Res Dev* 1997;34(2):187-94.

[2] André JM. Brugerolle de Fraissinette B et Chellig L. Le biofeedback en rééducation motrice. *Ann Readapt Med Phys* 1986;29:289-310.

[3] Batavia M, Gianutsos JG, Vaccaro A, Gold JT. A do-it-yourself membrane activated auditory feedback device for weight bearing and gait training: a case report. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(4):541-5.

[4] Chow DH, Cheng CT. 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* 2000;37(3):255-60.

[5] DeVita P, Bates BT. Intraday reliability of ground reaction force data. *Hum Mov Sci* 1988;7:73-85.

[6] Femery VG, Moretto PG, Hespel J-MG, Thévenon A, Lensele G. A real-time plantar pressure feedback device for foot unloading. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(10):1724-8.

[7] Fleiß O, Fleiß H, Pokorny H. Feedback therapy for improving heel contact and toe off motion during ambulation. *Int J Rehabil Res* 1980;3(4):497-503.

[8] Geiger RA, Allen JB, O'Keffe, Hicks RR. Balance and mobility following stroke: effect of physical therapy intervention with and without biofeedback/forceplate training. *Phys Ther* 2001;81(4):1-12.

[9] Hamman RG, Mekjavic I, Mallinson AI, Longridge NS. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73(8):738-44.

[10] Kassover M, Tauber C, Au J, Pugh J. Auditory biofeedback in spastic diplegia. *J Orthop Res* 1986;4(2):246-9.

[11] Leutenegger M, Malgrange D, Boccalon H, Fontaine P, Got I, Valensi P, et al. Le pied diabétique. *Diabete Metab* 1995;21(6):452-7.

[12] Levin ME. Preventing amputation in the patient with diabetes. *Diabetes Care* 1995;18:1383-94.

[13] Lord M, Hosein R. A study of in-shoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy. *Clin Biomech* 2000;15(4):278-83.

[14] Maalej N, Bath S, Zhu H. A conductive polymer pressure sensor. In: *Proc 10th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 1988. p. 805-6.

[15] Madani M. Effets de deux types de biofeedbacks biomécaniques sur la performance en crawl. Thèse: *Sci Tech Activités Phys Sportives.* Université de Montpellier I. 1991.

[16] Pataky Z, Favarel L, Da Silva J, Assal JP. 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* 2000;33(9):1135-8.

[17] Perry JE, Hall JO, et Davis BL. Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals. *Gait Posture* 2002;15(1):101-7.

[18] Petersen H, Magnusson M, Johansson R, Fransson PA. Auditory feedback regulation of perturbed stance in stroke patients. *Scand J Rehabil Med* 1996;28(4):217-23.

[19] Schmidt RA. Le feedback pour l'apprentissage moteur. In: *Apprentissage moteur et performance*, editor Vigot Paris; Coll. Sport et Enseignement, 1993, p. 253-89.

[20] Seeger BR, Caudrey DJ, Scholes JR. Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in hemiplegic cerebral palsied children. *Arch Phys Med Rehabil* 1981;62(8):364-8.

[21] Walker SC, Helm PA, Lavery LA. Gait pattern alteration by functional sensory substitution in healthy subjects and in diabetic subjects with peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:853-6.

[22] Wertsch JJ, Webster JG, Tompkins WJ. A portable insole plantar pressure measurement system. *J Rehabil Res Dev* 1992;29(1):13-8.

[23] Wong WC, Ledoux WR, Sangeorzan BJ, Reinhal PG. A shear and plantar pressure sensor based on fiber-optic bend loss. *J Rehabil Res Dev* 2005;42(3):315-25.

[24] Zou D, Mueller MJ, Lott DJ. Effect of peak pressure and pressure gradient on subsurface shear stresses in the neurotrophic foot. *J Biomech* 2007;40(4):83-90.