



**HAL**  
open science

**Détermination d'un seuil de pression plantaire attendu : utilisation de l'approche adimensionnelle pour réduire la variabilité des pressions plantaires**  
**Determination of an expected plantar pressure threshold: dimensionless approach use to reduce the variability of the plantar pressures**

M Bisiaux, P Moretto, G Lensele, A Thévenon

► **To cite this version:**

M Bisiaux, P Moretto, G Lensele, A Thévenon. Détermination d'un seuil de pression plantaire attendu : utilisation de l'approche adimensionnelle pour réduire la variabilité des pressions plantaires  
Determination of an expected plantar pressure threshold: dimensionless approach use to reduce the variability of the plantar pressures. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 2003, 46 (8), pp.539-544. 10.1016/j.annrmp.2003.03.004 . hal-04330444

**HAL Id: hal-04330444**

**<https://hal.science/hal-04330444v1>**

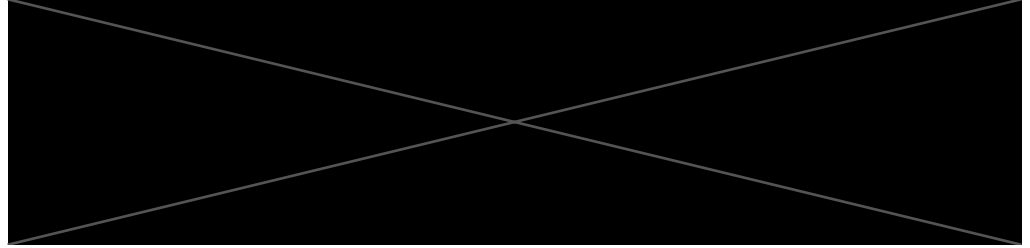
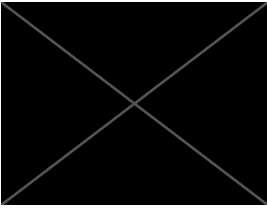
Submitted on 8 Dec 2023

**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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License



Détermination d'un seuil de pression plantaire attendu :  
utilisation de l'approche adimensionnelle  
pour réduire la variabilité des pressions plantaires

Determination of an expected plantar pressure threshold:  
dimensionless approach use to reduce  
the variability of the plantar pressures

M. Bisiaux<sup>a</sup>, P. Moretto<sup>a,\*</sup>, G. Lensele<sup>a</sup>, A. Thévenon<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Laboratoire d'études de la motricité humaine, FSSEP, 9, rue de l'Université, 59790 Ronchin, France

<sup>b</sup> Service de médecine physique et réadaptation, hôpital Swynghedauw, CHRU, 59037 Lille, France



### Résumé

**Objectif.** – Le but de cette étude est de vérifier que la détermination de vitesses proportionnelles à la longueur segmentaire des sujets et l'expression adimensionnelle des résultats permet de réduire la variabilité et de déterminer un seuil de pression plantaire.

**Matériel et méthode.** – Quinze sujets masculins ont participé à deux tests de marche réalisés sur tapis roulant à vitesses imposées ( $V_1$  et  $V_3$ ) puis à vitesses similaires ( $V_{27}$  et  $V_{37}$ ). Les vitesses similaires ( $V_{sim} = N_{fr}(g.L_i)^{0.5}$ ) sont déterminées à partir de deux fractions du nombre de Froude ( $N_{fr}$ ), de l'accélération gravitationnelle ( $g$ ) et de la hauteur trochanter-sol des sujets ( $L_i$ ). L'enregistrement des paramètres baropodométriques est réalisé grâce à un système de semelles embarquées. L'expression adimensionnelle d'un pic de pression ( $\text{Dim}(P) = \frac{p \cdot a^2}{mg}$ ) consiste à rapporter le pic de pression ( $P$ ) à l'amplitude du pas ( $a$ ) et au poids du sujet ( $mg$ ). Les coefficients de variation ( $CoV$ ) et les étendues des pics de pressions ( $E_{pp}$ ) adimensionnels sont étudiés aux différentes vitesses imposées.

**Résultats.** – Les  $CoV$  et  $E_{pp}$  des pics de pressions adimensionnels enregistrés aux vitesses similaires sont respectivement inférieurs de 2 à 9 % et 3 à 22 % à ceux enregistrés à  $V_1$  et  $V_3$ .

**Discussion-conclusion.** – L'analyse des  $CoV$  et des  $E_{pp}$  montre que cette méthode doit permettre d'élaborer une base de données utilisable pour détecter les effets d'une pathologie sur la distribution des pressions plantaires. En effet, nos résultats permettent de définir un profil de pression plantaire dont la variabilité est inférieure aux données de la littérature.

© 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

### Abstract

**Objective.** – The aim of this study was to verify that the determination of walking velocities proportional to the leg lengths of the subjects together with the dimensionless expression of the results enable us to decrease the variability and to determine a plantar pressure threshold.

**Material and methods.** – Fifteen male subjects performed two walking tests on a treadmill at imposed velocities ( $V_1$  and  $V_3$ ) and similar velocities ( $V_{27}$  and  $V_{37}$ ). Similar velocities ( $V_{sim} = N_{fr}(g.L_i)^{0.5}$ ) were determined from two fractions of the Froude number ( $N_{fr}$ ), the gravitational acceleration ( $g$ ) and the length of the lower limb ( $L_i$ ) of the subjects. An in-shoe plantar pressure measurement system allowed the pressure peaks to be recorded. The peak of pressure ( $p$ ) was reported to the step length ( $a$ ) and the weight of the subject ( $mg$ ) for the



dimensionless pressure peaks  $\left( \text{Dim}(P) = \frac{p \cdot a^2}{mg} \right)$  to be expressed. The coefficients of variability (CoV) and extends of the dimensionless pressure peaks ( $E_{pp}$ ) have been studied at the different imposed walking velocities.

**Results.** – The CoV and  $E_{pp}$  of the dimensionless pressure peaks recorded at  $V_{27}$  and  $V_{37}$  (similar velocities) are from 2 to 9% and 3 to 22% lower than those observed at  $V_1$  and  $V_3$ , respectively.

**Discussion–conclusion.** – The analysis of the pressure peaks CoV and  $E_{pp}$  shows that the method should allow a data bank usable to detect the effects of a disability on the plantar pressures to be elaborated. Indeed, our results enable us to define a plantar pressure pattern with a variability lower than those reported in most scientific articles.

© 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

*Mots clés :* Rééducation ; Marche ; Nombre de Froude ; Adimensionnelle ; Pression plantaire

*Keywords:* Rehabilitation; Gait; Froude number; Plantar pressure; Dimensionless; Variability

## 1. Introduction

Dans la pratique quotidienne, l'analyse de la marche repose souvent sur l'observation clinique et donc sur l'appréciation qualitative et subjective de l'examineur. Toutefois, des méthodes d'analyses biomécaniques sont de plus en plus utilisées pour estimer les altérations de la marche. Les études électromyographiques [4,39], cinématiques [6,32,43], cinétiques [7,23] et dynamiques [21,26] permettent de définir de façon objective, quantifiable et reproductible différents paramètres du cycle de marche normal et pathologique. La méthode baropodométrie permettant d'étudier la distribution des pressions plantaires sous les structures anatomiques du pied est de plus en plus utilisée pour caractériser les stratégies de marche et les dysfonctionnements des extrémités inférieures [17–19]. Certaines pathologies nécessiteraient la détermination d'un seuil de pression à des fins préventives. Dans le cas de sujets diabétiques, l'hyperpression détectée sous certaines zones de l'empreinte plantaire a été mise en relation avec l'apparition d'ulcères [29]. La détermination d'un seuil « normal » permettrait de détecter cette hyperpression et de prévenir l'apparition des maux perforants plantaires. Cependant, la grande variabilité des données baropodométriques rapportée par la littérature ne permet pas de définir ce seuil. Les pressions plantaires sont sensibles à la vitesse de déplacement des sujets [34]. De plus, ces vitesses naturellement adoptées par les sujets dépendent d'un grand nombre de paramètres intrinsèques tels que le genre [20,28], les caractéristiques anthropométriques et anatomiques [3,25], l'âge [12]. Enfin, certaines études montrent que notre vitesse spontanée est également conditionnée par la qualité et la fatigabilité de notre appareil locomoteur [5,33,35] ou par la condition physique du sujet [13,45].

L'objectif de cette étude est donc de proposer une méthode permettant d'optimiser les conditions expérimentales lors de test de marche afin de diminuer les variations inter-sujets des paramètres baropodométriques. Cette méthode est fondée sur la détermination de vitesses de déplacement proportionnelles à la longueur segmentaire des sujets et sur une méthode de normalisation des résultats dite adimensionnelle.

## 2. Matériels et méthodes

### 2.1. Population

Quinze sujets masculins ont participé volontairement à cette étude (âge :  $23,39 \pm 4,8$  ans ; masse :  $77,53 \pm 9,8$  kg [Min : 65 kg ; Max : 100 kg] ; taille :  $1,83 \pm 0,55$  m [Min : 1,75 m ; Max : 1,94 m] ; hauteur trochanter–sol :  $0,98 \pm 0,22$  m [Min : 0,92 m ; Max : 1,05 m]). Tous les sujets présentant des particularités telles que, pied plat, pied creux ou ayant subi une opération depuis moins d'un an n'ont pas été retenus. La hauteur trochanter–sol est mesurée à l'aide d'une toise pour l'ensemble des sujets.

### 2.2. Protocole de l'étude

La détermination des vitesses nous permet de créer deux conditions que nous appellerons « identiques » et « similaires ». Dans la première condition, deux vitesses sont imposées aux sujets. Une première vitesse est arbitrairement imposée à 0,83 m/s ( $V_1$ ) puis incrémentée de 40 % pour déterminer  $V_3$  (1,16 m/s). Les vitesses sont identiques pour tous les sujets.

$V_1$  et  $V_3$  permettent de déterminer deux fractions du nombre de Froude

$$\left( \overline{N}_{Fr1} = \frac{V_1}{\sqrt{g \cdot L_i}} = 0,27 \text{ et } \overline{N}_{Fr2} = \frac{V_3}{\sqrt{g \cdot L_i}} = 0,37 \right)$$

à partir de  $g$  ; accélération gravitationnelle et  $L_i$  : hauteurs trochanter–sol des sujets. Les conditions « similaires » sont ensuite déterminées de la façon suivante.

Les vitesses similaires ( $V_{27}$  et  $V_{37}$ ) sont calculées pour chaque sujet à partir des fractions du nombre de Froude (0,27 et 0,37) et des caractéristiques segmentaires des sujets ( $V_{27} = 0,27 \cdot \sqrt{g \cdot L_i}$  et  $V_{37} = 0,37 \cdot \sqrt{g \cdot L_i}$ ). Dans les conditions similaires, les vitesses sont donc proportionnelles à la racine carrée de la longueur segmentaire des sujets. La détermination des vitesses similaires d'après des fractions du nombre de Froude issues des conditions « identiques » permet de déterminer des vitesses similaires propres à chaque sujet alors que la vitesse moyenne reste inchangée dans les deux conditions (c à d  $\overline{V}_1 = \overline{V}_{27}$  et  $\overline{V}_3 = \overline{V}_{37}$ ).

### 2.3. Protocole du test de marche

Les tests aux vitesses « identiques » ( $V_1$  et  $V_2$ ) et « similaires » ( $V_{27}$  et  $V_{37}$ ) sont réalisés sur un tapis roulant de marque « MTC-1 de Marquette Électronique ». Conformément à la méthodologie proposée dans la littérature lors de l'utilisation d'un tapis roulant, les sujets se sont familiarisés aux différentes vitesses de marche pendant une période de 20 minutes [9,37,41,42]. Tous les sujets ont porté le même type de chaussure de marque « Décathlon ». Le choix de la chaussure est dicté par leur neutralité et l'adéquation de leur forme avec le dessin des semelles Parotec. Les tests de marche aux quatre vitesses sont réalisés le même jour dans un ordre aléatoire. Le sujet dispose de deux minutes pour stabiliser son patron de marche avant l'enregistrement des pressions plantaires sur huit pas. Les tests ont été répétés trois fois pour augmenter à 24 le nombre de pas enregistrés par sujet et par condition afin d'assurer la validité des résultats [8,11]. L'enregistrement est réalisé par le système Parotec (S-P by Kraemer, Paromed Medizintechnik GMBH, D-8201 Markt Neubeuern, Germany). Ce système est composé de deux semelles reliées à un boîtier porté à la ceinture. Le boîtier comprend une interface de type RS 232, une batterie rechargeable et une carte mémoire interchangeable d'une capacité de 128 Ko permettant l'enregistrement de huit pas consécutifs à une fréquence de 100 Hz. Les semelles sont équipées de 16 capteurs hydrocellulaires distincts et intégrés, sensibles aux forces normales et de friction. Le regroupement des capteurs de tailles et de formes identiques permet de décrire huit zones de l'empreinte plantaire, définie par Milani et Hennig [27] et Lafortune et al. [24] (Fig. 1).

Plusieurs études ont confirmé la validité et la précision de ce système de mesure des pressions plantaires par semelles embarquées [11,36,38].

### 2.4. Paramètres retenus

La vitesse est imposée par le tapis roulant. L'amplitude est le rapport de la vitesse et de la fréquence du pas enregistrée par le système Parotec. L'évolution des pressions plantaires en fonction du temps est enregistrée par le système Parotec. Les fichiers sont ensuite traités sur Excel afin d'effectuer les

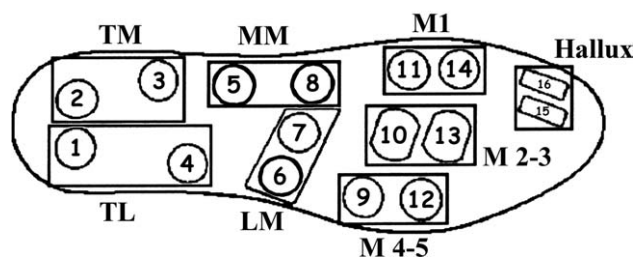


Fig. 1. Regroupement des capteurs de la semelle Parotec pour définir huit zones décrites par Milani et Hennig (1990). TL, talon (côté latéral) ; TM, talon (côté médial) ; ML, médiopied (côté latéral) ; MM, médiopied (côté médial) ; M4-5, 4<sup>e</sup> et 5<sup>e</sup> têtes métatarsiennes ; M2-3 ; 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> têtes métatarsiennes ; M1 : 1<sup>re</sup> tête métatarsienne.

regroupements de capteurs et de déterminer les pics de pression sous chacune des huit zones considérées.

La dimension de la pression peut être retrouvée à partir de l'unité : kPa. Il s'agit de la distribution d'une force (N ou kg  $m\ s^{-2}$ ) sur une surface ( $m^2$ ). L'unité d'une pression est donc :  $(kg\ m\ s^{-2})\ m^{-2}$  soit  $kg\ m^{-1}\ s^{-2}$ . Sa dimension peut être exprimée en fonction des dimensions des grandeurs fondamentales masse ( $M$ ), longueur ( $L$ ) et temps ( $T$ ) [ $ML^{-1}T^{-2}$ ]. L'expression adimensionnelle de cette pression ( $Dim(P)$ ) passe par l'élaboration d'un produit de dimension 1 qui permet de « normaliser » la pression à partir des dimensions

physiques qu'elle implique.  $Dim(P) = \frac{p \cdot a^2}{mg}$  (avec  $p$  : pression ;  $m$  : masse du sujet,  $a$  : amplitude du pas et  $g$ , accélération gravitationnelle) est une expression adimensionnelle possible de la pression plantaire. L'utilisation de l'amplitude du pas permet d'établir un lien entre la pression plantaire et un paramètre du patron de marche sensible à la vitesse de déplacement du sujet. L'expression adimensionnelle permet de plus de conserver les ordres de grandeurs d'une zone de l'empreinte à l'autre.

Les pics de pression adimensionnels ( $Dim(P)$ ) des huit zones étudiées sont ainsi normalisés et définissent les seuils de pression moyens à chacune des vitesses imposées. Les coefficients de variation ( $CoV = \text{écart-type/moyenne}$ ) et l'étendue des pics de pression adimensionnels ( $Dim(P)_{\max} - Dim(P)_{\min}$ ) sont également déterminés.

### 2.5. Statistique

Avant toute analyse, un test  $\chi^2$  permet de vérifier la normalité de distribution des paramètres mesurés. Un test F de Fisher-Snedécor permet de comparer les variances des pics de pression adimensionnels enregistrés dans chacune des conditions ( $V_1$  vs  $V_{27}$ ) et ( $V_3$  vs  $V_{37}$ ). Ces analyses statistiques sont réalisées pour les huit zones de l'empreinte plantaire. Le seuil de signification est fixé à  $p < 0,05$ .

## 3. Résultats

La Fig. 2 présente les moyennes adimensionnelles des pics de pressions ( $Dim(P)$ ) et les valeurs des écarts-types sous les huit zones de l'empreinte plantaire. Les différences statistiquement significatives reportées concernent les variances ( $p < 0,05$ ).

Hormis un coefficient de variation ( $CoV$ ) de  $Dim(P)$  supérieur sous la zone du médiopied à  $V_{27}$ , les résultats mettent en évidence une diminution des  $CoV$  à vitesses similaires. Entre  $V_1$  et  $V_{27}$ , ces  $CoV$  diminuent significativement de 2 % (sous l'Hallux) à 5 % (sous les 4<sup>e</sup> et 5<sup>e</sup> têtes métatarsiennes). Les variations de  $CoV$  ne sont pas significatives sous le talon (-1 %) et sous la partie médiale du médiopied (+4 %). Entre  $V_3$  et  $V_{37}$ , les  $CoV$  des  $Dim(P)$  diminuent significativement de 2 % (sous la partie latérale du médiopied et sous la première tête métatarsienne) à 9 % (sous la partie médiale du

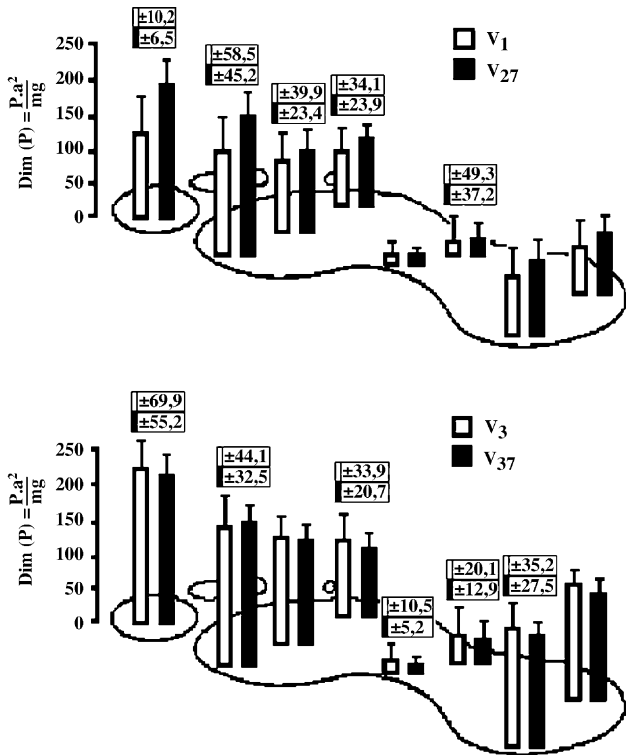


Fig. 2. Pics de pression adimensionnels des huit zones de l’empreinte plantaire observés dans les conditions « identiques » ( $V_1$  et  $V_3$ ) et « similaires » ( $V_{27}$  et  $V_{37}$ ). Lorsque les variances sont statistiquement différentes entre les conditions « identiques » et « similaires » ( $p < 0,05$ ), les valeurs numériques des écart-types sont rapportées.

médiopied). Les différences de CoV observées entre  $V_3$  et  $V_{37}$  ne sont pas significatives sous la partie latérale du talon et sous les 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> têtes métatarsiennes (Fig. 2, Tableau 1).

#### 4. Discussion

L’objectif de cette étude est de proposer une méthode permettant d’optimiser les conditions expérimentales lors de test de marche afin de diminuer les variations interindividuelles et de préciser les paramètres baropodométriques. Cette méthode s’appuie sur la détermination de conditions dynamiques similaires obtenues par la détermination d’une vitesse à partir d’une fraction du nombre de Froude et sur

l’expression adimensionnelle des pics de pression. La diminution des CoV permettrait de déterminer plus précisément des seuils de pression « normaux » qui pourraient servir de références et permettraient la détection de pathologie perturbant la distribution des pressions plantaires.

Actuellement, les références possibles pour déterminer ce seuil rapportent des coefficients de variation (CoV) importants lors d’enregistrements effectués à vitesses spontanées. Suivant les zones de l’empreinte plantaire, les CoV atteignent 28 % sous TL, 32 % sous TM, 130 % sous le médiopied, 58 % sous M4-5, 44 % sous M2-3, 58 % sous M1 et 44 % sous l’hallux [22,40]. Les pressions plantaires dépendent de nombreux facteurs en partie identifiés par Morag et Cavanagh [29]. Selon ces auteurs les caractéristiques physiques (âge, poids, taille), la structure du pied (caractéristiques osseuses, articulaires, ligamentaires et caractéristiques mécaniques des tissus plantaires), l’activité musculaire (coordination inter- et intramusculaire) et le « style » de marche expliquent 50 % de la variance d’un pic de pression plantaire. Cependant, cette étude est fondée sur des enregistrements réalisés à vitesses spontanées. Le patron de marche adopté à vitesse spontanée dépend lui-même d’un grand nombre de facteurs qui influencent les paramètres cinématiques et cinétiques. La vitesse spontanée varie en fonction de paramètres extrinsèques au sujet (contexte [16,44] et type de chaussures [10,31]), et de paramètres intrinsèques (genre [20,28], de l’âge [12], de la fatigue [5,33,35] et de la condition physique [13,45]). Dans ces conditions, il apparaît que la vitesse spontanée n’est pas adaptée à la détermination de paramètres baropodométriques exploitables par le chercheur ou le clinicien intéressés par la détermination d’un seuil de pression plantaire.

Selon Zatsiorsky et al. [45], la similitude dynamique est potentiellement la théorie la plus indiquée pour l’analyse des effets combinés de la vitesse, de la taille et de la gravité sur la mécanique de la locomotion. L’application de l’approche dimensionnelle à l’étude de la locomotion est abordée dès 1983 par Alexander et Jayes [1] sur des animaux. L’étude montre que malgré une très grande différence de taille et de vitesse, les animaux se déplacent de façons semblables et remarquablement similaires. L’application à la marche humaine a principalement été développée par Alexander [2].

Tableau 1

Étendues et différences d’étendues des pics de pression adimensionnels entre  $V_1$  vs  $V_{27}$  et  $V_3$  vs  $V_{37}$  ( $n = 15$ )

Tests	$V_1$	$V_{27}$	Différence $V_1$ vs $V_{27}$ (%)	$V_3$	$V_{37}$	Différence $V_3$ vs $V_{37}$ (%)
TL	76,46	79,2	+4	121,01	117	-3
TM	72,81	76	+5	102,16	90,17	-12
ML	36,81	29,42	-20	58,58	53,24	-8
MM	24,43	25,77	+4	35,15	31,7	-11
M4-5	63,5	49,41	-22	114,22	94,95	-18
M2-3	70	54,48	-22	108,23	103,5	-4
M1	172,05	161,89	-6	164,46	161,19	-2
Hallux	221,89	197,15	-11	350,72	329,4	-6

TL, talon (côté latéral) ; TM, talon (côté médial) ; ML, médiopied (côté latéral) ; MM, médiopied (côté médial) ; M4-5, 4<sup>e</sup> et 5<sup>e</sup> têtes métatarsiennes ; M2-3, 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> têtes métatarsiennes ; M1, 1<sup>re</sup> tête métatarsienne



Plus récemment, les études de Donelan et Kram [14,15] montrent que la vitesse et l'anthropométrie des sujets sont des paramètres déterminants du patron de marche lorsque les vitesses de marche sont déterminées à partir du nombre de Froude. Moretto et al. [30] déterminent des vitesses à partir de fractions du nombre de Froude et montrent que dans des conditions dynamiques « similaires », les pressions plantaires sont proportionnelles aux paramètres anthropométriques des sujets (masse et hauteur trochanter-sol). L'expression adimensionnelle des paramètres mécaniques observés dans des conditions dynamiques similaires permet de « normaliser » les données en conservant les ordres de grandeurs. Pour notre étude, les pics de pression enregistrés sous huit zones de l'empreinte plantaire sont rapportés à l'amplitude du pas et au poids du sujet pour être exprimés hors dimension. Théoriquement, les paramètres mécaniques adimensionnels de sujets placés dans des conditions dynamiques similaires doivent être identiques d'un sujet à l'autre. En pratique, les coefficients de variation des pics de pression adimensionnels diminuent significativement de 2 à 9 % à vitesses similaires excepté sous la zone médiale du médiopied à  $V_{27}$ . De plus, ces résultats sont confirmés par la diminution de 2 à 22 % des étendues à vitesses similaires (Tableau 1).

La détermination de vitesses similaires à partir de fractions du nombre de Froude et l'expression adimensionnelle des pics de pression permettent de définir un profil de pression plantaire (Fig. 2) dont la variabilité est inférieure aux données de la littérature. Cette méthode semble utilisable pour la constitution d'une base de données baropodométriques qui permettra de détecter les effets d'une pathologie en précisant un seuil de pression plantaire attendu. La variabilité résiduelle n'étant pas liée à la variabilité des vitesses spontanées des sujets, elle reflète plus sûrement l'effet des facteurs identifiés par Morag et Cavanagh [29]. La surveillance exhaustive des paramètres identifiés par ces auteurs couplée à la méthodologie exposée permettrait probablement de préciser cette base de données et de prédire une valeur seuil de pression plantaire utilisable à des fins de rééducation.

## Remerciements

Les auteurs expriment leurs remerciements pour l'aide financière apportée par le conseil régional du Nord-Pas-de-Calais, la délégation régionale à la recherche et à la technologie et l'institut régional de recherche sur le handicap. Nos remerciements vont également à la société « Décathlon » pour le don de chaussures de différentes tailles.

## Références

[1] Alexander RMCN, Jayes AS. A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *J Zool Lond* 1983;201:135–52.  
[2] Alexander RMCN. Stride length and speed for adults, children and fossil hominids. *Am J phys Anthropol* 1984;63:23–7.

[3] Armstrong LE, Costill DL, Gehlsen G. A biomechanical comparison of university sprinters and marathon runners. *Track Tech* 1984;87:2781–2.  
[4] Berger W. Characteristic of locomotors control in children with cerebral palsy. *Neurosci Biobehav Rev* 1998;4:579–82.  
[5] Bisiaux M. Influence of fatigue on plantar pressure distribution. *VIIth International Society of Biomechanics*; 1999 August 8–13; Calgary, Canada.  
[6] Brandstater ME, De Bruin H, Gowland HC, Clark BM. Hemiplegics gait: analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil* 1983;64:583–7.  
[7] Carlsöö S, Dahllöf AG, Holm J. Kintic analysis of the gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication. *Scand J Rehabil Med* 1974;6:166–79.  
[8] Cavanagh PR, Hewitt FG, Perry JE. In Shoe plantar pressure measurement: a review. *The foot* 1992;2:185–94.  
[9] Charteris J, Taves C. The process of habituation to treadmill walking. *Percept Most Skills* 1978;47:659–66.  
[10] Chen H, Nigg BM, Hulliger M, de Koning J. Influence of sensory input on plantar pressure distribution. *Clin Biomech* 1995;10(5):271–4.  
[11] Chesnin KJ, Selby-Silverstein L, Besser MP. Comparaison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of centre of pressure measurements. *Gait and Posture* 2000;12:128–33.  
[12] Craik R. Changes in locomotion in aging adult. In: Woollacott MH, Shumway-Cook A, editors. *Development of posture and gait across the lifespan*. Columbia: University of South Carolina Press; 1989. p. 176–201.  
[13] Cunningham DA, Rechnitzer PA, Pearce MA, Donner AP. Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66. *J Gerontol* 1982;51:560–4.  
[14] Donelan JM, Kram R. Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity. *J Exp Biology* 2000;203:2405–15.  
[15] Donelan JM, Kram R. The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking: a test of the dynamic similarity hypothesis for locomotion. *J Exp Biology* 1997;200:3193–201.  
[16] Eke-Okoro ST, Slanders B. The effects of load, shoes, sex and direction on gait characteristics of street pedestrians. *J Hum Mov Stud* 1984;10:107–14.  
[17] Femery V, Moretto P, Renaut H, Lensel G, Thévenon A. Analyse des asymétries baropodométriques lors de la marche chez le sujet valide : application à l'étude des asymétries chez l'enfant infirme moteur cérébral. *Ann Réadaptation Méd Phys* 2002;45:114–22.  
[18] Femery V, Moretto P, Renaut H, Thévenon A, Lensel G. Measurement of plantar pressure distribution in hemiplegics children: changes to adaptative gait patterns in accordance with deficiency. *Clin Biomech* 2002;17:406–13.  
[19] Femery V, Moretto P, Renaut H, Thévenon A. Spasticité et distribution plantaires chez des enfants atteints d'hémiplégie cérébrale infantile. *Ann Réadaptation Méd Phys* 2001;44:26–34.  
[20] Finley FR, Cody KA. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970;51:423–6.  
[21] Gaviira M, D'Angeli-Chevassut M, Chavet P, Pelissier J. Plantar dynamics of hemiplegics gait: a methodological approach. *Gait Posture* 1996;4:297–305.  
[22] Hennig EM, Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot & Ankle* 1991;11(5):306–11.  
[23] Hullin MG, Robb JE, Loudon IR. Gait patterns in children with hemiplegics spastic cerebral palsy. *J Pediatric Orthop B* 1996;4:247–51.  
[24] Lafortune MA, Hennig EM, Milani T. Comparison of treadmill and overgrown running. *Canadian Society for Biomechanics; Proceedings; Eighth Biennial Conference*; 1994 August 18–20, 90-91; Calgary.

- [25] Martin PE, Morgan DW. Biomechanical considerations for economical walking and running. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 1991;24(4):467-74.
- [26] Meyring S, Diehl RR, Milani TL, Hennig EM, Berlit P. Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. *Clin Biomech* 1997;1:60-5.
- [27] Milani TL, Hennig EM. Day-to-day variability of pressure distribution measurements during walking and running. *Canadian Society for Biomechanics; Proceedings, Sixth Biennial Conference; 1990 August 16-19; Quebec.*
- [28] Molen NH, Rozendal RH, Boon W. Graphic representation of the relationship between oxygen consumption and characteristics of normal gait of the human male. *Proceedings of the Koninklijke Nederlandse Akademie van Wetenschappen* 1972;C75:305-14.
- [29] Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics* 1999;32:359-70.
- [30] Moretto P, Bisiaux M, Thevenon A. Froude's fractions and dynamic similarity of plantar pressures. 6th annual meeting of Gait and Clinical Movement Analysis Society 2001 April 25-28; Sacramento; California; USA; *Gait and Posture*; 13: 280.
- [31] Nyska M, McCabe C, Linge K, Laing P, Klenerman L. Effect of shoe on plantar pressures. *Acta Orthop Scand* 1995;66(1):53-6.
- [32] O'Byrne JM, Jenkinson A, O'Brien TM. Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyser. *J Child Neurol* 1998;3:101-8.
- [33] Reinschmidt C, Nigg BM, Hamilton GG. Influence of activity on plantar force distribution. *Clin Biomech* 1994;9:130-2.
- [34] Rosenbaum D, Hautmann S, Gold M, Claes LE. Effect of walking speed on plantar pressure patterns and hind foot angular motion. *Gait and Posture* 1994;2:191-7.
- [35] Sato H, Ishizu K. Gait patterns of Japanese pedestrians. *J Hum Ergol (Tokyo)* 1991;19:13-22.
- [36] Schaff PS. An overview of foot pressure measurement systems, Treatment and Biomechanical Assessment using Computer. *Clin Pod Med & Surgery* 1993;13(3):403-15.
- [37] Schieb DA. Kinematics accommodation of novice treadmill runners. *Res Quart Exerc Sport* 1986;57:1-7.
- [38] Schumacker DPF. Final report: checking the measuring technical characteristics of the Parotec pressure distribution measuring system. Munich; Germany: TÜV Product Service; 1995.
- [39] Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. Electromyographic gait assessment, Part 2: Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns. *J Rehabil Res Dev* 1987;2:24-30.
- [40] Shorten MR, Eden KB, Himmelsbach JA. Plantar pressures during barefoot walking. *International Society of Biomechanics* 1989; Abstract 121; Los Angeles; Louisiana.
- [41] Wall JC, Charteris J. A kinematics study of long-term habitude to treadmill walking. *Ergonomics* 1981;24:531-42.
- [42] Wall JC, Charteris J. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. *Ergonomics* 1980;23:425-35.
- [43] Winter TF, Gage JR, Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am* 1987;3:437-41.
- [44] Yamasaki M, Sato H. Human Walking: With reference to step length, cadence, speed and energy expenditure. *J Anthropol Soc Nippon* 1990; 98:385-400.
- [45] Zatsiorsky VM, Werner SL, Kaimin MA. Basic kinematics of walking: Step length and step frequency: A review. *J Sp Med & Pys Fit* 1994;34(2):109-34.