



HAL
open science

The effect of similar speed's walking and functional classification of foot contact on variability of the vertical ground reaction force

B. Lefèvre, A. Thévenon, P. Moretto

► **To cite this version:**

B. Lefèvre, A. Thévenon, P. Moretto. The effect of similar speed's walking and functional classification of foot contact on variability of the vertical ground reaction force. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 2004, 47 (4), pp.164-168. 10.1016/j.annrmp.2003.12.005 . hal-04330453

HAL Id: hal-04330453

<https://hal.science/hal-04330453>

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

Effets des vitesses de marche similaires et de la classification fonctionnelle de l'appui sur la variabilité de la composante verticale de la force de réaction au sol

The effect of similar speed's walking and functional classification of foot contact on variability of the vertical ground reaction force

B. Lefèvre^a, A. Thévenon^b, P. Moretto^{a,*}

^a Laboratoire d'études de la motricité humaine, FSSEP, 9, rue de l'université, 59790 Ronchin, France

^b Service de médecine physique et réadaptation, hôpital Swynghedauw, CHRU, Lille, France

Résumé

Introduction. – La variabilité de la force de réaction normale au sol ($F(z)$) est un facteur limitant dans l'analyse clinique des paramètres cinétiques enregistrés lors de la marche.

Objectif. – L'objet de cette étude est la réduction de la variabilité interindividuelle de la force normale de réaction au sol : $F(z)$.

Matériel et méthode. – La méthode testée consiste à imposer une vitesse similaire aux sujets lors de tests de marche, puis à classer les pieds selon leur fonction : amortisseur ou propulseur. Un groupe de sept jeunes adultes valides procède au premier test de marche à vitesse spontanée (V_{Spon}) puis au second à vitesse similaire ($V_{\text{sim}} = N_{\text{Fr}} \cdot \sqrt{g \cdot l_i}$; avec N_{Fr} le nombre de Froude, g l'accélération gravitationnelle et l_i la longueur du membre inférieur). Deux plateformes de force enregistrent la $F(z)$ de deux pas consécutifs. Les forces normales $F(z)$ et leurs coefficients de variation moyens (CoV) sont retenus afin de tester l'effet de la vitesse (V_{sim} et V_{Spon}) et de la classification fonctionnelle sur la variabilité interindividuelle.

Résultats. – Le CoV de la $F(z)$ diminue de 13 à 8 % lorsque les sujets se déplacent à vitesses similaires plutôt qu'à vitesse spontanée. Cette variabilité diminue encore de 1 à 1,5 % après classement des données selon les fonctions d'amorti et de propulsion.

Conclusion. – La variabilité interindividuelle de la $F(z)$ est significativement diminuée par des tests réalisés à vitesses similaires et l'identification de facteurs fonctionnels tels que l'amorti et la propulsion. Le couplage des méthodes décrites doit permettre au clinicien de constituer une base de données qui, entachée d'une moindre variabilité, devrait faciliter la détection des pathologies affectant les forces de réaction au sol.

© 2004 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Introduction. – The variability of the normal ground reaction force ($F(z)$) is a restrictive factor for the clinical analyse of kinetics parameters recorded during walking.

Objective. – The aim of this study is the decrease of the inter-individual variability of the normal ground reaction force: $F(z)$.

Material and method. – The method tested consists in imposing a similar speed to the subjects during walking tests, then to class foot according to their function: loading or propulsive foot. A group of seven young adults walk at spontaneous speed (V_{Spon}) for the first walking test then at similar speed ($V_{\text{sim}} = N_{\text{Fr}} \cdot \sqrt{g \cdot l_i}$; where N_{Fr} is the Froude's number, g is the gravitational acceleration and l_i is the length of the lower limb) for the second walking test. Two forces platforms register the $F(z)$ of two consecutive steps. The normal ground reaction force and the mean coefficient of variability are retained to test for speed (V_{sim} and V_{Spon}) and functional classification effects.

Results. – The CoV of $F(z)$ decreases from 13% to 8% when the subjects walk at similar speed rather than at spontaneously chosen speed. The variability decreases by 1–1.5% when the data are classified according to functional criterion. The inter-individual variability of the $F(z)$ significantly reduces when the tests are performed at similar speed and when the loading or propulsive factors are used for functional classification.

Conclusion. – The coupling of the methods described must permit to the clinician to constitute a data base which, tainted of less variability, should make easier the detection of pathology affecting the ground reaction force.

© 2004 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Variabilité ; Nombre de Froude ; Pied amortisseur ; Pied propulseur ; Forces de réaction au sol

Keywords: Variability; Froude's number; Propulsor foot; Loading foot; Ground reaction force

1. Introduction

Pour le clinicien, la lecture des enregistrements des paramètres cinétiques permet très souvent l'identification des causes de troubles moteurs affectant la marche du patient. Mais de nombreuses études rapportent des coefficients de variation (CoV) élevés [14,25,31,38] des paramètres de la marche qui peuvent dans certains cas masquer le facteur pathologique derrière une apparente variété des comportements [5,15,22,26]. Cette grande variabilité peut être attribuée à l'hétérogénéité de l'échantillon (âge, sexe, forme du pied, pathologie etc.). Néanmoins, les paramètres cinétiques dépendent directement de la vitesse de déplacement du sujet et ce facteur peut être contrôlé de façon simple. De nombreuses études sont réalisées à vitesse spontanée (V_{Spon}) faute de temps, ou pour des raisons écologiques largement argumentées. Toutefois la V_{Spon} fluctue en fonction de nombreux facteurs comme le genre [12,29], l'âge [34], la masse [19], la longueur des segments inférieurs du sujet [32], l'environnement [40], la maturation du système musculaire et articulaire [2], la condition physique du sujet [9,21] ou encore selon les biorythmes [33]. L'utilisation de la V_{Spon} lors de test de marche représente donc une source de variabilité des données enregistrées.

Des recherches montrent que l'utilisation de vitesses similaires ($V_{\text{sim}} = N_{\text{Fr}} \cdot (g \cdot l)^{0.5}$) déterminée à partir d'une fraction du nombre de Froude (N_{Fr}), de la hauteur trochanter-sol (l) du sujet et de l'accélération gravitationnelle (g) [1,6,10,24,27,28], permet de réduire la variabilité interindividuelle. Pour établir des conditions dynamiques similaires lors de la marche, Moretto et al. [30] proposent de définir des vitesses de marche à partir de fractions du N_{Fr} et de la longueur segmentaire des sujets. Ils concluent que l'utilisation de fractions de N_{Fr} permet de placer les sujets dans des conditions dynamiques similaires et de mettre en évidence de meilleures similitudes cinématiques et cinétiques entre des sujets hétérogènes [5,29]. Ces meilleures similitudes s'accompagnent d'une réduction de la variabilité interindividuelle [4] et représentent une première partie de l'approche méthodologique proposée pour cette étude.

La grande variabilité des paramètres cinétiques résulte certainement aussi du classement des appuis au sol selon la latéralité et non la fonctionnalité des pieds [3,11,13,17,20,35]. Pour cette étude, nous retenons la définition de

Viel et al. [35] qui différencie la fonction des pieds selon des indices précis apparaissant sur le signal de la force de réaction normale : $F(z)$. L'un des appuis est qualifié d'amortisseur car la $F(z)$ présente un décrochement initial qui signe l'amortissement de l'onde de choc tandis que l'autre est qualifié de propulseur car l'amortissement est absent et que le second pic apparaissant lors de la phase de propulsion est plus élevé. Un classement fonctionnel des appuis plantaires devrait permettre de regrouper les signaux ($F(z)$) par fonction et de diminuer la variabilité interindividuelle.

L'objet de cette étude est de vérifier que la détermination de vitesses similaires et le classement fonctionnel des appuis plantaires permettent de diminuer significativement la variabilité intersujet de la force de réaction normale ($F(z)$).

2. Matériel et méthode

2.1. Population

Sept sujets volontaires de sexe masculin, valides et en bonne condition physique ont participé volontairement à l'étude (âge : 21,71 ans \pm 1,7 ; taille : 1,75 m \pm 0,07 ; masse : 74,85 kg \pm 6,91 ; hauteur trochanter-sol : 0,90 m \pm 0,03).

2.2. Protocole de l'étude

La vitesse spontanée (V_{Spon_i}) des sujets est d'abord identifiée lors de déplacements dans un couloir de 15 m. Pour l'enregistrement des données, les tests sont tous réalisés à vitesses imposées. Cette précaution expérimentale permet de placer les sujets dans les mêmes conditions de contraintes spatio-temporelles et de limiter au facteur « vitesse » les effets sur la variable dépendante ($F(z)$). Les V_{Spon_i} permettent de calculer une fraction moyenne du nombre de Froude ($\overline{N_{\text{Fr}}} = \frac{1}{N} \sum V_{\text{Spon}_i}$; avec l_i longueur du membre inférieur de

chacun des sept sujets et N le nombre de sujets). Les vitesses similaires sont calculées à partir de la moyenne des fractions du nombre de Froude ($V_{\text{sim}} = \overline{N_{\text{Fr}}} \cdot \sqrt{g \cdot l_i}$). Ainsi, les vitesses spontanées et similaires sont identiques en moyenne ($\overline{V_{\text{Spon}_i}} = \overline{V_{\text{Sim}}}$). Les sujets réalisent deux tests de marche à vitesses imposées V_{Spon_1} et V_{Sim} .

2.3. Protocole du test de marche

Les tests de marche permettant l'acquisition des données sont effectués sur un chemin de marche balisé de repères au sol espacés de 1 m et intégrant deux plateformes de force de type Logabex, (Société Giat-Industrie, Toulouse, France) distantes de 5 mm l'une de l'autre. Les systèmes d'acquisition sont calibrés avant chaque test. La fréquence d'acquisition des plateformes de force est de 200 Hz. Les vitesses de marche sont imposées grâce à des signaux sonores émis à intervalles réguliers signalant au sujet qu'il doit être à hauteur des marques disposées au sol. L'organisation en amplitude et en fréquence des pas est laissée libre au sujet qui dispose de 20 minutes de familiarisation à la vitesse imposée [7,36]. Pour les enregistrements, les marques au sol sont retirées. Pour chaque sujet, trois enregistrements sont retenus et seul celui dont la vitesse horizontale mesurée au Cg est la plus proche de la vitesse imposée est conservé.

2.4. Paramètres retenus

L'analyse cinétique est limitée aux forces de réactions normales $F(z)$. Les signaux enregistrés sont rapportés au pourcentage du temps de contact pour permettre de calculer la $F(z)$ moyenne dans les deux conditions de marche (V_{Spon} et V_{Sim}). Dans un premier temps, la $F(z)$ moyenne du groupe est calculée à partir de deux appuis consécutifs des sept sujets. Les déviations standards puis les coefficients de variation (CoV) sont calculés pour chaque pourcentage du temps de contact.

Dans un deuxième temps, les enregistrements des $F(z)$ obtenus à vitesses similaires sont classés en fonction de critères décrivant un pied amortisseur et propulseur. Les moyennes, déviations standards et CoV sont calculés comme précédemment pour chaque pourcentage du temps de contact.

Les CoV des $F(z)$ des pieds amortisseurs et propulseurs sont comparés à ceux de la $F(z)$ moyenne du groupe évoluant à V_{Sim} . Les coefficients de variation de points précis comme les pics de mise en charge : $F(z_1)$ et de propulsion : $F(z_2)$ sont également retenus.

2.5. Statistiques

Cent vingt-deux points sont obtenus pour décrire la $F(z)$ après normalisation de 0 à 100 % du temps d'appui. La moyenne, la déviation standard (DS) et le coefficient de variation (CoV) de la $F(z)$ du groupe sont calculés à chaque pourcentage, à partir des données des sept sujets.

Un premier test « t » permet de comparer les 122 CoV à V_{Sim} aux 122 CoV à V_{Spon} .

Un second test « t » permet de comparer les 122 CoV à V_{Sim} (regroupant les deux appuis gauche et droit) aux 122 CoV des pieds amortisseurs et propulseurs obtenus à V_{Sim} .

Le seuil de signification est fixé à $p < 0,05$ pour toutes les analyses.

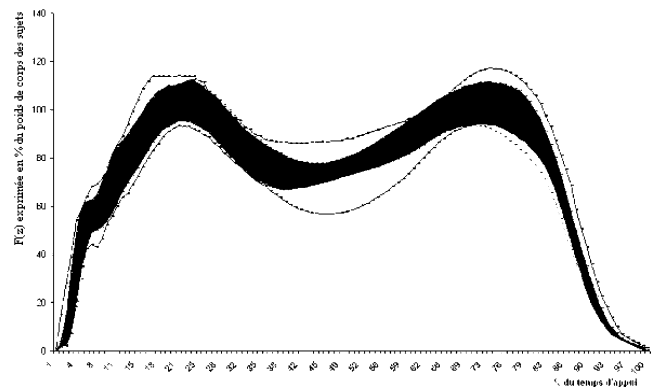


Fig. 1. Représentation de la déviation standard de la force normale lors de tests de marche à vitesse spontanée (V_{Spon}) en blanc puis à vitesse similaire (V_{Sim}) en noir.

3. Résultats

La Fig. 1 présente les surfaces définies par la déviation standard des forces normales des sept sujets lors du contact du pied au sol dans les deux conditions de marche (V_{Sim} et V_{Spon}). Le coefficient de variation moyen de la force normale $F(z)$ est de 12,67 % à V_{Spon} et diminue significativement à 8,25 % à V_{Sim} ($p < 0,01$). À V_{Spon} , le CoV des pics $F(z_1)$ et $F(z_2)$ atteignent respectivement 9,23 et de 8,12 %. Ces mêmes CoV diminuent significativement à V_{Sim} pour atteindre 9,08 % $F(z_1)$ et 7,26 % $F(z_2)$. Ces premiers résultats indiquent que la variabilité du groupe est plus élevée à V_{Spon} .

Les Figs. 2 et 3 comparent la déviation standard des forces normales des sept sujets marchant à V_{Sim} (les deux pieds confondus) à la déviation standard des $F(z)$ des pieds amortisseurs (Fig. 2.) puis propulseurs (Fig. 3.). Le CoV moyen de la $F(z)$ des pieds amortisseurs est de 6,28 ; et de 7,05 % pour les pieds propulseurs. Le CoV des pics $F(z_1)$ et $F(z_2)$ atteint respectivement 8,22 et 6,11 % pour les pieds amortisseurs (Fig. 2). Ces mêmes CoV sont de 7,37 % ($F(z_1)$) et 6,54 % ($F(z_2)$) pour les pieds identifiés comme propulseurs (Fig. 3.). Ces autres résultats indiquent que le classement fonctionnel des pieds associé à l'utilisation de la V_{Sim} permet encore de réduire la variabilité du groupe.

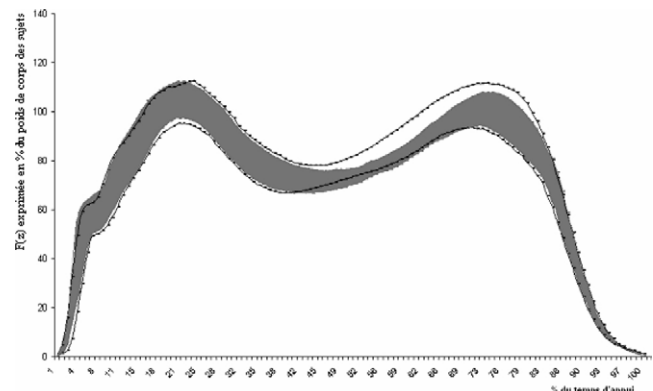


Fig. 2. Représentation de la déviation standard de la force normale $F(z)$ d'un groupe de sept sujets marchant à vitesse similaire (V_{Sim}). La déviation standard calculée à partir des enregistrements des deux pieds figure en blanc, celle calculée à partir des pieds amortisseurs figure en gris.

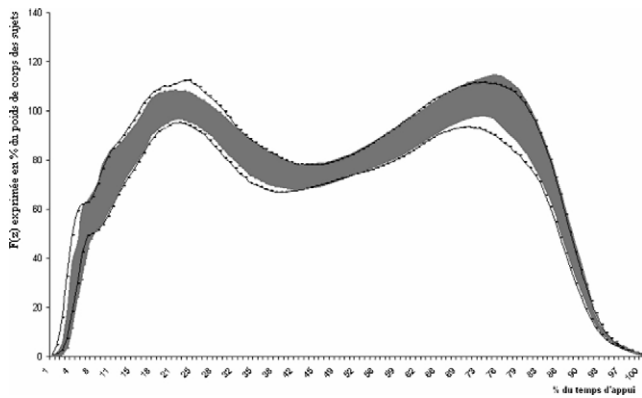


Fig. 3. Représentation de la déviation standard de la force normale $F(z)$ d'un groupe de sept sujets marchant à vitesse similaire (V_{sim}). La déviation standard calculée à partir des enregistrements des deux pieds figure en blanc, celle calculée à partir des pieds propulseurs figure en gris.

4. Discussion

La variabilité des paramètres cinétiques a déjà fait l'objet de nombreuses études visant à caractériser le patron de marche des sujets selon leur genre [8] et leur tranche d'âge [37]. L'étude de la variabilité des paramètres locomoteurs s'avère précieuse dans le champ médical car elle peut permettre d'identifier des changements annonciateurs du risque de chute [18] ou l'évaluation de l'efficacité de traitements (médicamenteux et/ou chirurgicaux) chez des patients présentant des troubles moteurs [14,38]. Mais ces études sont confrontées à une trop grande variabilité des données de références qui masque le facteur pathologique et rendent certains paramètres inutilisables à des fins de suivis cliniques [22,26]. Notre démarche s'inscrit dans ce cadre et propose une alternative. Nous montrons qu'il est possible de réduire la variabilité interindividuelle d'un groupe de sujets en leur imposant de se déplacer à vitesses similaires ; et qu'un classement postacquisitions des données cinétiques selon la fonction du pied permet encore de réduire significativement la variabilité de l'échantillon.

Nos résultats montrent que la détermination de vitesses similaires permet de réduire le CoV moyen de la $F(z)$ de 5 % et d'atteindre des valeurs de 8,25 % en moyenne sur l'ensemble des mesures effectuées lors du contact du pied au sol. De nombreuses études portant sur les paramètres cinétiques enregistrent des CoV élevés mais ne font pas la distinction entre le pied amortisseur et propulseur et proposent au mieux une simple distinction entre l'appui droit et gauche [23,25,31]. Viel et al. [35] identifient deux fonctions différentes pour les pieds à partir d'une analyse descriptive des signaux de force normale de réaction au sol ($F(z)$). Dans notre étude, le classement des données selon la définition de Viel et al. [35] permet de réduire encore le CoV de la $F(z)$ d'un groupe de sept sujets. Aux pics ($F(z_1)$ et $F(z_2)$), ce classement permet d'atteindre les CoV les plus bas : 7,37 % pour la $F(z_1)$ des pieds propulseurs et 6,54 % pour la $F(z_2)$ des pieds amortisseurs. La littérature fait état de CoV toujours plus élevés. Certains enregistrements de la $F(z_1)$ présente des CoV de

19,43 % obligeant les cliniciens à répéter de nombreuses fois les tests de marche afin d'obtenir un CoV moyen plus acceptable : 12,5 % [23]. Une étude menée avec une population de 18 enfants marchant à vitesse spontanée (3–4 ans) présente un CoV de 13,6 % pour la $F(z_1)$ alors que les auteurs n'ont étudié que le côté droit [16]. Selon White et al. [38], seule la Fz_1 d'une population témoin valide présente une assez faible variabilité pour servir à identifier le patron pathologique d'enfants infirmes moteur cérébraux. Cette étude différencie l'appui droit (D) ou gauche (G) dans la présentation de ses résultats. Le CoV du pic $F(z_1)$ des 15 jeunes sujets sains (6–11 ans) est de 9,82 % à gauche et de 10,03 % à droite ; alors que le CoV du pic $F(z_2)$ atteint 7,05 % à gauche et 8,06 % à droite. Comparés à la littérature, il apparaît que la méthodologie de notre étude permet de diminuer les variations de la $F(z)$ liées d'une part aux vitesses de marche et d'autre part aux critères fonctionnels que la force de réaction normale ($F(z)$) semble respecter.

D'autres études rapportent des valeurs de coefficients de variation observées d'un pas à l'autre. Il s'agit de coefficients de variation intra-individuels habituellement utilisés pour quantifier la reproductibilité d'un comportement ou tout problème pouvant le perturber (Équilibre etc.). Winter [39] propose une étude de reproductibilité s'appuyant sur un sujet unique effectuant plusieurs tests de marche à vitesse spontanée. Lors de plusieurs tests consécutifs, le CoV de Fz_1 des appuis droits de ce sujet atteint 7 %. Avec un CoV de Fz_1 égal à 7,37 %, notre étude rapporte des variations interindividuelles d'un groupe de sept sujets très proches de la variabilité intra-individuelle propre à un seul sujet. Ainsi, il semble que la méthodologie proposée pour notre étude permette de définir les caractéristiques cinétiques d'un sujet à partir de celles d'un groupe et que la tolérance (variabilité) des paramètres ainsi définis n'excède pas celle observée d'un pas à l'autre chez le sujet valide.

Les résultats de cette étude permettent de proposer une méthodologie utile à la détermination de variables de références débarrassée d'une variabilité gênante dans le cadre clinique. La détermination de vitesses similaires permet d'évincer la variabilité liée à l'utilisation de la vitesse spontanée et aux différences anthropométriques des sujets. Les connaissances sur le comportement asymétrique de la dynamique du pied permettent d'affiner cette approche et de diminuer la variabilité des paramètres cinétiques liée à des différences comportementales et/ou fonctionnelles. Le cumul de ces deux approches permet de réduire la variabilité des données cinétiques d'un échantillon à la variabilité habituellement propre au sujet sain.

Références

- [1] Alexander RMCN, Jayes AS. A Dynamic Similarity Hypothesis for the Gaits of quadrupedal Mammals. *J Zoology (Lond)* 1983;210:135–52.
- [2] Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo KN, Fermier RW, Galante JO. Changes in the gait patterns of growing children. *J Bone Joint Surg* 1981;63A:1452–7.

- [3] Berges J, Harrison A, Salzarulo P, Stambak M. The problem of pathologic laterality. *Rev Neuropsychiatr Infant* 1968;16:351–64.
- [4] Bisiaux M, Moretto P, Lensele G, Thévenon A. Détermination d'un seuil de pression plantaire attendu : Utilisation de l'approche a-dimensionnelle pour réduire la variabilité des pressions plantaires. *Ann Réadaptation Méd Phys* 2003;46:539–44.
- [5] Borzelli G, Cappizzo A, Papa E. Inter- and intra-individual variability of ground reaction forces during sit-to-stand with principal component analysis. *Medical Engineering and Physics* 1999;21:235–40.
- [6] Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Med Sci Sports Exerc* 1989 University of Pennsylvania, USA.
- [7] Charteris J, Taves C. The process of habituation to treadmill walking. *Percept Mot Skills* 1978;6:166–79.
- [8] Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterisation of gait of young adult females by means of body center of oscillations derived from ground reaction forces. *Gait posture* 1993;1:61–8.
- [9] 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.
- [10] 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 of experimental biologie* 1997;3193–201 University of California, USA.
- [11] Fecteau P. Influence de la latéralité et du sexe sur la bascule des épaules et la tendance varisante des pieds. Québec: Centre Bien-être et posture; 1996.
- [12] Finley F, Cody K. Locomotive characteristics of urban pedestrians. *Arch Phys Med Rehabil* 1970;51:423–6.
- [13] Gagey PM. Pied pilier et pied moteur. Paris: Institut de posturologie; 1998.
- [14] Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of groundreactionforces, 19. 1996. p. 2235–42.
- [15] Grabiner PC, Biswas ST, Grabiner MD. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;1:31–5.
- [16] Greer NL, Hamill J, Campbell KR. Dynamics of children's gait. *Hum Move Sci* 1989;14:705–8.
- [17] Guillo Y, Sébert P, Barthélemy L. Latéralité podale et détente verticale chez le footballeur de haut niveau. *Sciences et Sports* 1992; 7:123–4.
- [18] Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1050–61.
- [19] Herferroeder AC, Schoene RB. Predicting maximum oxygen up-take in adolescents. *Am J Dis Child* 1989;143:673–7.
- [20] Hecaen H, Ajuriaguerra J. Les gauchers, prévalence manuelle et dominance cérébrale. Paris: PUF; 1963.
- [21] Hoshikawa T, Miyashita M, Matsui H. Review of our researches 1970–1973. Japan: Nagoya; 1971. p. 68–9.
- [22] Kelly IP, Jenkinson A, Stephens M, O'Brien T. The kinematic patterns of toe-walkers. *J Pediatr Orthop* 1997;17:478–80.
- [23] Kirkpatrick M, Wytch R, Cole G, Helms P. Is the objective assessment of cerebral palsy gait reproducible? *Journal of Pediatric Orthopaedics* 1994;14:705–8.
- [24] Kram R, Domingo A, Ferris DP. Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *J of experimental biology* 1997: 821–6 University of California, USA.
- [25] Masani K, Kouzaki M, Fukunaga T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *J Appl Physiol* 2002;5:1885–90.
- [26] McPoil T, Cornwall M. The variability of the centre of pressure pattern. *Clin Biomech, bristol* 1997;3:S20.
- [27] Minetti AE, Sabaine F, Ardigo LP, Atchou G, Schena F, Ferretti G. Pygmy locomotion. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1994;68:285–90.
- [28] Minetti AE. Invariant aspects of human locomotion in different gravitational environments. *Acta Astronaut* 2001;49:191–8.
- [29] Molen NH, Rozendal RH. Fundamental characteristics of human gait in relation to sex and location. *Proe Kon Ned Akad Wet Ser C* 1972;75:215.
- [30] Moretto P, Pelayo P, Lafortune MA. 9th biennial conference of the canadian society for biomechanics, Burnaby, British Columbia, Canada. The use of Froude number to normalize human gait, 274. August 1996. p. 21–4.
- [31] Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction force at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989;136:217–27.
- [32] Philip E, Don Martin W, Morgan. Biomechanical considerations for economical walking and running. *Medicine and Science in sports and exercise* 1991;4:467–74.
- [33] Sato H, Ishizu K. Gait patterns of Japanese pedestrians. *J Hum Ergol (Tokyo)* 1990;19:13–22.
- [34] Sengler J. Coût énergétique de la marche du sujet âgé sain. *Actualités de Gérontologie de l'Est, 1983 Communication à la société de Gérontologie de l'Est, Troyes.*
- [35] Viel E, Perelle A, Peyranne J, Esnault M. Analyse tridimensionnelle de la marche et de l'appui du pied au sol. *Md Chir Pi* 1985;2:151–60.
- [36] Wall JC, Charteris J. A kinematics study of long-term habitude to treadmill walking. *Ergonomics* 1980;23:531–42.
- [37] Watelain E, Barbier F, Allard P, Thevenon A, Angue JC. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. *Arch Phy Med Rehabil* 2000;81:579–86.
- [38] White R, Agouris I, Selbie RD, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical biomechanics* 1997;14:185–92 (1999).
- [39] Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Hum Move Sci* 1984;3:51–76.
- [40] Yamasaki M, Sato H. Human walking: With reference to step length, cadence, speed and energy expenditure. *J Antrop Soc Nippon* 1990; 98:385–400.