HAL
open science

Analyses cinématique et dynamique de la théorie des déterminants de la marche

Chris Hayot, Sophie Sakka, Patrick Lacouture

To cite this version:

Chris Hayot, Sophie Sakka, Patrick Lacouture. Analyses cinématique et dynamique de la théorie des déterminants de la marche. 20ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2011, Besançon, France. pp.2011. hal-00821646

HAL Id: hal-00821646

https://hal.science/hal-00821646

Submitted on 11 May 2013

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.

Analyses cinématique et dynamique de la théorie des déterminants de la marche

C. Hayot[a], S. Sakka[b], P. Lacouture[a]

a. *Institut Pprime UPR 3346-CNRS-Université de Poitiers-ENSMA, Bvd Marie et Pierre Curie, 86962 Futuroscope*

b. *IRCCyn CNRS, Université de Nantes, Ecole Centrale de Nantes, Ecole des Mines de Nantes, 44000 Nantes*

Résumé :

Il a été démontré que le modèle compass gait, de par ses caractéristiques, surestime l'amplitude verticale de la trajectoire du CoM et ne prédit pas correctement la force verticale d'appui au sol. Ainsi, sur la base du modèle compass gait, Saunders émet l'hypothèse que 6 déterminants de la marche permettraient de réduire cette amplitude et donc d'approcher la trajectoire de référence du CoM. L'objectif de cet article est d'évaluer l'influence respective de ces déterminants sur la trajectoire du CoM et leur influence respective sur la force verticale d'appui à l'aide d'un modèle mathématique 3D. La flexion du genou en appui ainsi que l'obliquité du bassin influencent de façon importante à la diminution de l'amplitude verticale de déplacement du CoM uniquement au cours du double appui, contribuant de façon importante à l'apparition du premier pic de la force verticale d'appui. Au cours du simple appui, la flexion dorsale de la cheville en appui contribue plutôt à l'excursion verticale du CoM at la flexion plantaire en fin de simple appui est responsable de l'apparition du second pic. La contribution la plus importante à la minimisation de l'amplitude verticale du CoM apparaît en tenant compte des mécanismes du pied dans le modèle proposé.

Abstract :

It was demonstrated that the compass gait theory, over its features, both overestimates the amplitude of the CoM vertical trajectory and does not correctly predict the vertical ground reaction force (GRF). On the basis of the compass gait model, Saunders et al. suggested that 6 major gait determinants allow reducing this amplitude and then approaching the reference CoM trajectory. The aim of this paper was to evaluate the relative influence of each gait determinant on the CoM trajectory and respective effect of each determinant on the vertical GRF using a common 3D mathematical model. The stance knee flexion as well as the pelvic obliquity showed a major contribution to the decrease of the CoM predicted position only during double support, contributing to the appearance of the first peak of vertical GRF. During single support, the stance ankle dorsiflexion rather contributed to the CoM vertical excursion and ankle plantarflexion at later single support was responsible to the appearance of the second peak of vertical GRF. The largest effect on minimization of the CoM vertical amplitude appeared when considering the foot mechanisms in the model.

Mots clefs : Déterminants de la marche ; Centre de masse ; Force d'appui

1 Introduction

Dans sa formulation, le modèle *compass gait* réduit le sujet en un système mécanique bipède dans lequel les membres inférieurs, articulés aux hanches, sont des leviers rigides de masse nulle et de longueur constante reliant le centre de masse (CoM) au centre de pression (CoP) du pied d'appui au sol. Le CoP est alors considéré fixe dans le repère de référence, et la trajectoire du CoM se caractérise par une succession d'arcs de cercle, dont le rayon correspond à la longueur des leviers du système. La

conséquence d'une telle modélisation est que la trajectoire verticale du CoM est surestimée.
Sur la base d'un modèle *compass gait*, l'action coordonnée des six déterminants de la marche permettrait d'approcher la trajectoire verticale de référence du CoM [1]. Les déterminants de la marche ont en fait pratiquement été accepté depuis 50 ans [2], apparaissant dans des manuels cliniques et scientifiques majeurs [3, 4], sans être soumises à des analyses expérimentales. Pour cette raison, plusieurs auteurs se sont récemment intéressés à l'analyse des contributions des déterminants de la marche sur la trajectoire du CoM. Contrairement aux hypothèses de Saunders et al. [1], les études traitant de la flexion du genou en appui, l'obliquité et la rotation du bassin mettent en évidence que ces trois déterminants majeurs de la marche ne réduisent pas significativement l'amplitude de déplacement vertical du tronc.
En ce qui concerne les mécanismes de pied et de cheville impliqués lors de la phase d'appui, Gard et al. [2] ont estimé, en se basant sur un modèle pendule inversé en forme de balancier, que la trajectoire verticale du CoM serait aplatie en raison du roulement mécanique du point de contact du pied au sol. Ce déplacement vers l'avant du point de contact du pied au sol, du talon aux orteils, correspondrait au déplacement du CoP au cours de la phase d'appui de la marche [2].
En outre, peu d'études se sont intéressées à l'influence des déterminants de la marche sur les variations observées du pattern de force d'appui du pied au sol. En effet, alors que le modèle de type *compass gait* montre que les variations d'énergie potentielle et cinétique externe s'opposent l'une à l'autre, il ne peut rendre compte que d'un pic de force verticale en milieu de simple appui, quand la jambe est perpendiculaire au sol [5].
Dans ce travail, nous proposons un modèle mathématique basé sur une représentation *compass gait* étendue de la marche, capable d'évaluer les contributions respectives des déterminants de la marche sur l'amplitude verticale de déplacement du CoM. Les contributions respectives de chacun de ces déterminants sur ce déplacement vertical sont évaluées en implémentant dans le modèle mathématique les mesures expérimentales associées aux déterminants de la marche et calculées à partir de la capture tridimensionnelle du mouvement. En se basant sur les trajectoires calculées en introduisant chacun de ces déterminants, nous avons quantifié leurs contributions sur le pattern de force verticale d'appui au sol.

2 Protocole et traitement des données

2.1 Sujets

Les expérimentations ont été réalisées sur 8 sujets masculins sains. Chaque sujet a donné son consentement oral de participation à ces expérimentations. Les sujets ont réalisé des essais de marche à trois allures différentes (lente, confortable et rapide) sur un chemin de marche de 10 mètres de long. Trois essais ont été réalisés pour chaque allure.

2.2 Matériels et protocole expérimental

Un ensemble de 56 marqueurs réfléchissants a été placé sur des points anatomiques osseux des sujets. Un système de 10 caméras Vicon a été utilisé pour collecter les trajectoires 3D des marqueurs échantillonnées à 100 Hz. Une procédure de solidification a été appliquée à ces données de trajectoires. Les efforts de contact des pieds au sol ont été enregistrés par une plateforme de force 3D Kistler et six plateformes de force 3D Sensix échantillonnés à 1000 Hz. Les données de forces ont été synchronisées avec les données cinématographiques.

2.3 Traitement des données

Un modèle biomécanique de 16 segments du corps humain modélisant les pieds, les jambes, les cuisses, les mains, les avant-bras, les bras, le pelvis, l'abdomen, le thorax et l'ensemble tête-cou, a été utilisé pour calculer la cinématique de référence du CoM. L'orientation des repères segmentaires est conforme aux recommandations de l'International Society of Biomechanics [6]. La masse des segments, la position du CoM, et les moments d'inertie viennent d'équations prédictives et de données tirés des travaux de Zatsiorsky [7].

3 Méthode

3.1 Trajectoire dite *de référence* du centre de masse

La trajectoire de référence du CM est définie par la somme pondérée des trajectoires des CM des segments corporels du système plurisegmentaire :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}^{C}_{(O)} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{16} m_i \, T^{0,i} \begin{bmatrix} \mathbf{r}^{c_i}_{(O)} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_i} \tag{1}$$

où $\mathbf{r}^{C}_{(O)}$ est la position absolue du CM, m_i représente la masse du segment i, $M = \sum_{i=1}^{16} m_i$ est la masse totale du sujet. $T^{j,k}$ définit la matrice roto-translation de $\mathcal{R}_j$ vers $\mathcal{R}_k$.

3.2 Contribution des déterminants de la marche sur la trajectoire du centre de masse

Le modèle *compass gait* présenté précédemment ne permet pas d'observer l'effet des déterminants de la marche. Ainsi, nous développons un modèle *compass gait* étendu en intégrant quatre segments représentant le membre inférieur du sujet étudié (jambe, cuisse, bassin, segment bassin-CoM). Soient S_i ces quatre segments (i=1,4) auxquels nous associons respectivement les repères locaux $\mathcal{R}_i$ (figure 3.2). Nous pouvons alors écrire :

$$\mathbf{r}^{C}_{(O)} = \mathbf{r}^{O_1}_{(O)} + \mathbf{r}^{O_2}_{(O_1)} + \mathbf{r}^{O_3}_{(O_2)} + \mathbf{r}^{O_4}_{(O_3)} + \mathbf{r}^{C}_{(O_4)} \tag{2}$$

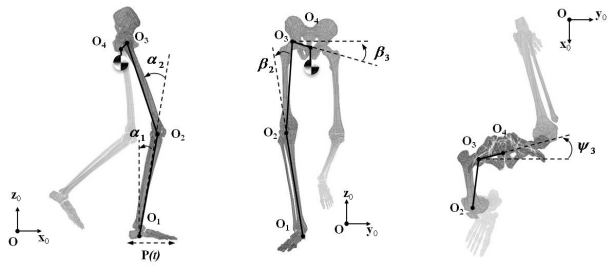

FIGURE 1 – Définition des 6 variables cinématiques représentant les déterminants de la marche : $P(t), \alpha_1(t), \alpha_2(t), \beta_2(t), \beta_3(t)$ et $\psi_3(t)$. $\mathcal{R}_0$ représente le repère global.

Soit, en ramenant toutes les coordonnées dans le repère de référence et en conservant le repère local $\mathcal{R}_P$:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{r}^{C}_{(O)} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} = T^{0,1} \left(\begin{bmatrix} \mathbf{r}^{O_2}_{(O_1)} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_1} + T^{1,2} \left(\begin{bmatrix} \mathbf{r}^{O_3}_{(O_2)} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_2} + T^{2,3} \left(\begin{bmatrix} \mathbf{r}^{O_4}_{(O_3)} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_3} + T^{3,4} \begin{bmatrix} \mathbf{r}^{C}_{(O_4)} \\ 1 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_4} \right) \right) \right) \tag{3}$$

Les contributions respectives de chacun des déterminants sur la trajectoire verticale du CM ont été quantifiées en introduisant les données expérimentales liées au déterminant étudié dans la matrice de roto-translation considéré.

$$T^{0,1} = \begin{bmatrix} \cos\alpha_P & -\sin\alpha_P & 0 & x_P \\ \sin\alpha_P & \cos\alpha_P & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & z_P \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ ou } \quad T^{0,1} = \begin{bmatrix} \cos\alpha_1 & -\sin\alpha_1 & 0 & x_{\bar{P}} \\ \sin\alpha_1 & \cos\alpha_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & z_{\bar{P}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \tag{4}$$

en considérant respectivement les mécanismes du pied ou ceux de la cheville.

$$T^{1,2} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta_2 & -\sin\beta_2 & \ell_1 \\ 0 & -\sin\beta_2 & \cos\beta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ ou } T^{1,2} = \begin{bmatrix} \cos\alpha_2 & -\sin\alpha_2 & 0 & 0 \\ \sin\alpha_2 & \cos\alpha_2 & 0 & \ell_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \tag{5}$$

en considérant respectivement l'angle tibiofémoral ou la flexion du genou en appui.

$$T^{2,3} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta_3 & -\sin\beta_3 & \ell_2 \\ 0 & -\sin\beta_3 & \cos\beta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ ou } T^{2,3} = \begin{bmatrix} \cos\psi_3 & 0 & -\sin\psi_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & \ell_2 \\ -\sin\psi_3 & 0 & \cos\psi_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \tag{6}$$

en considérant respectivement l'obliquité ou la rotation du bassin. $T^{3,4}$, la matrice de roto-translation du référentiel $\mathcal{R}_3$ au référentiel $\mathcal{R}_4$, et $\mathbf{r}^C_{(O_4)}$ sont définis constants au cours de l'appui. α_P définit l'angle de rotation sagittal entre la jambe d'appui et l'axe vertical en considérant le déplacement du CoP. Par conséquent, α_P et $\mathbf{r}^P_{(O)} = [\, x_P \; 0 \; z_P]^t$ représentent les mécanismes de pied à travers la translation du CoP. α_1 définit la flexion plantaire/dorsale de la cheville en appui, α_2 la flexion/extension du genou, β_2 l'angle tibiofémoral, β_3 l'obliquité du bassin et ψ_3 la rotation du bassin. Dans chacune des représentations des déterminants de la marche, seule la variable cinématique concernée varie au cours de la phase d'appui. Les données cinématiques d'entrée sont définies par les valeurs mesurées au cours du pas complet et les données liées aux autres déterminants de la marche sont fixées constantes.

3.3 Influence des déterminants de la marche sur la force d'appui au sol

En considérant chacun des déterminants de la marche, la force verticale d'appui au sol a été calculée comme la dérivée de second ordre de la trajectoire du CM calculée, multipliée par la masse du sujet et additionnée au poids du sujet, tel que :

$$\mathbf{f} = M \begin{bmatrix} \ddot{x}_C \\ \ddot{y}_C \\ \ddot{z}_C \\ \hline 0 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ Mg \\ \hline 0 \end{bmatrix}_{\mathcal{R}_0} \tag{7}$$

où $\mathbf{f} = [\, f_x \; f_y \; f_z \; 0]^T$ est la résultante des forces d'appui au sol et $g = -9.81$ m.s^{-2} est l'accélération de pesanteur.

4 Résultats

L'influence respective des six déterminants sur l'amplitude de la trajectoire du CM est illustrée sur la fig. 2. L'augmentation progressive de l'extension du genou en appui apparaissant au cours du simple appui de LO jusqu'à 75% du simple appui entraine une élévation significative du déplacement vertical du CM, corrélée avec la vitesse de marche. En effet, l'extension du genou contribue à l'excursion verticale du CM au cours de la seconde moitié du simple appui est de 0,006 ± 0,001 m (vitesse lente), 0,008 ± 0,002 m (vitesse confortable) et 0,014 ± 0,005 m (vitesse rapide). De plus, les résultats révèlent que les mécanismes de la cheville contribuent à l'excursion verticale du CM particulièrement durant la première moitié du simple appui (0,041 ± 0.005 m, 0,046 ± 0,009 m et 0,060 ± 0,011 m) lors de la dorsiflexion de la cheville. Au cours du double appui, la flexion du genou en appui et l'obliquité du bassin permet de réduire le déplacement vertical du CM (respectivement 0,003 ± 0,001 m, 0,004 ± 0,001 m, 0.006 ± 0.001 m et 0,010 ± 0,002 m, 0,013 ± 0,003 m, 0,015 ± 0,003 m). A l'instant où le CM atteint son apogée, le déplacement du CoP permet de réduire la trajectoire pendulaire estimée à partir du CM de 0,018 ± 0,002 m, 0,020 ± 0,002 m et 0,027 ± 0,003 m, respectivement pour des vitesses de marche lente, confortable et rapide.

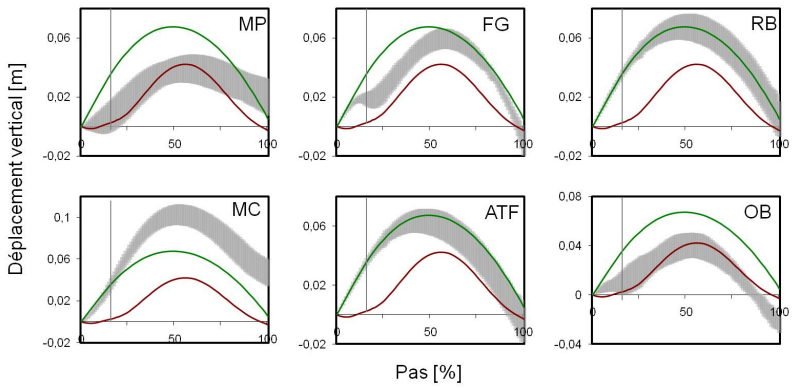

FIGURE 2 – Comparaison entre les trajectoires verticales calculées du centre de masse : la trajectoire de référence (rouge), la simulation par représentation *compass gait* (vert) et les trajectoires prédites en tenant compte de chacun des six déterminants ± 2SD (corridors gris) : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB).

La figure 3 montre les contributions respectives des déterminants de la marche sur la force verticale d'appui au sol. L'apparition successive des deux pics de force verticale d'appui enregistrée au cours du simple appui y est illustrée. A l'instant du premier pic, en début de simple appui, la composante verticale de la force d'appui calculée en tenant compte de la flexion du genou en appui (1,13, 1,28 et 1,39 N.kg^{-1} respectivement à vitesses lente, confortable et rapide) et l'obliquité du bassin (1,03, 1,02 et 1,21 N.kg^{-1}) montre que ces déterminants ont une influence majeure sur l'apparition du premier pic. Les mécanismes de cheville (1,01, 1,01 et 1,01 N.kg^{-1}), à travers la flexion plantaire de la cheville, est un déterminant majeur de l'apparition du second pic de force verticale en fin de simple appui.

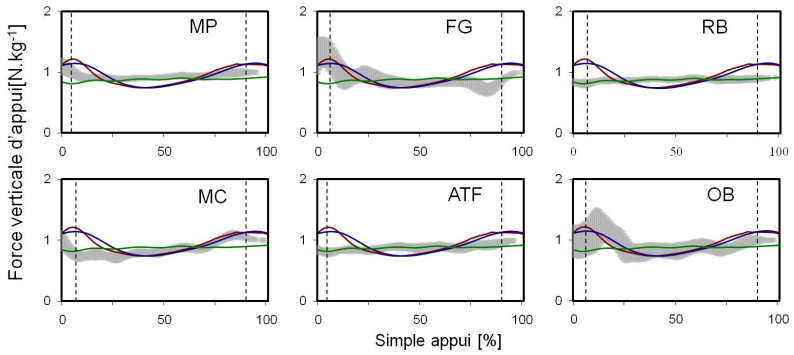

FIGURE 3 – Comparaison entre les patterns de force verticale d'appui calculés par : la plateforme de force (bleu), le modèle *compass gait* (vert), le modèle de référence (rouge) et les déterminants de la marche ± 2SD (corridors gris) : mécanismes de pied (MP), mécanismes de cheville (MC), flexion du genou en appui (FG), angle tibiofémoral (ATF), rotation du bassin (RB) et obliquité du bassin (OB).

5 Discussion et conclusion

Le modèle proposé analyse l'influence des six déterminants majeurs de la marche établis par Saunders et al. [1] sur la trajectoire du CoM et la force d'appui au sol.
La rotation du bassin contribue de façon négligeable à la fois à la minimisation de l'amplitude de déplacement vertical du CoM et au pattern de force verticale d'appui au sol. L'angle tibiofémoral ne montre également aucune contribution sur ces deux paramètres durant l'appui. La flexion du genou en appui ne montre aucune contribution à la diminution de la position verticale estimée à l'instant de pic vertical de la trajectoire de référence du CoM (fig. 2). En fait, il existe un déphasage entre

l'apparition de la flexion du genou et l'instant d'apparition de pic vertical de la trajectoire du CoM à *midstance*. Le genou subit une flexion maximale à *LO* et une extension maximale à l'instant de pic de déplacement vertical du CoM à *midstance*. Ainsi, l'augmentation progressive de l'extension du genou qui apparaît lors du simple appui entraîne une augmentation significative de l'amplitude de déplacement vertical du CoM. Plutôt, les contributions de la flexion du genou et de l'obliquité du bassin à la diminution de l'amplitude de déplacement du CoM sont majeures lors du double appui (fig. 2). Certains auteurs [8] ont émis l'hypothèse qu'en considérant leur évolution durant le cycle de marche, la flexion du genou et l'obliquité du bassin seraient grandement impliquées dans l'absorption d'une partie du choc mécanique généré par le contact initial du pied au sol et le transfert rapide du poids du membre porteur vers le membre oscillant lors du double appui. De plus, la fig. 3 suggère que le pic vertical de force d'appui au sol, en début de simple appui, est dû à la fois à la flexion du genou et à l'obliquité du bassin. Ces résultats confirment les conclusions de Pandy [5] qui montrent, à partir d'un modèle de la marche à 23 degrés de liberté et 54 muscles, que les fléchisseurs du genou et les abducteurs de la hanche contribuent significativement au premier pic vertical de force d'appui au sol en début de simple appui quand ces muscles produisent une force d'amplitude considérable.
Les mécanismes de la cheville, à travers la flexion plantaire en fin de simple appui, permettent de lisser la trajectoire verticale du CoM juste avant *CIC*. Ils contribuent donc, à cet instant, à l'apparition du second pic vertical de force d'appui (fig. 3). Neptune et al. [9] montrent que les fléchisseurs plantaires se contractent pour générer presque tout le travail positif des muscles du membre inférieur en fin de simple appui. Ils participent activement à la propulsion et contribuent de façon plus importante que les autres groupes musculaires au support et à la progression du CoM vers l'avant [9].
Les mécanismes de pied, à travers la translation du CoP sous le pied d'appui, semble être le déterminant majeur de la diminution du déplacement vertical du CoM lors du simple appui (fig. 2). Ces résultats confirment ceux de Gard et al. [2] qui ont montré, à travers une modèle pendule inversé en forme de balancier, que la diminution du déplacement vertical du CoM est en partie due aux mécanismes de pied et de cheville, la géométrie de la jambe et la longueur de pas du sujet. Ces éléments fondamentaux de la mécanique de la marche permettent de considérer les effets cumulés de l'élévation du talon, de la flexion plantaire/dorsale de la cheville et du roulement mécanique de la plante du pied d'appui. Plusieurs auteurs ont suggéré que des orthèses podales seraient ainsi améliorées en considérant le roulement mécanique du pied au cours de l'appui au sol [2].

Références

[1] Saunders, JB and others 1953 The major determinants in normal and pathological gait. *J. of Bone & Joint Surgery.* **35** 543

[2] Gard, S.A., Childress, D.S. 2001 What Determines the Vertical Displacement of the Body During Normal Walking ? *J. of Prosth. & Orth.* **13** 64

[3] Perry, J. 1992 Gait analysis : normal and pathological function. *SLACK incorporated.*

[4] Whittle, M. 2002 Gait analysis : an introduction. *Butterworth-Heinemann Medical.*

[5] Pandy, M.G. 2003 Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Phil. Trans. B* **358** 1501

[6] Wu, G., Cavanagh, P.R. 1995 ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J. of Biomech.* **28** 1257-1261

[7] Zatsiorsky, V.M. 2002 Kinetics of human motion. *Human Kinetics Publishers.*

[8] Gard, S.A., Childress, D.S. 2003 The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Arch. of physic. med. & rehab.* **80** 26-32

[9] Neptune, R.R., Kautz, S.A., Zajac, F.E. 2001 Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J. of Biomech.* **34** 1387-1398