

ANALYSE MULTIDIMENSIONNELLE DES FORCES DE RÉACTION DU PIED AU COURS DE LA MARCHÉ NORMALE

E. M. LAASSEL¹, P. LOSLEVER¹, PH. VOISIN², M. HERLANT²

Les auteurs présentent une analyse des 3 composants de la force de réaction mesurée sur les pieds droit et gauche de 50 sujets. L'analyse spectrale des signaux recueillis montre qu'une fréquence d'échantillonnage de 25 Hz suffit pour caractériser la marche. L'approche utilisée pour étudier les tableaux de données construits pour chaque composante est basée sur la méthode d'analyse factorielle en composantes principales. Cette méthode multidimensionnelle qui se veut la moins réductrice possible d'information a mis en évidence une grande variabilité inter-sujet. Au niveau de la variabilité intra-sujet, une dissymétrie importante au niveau de la composante antéro-postérieure de la force est apparue. Lors de la mise en relation des trois composantes, la force transversale est apparue quasiment indépendante des deux autres. En considérant des combinaisons particulières de ces composantes, des classes de marche ont pu être mises en évidence.

Keywords : normal gait ; ground reaction force ; force-plate.

Mots-clés : marche normale ; force de réaction ; plate-forme de force.

INTRODUCTION

L'analyse des signaux issus d'une mesure externe (forces et angles) pour caractériser la marche humaine a fait, depuis longtemps, l'objet de nombreuses recherches selon diverses approches : analyse cinématique (3, 10, 11, 13, 14, 16, 22), étude des composantes de la force d'appui du pied en contact avec le sol (4, 5, 15, 20, 21, 23), analyse des enregistrements électromyographiques (1, 6, 8, 17, 19) et étude bioénergétique de la marche

(7). Les objectifs essentiels de ces recherches sont en général la mise en évidence de l'influence de facteurs particuliers : vitesse de marche (9, 12), sexe, anthropométrie (18).

L'objet du présent travail est d'analyser la force d'appui caractérisée par ses composantes latérale F_x , antéro-postérieure F_y et verticale F_z à l'aide d'une approche statistique multidimensionnelle en filtrant le moins possible les informations enregistrées.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Matériel

L'équipement utilisé pour estimer les forces de réaction est une plate-forme de force Logabex basée sur un principe de mesure extensométrique. La précision de mesure est de 0.5 daN. La plate-forme a une largeur de 400 mm et une longueur de 600 mm.

Elle est reliée à un ordinateur Motorola qui à l'aide d'une carte de conversion analogique numérique, échantillonne à 100 Hz les composantes F_x , F_y et F_z de la force de réaction. Ce ordinateur est relié à un terminal par l'intermédiaire duquel l'expérimentateur envoie les ordres de début et de fin d'acquisition. Un écran graphique permet de visualiser les différents signaux recueillis.

¹ Laboratoire d'Automatique Industrielle et Humaine, U.R.A. CNRS n° 1118, Université de Valenciennes, B.P. 311, F-59304 Valenciennes Cedex, France.

² Centre de Rééducation «L'Espoir», 25, Pavé du Moulin, F-59260 Lille Hellemmes, France.

Correspondence et tirés à part : E. M. Laassel.

Méthode d'analyse

Variables étudiées

Pour obtenir les forces au niveau de chaque pied, le sujet doit marcher dans les deux sens par rapport à la plate-forme. Le premier sens correspond à la mesure au niveau du pied droit et le second au niveau du pied gauche. Le sujet marche alors à sa vitesse normale avec les chaussures qu'il a l'habitude de porter. Plusieurs essais ont été nécessaires (de 2 à 6) pour obtenir, selon chaque sens de marche, toute la phase d'appui du pied. L'entité de base considérée dans l'analyse est un côté de la marche et non pas le sujet, chaque côté étant caractérisé par une suite de valeurs pour chaque composante de la force, régulièrement espacées dans le temps. Ces valeurs constituent l'ensemble des variables. Le fait de considérer comme observation de base le pas plutôt que le sujet permettra de mettre en évidence si un seul côté suffit à différencier la marche de deux sujets ou au contraire si les deux côtés sont nécessaires.

Population analysée

Elle comporte 50 sujets sains (étudiants en kinésithérapie et personnel médical). La population est constituée de 24 hommes et de 26 femmes, d'âge moyen 27 ± 5 ans (extrêmes : 42 et 20 ans), de taille moyenne $1.71 \text{ m} \pm 0.1 \text{ m}$ (extrêmes : 1.97 et 1.44 m) et de poids moyen $64 \text{ kg} \pm 13 \text{ kg}$ (extrêmes : 110 et 41 kg). Tous les sujets sont supposés normaux et ont effectué plusieurs tests sur la plate-forme de force. Seuls les essais jugés naturels sont retenus (certains sujets, en effet, modifient leur marche afin que le pied étudié se pose sur la plate-forme de force).

Procédure d'analyse

La première étape est la recherche d'une fréquence d'échantillonnage suffisante pour décrire la marche normale sans perte d'information. Cette recherche s'appuie sur l'analyse de la densité spectrale de puissance.

La seconde étape est la caractérisation spatio-temporelle des signaux $F_x(t)$, $F_y(t)$, $F_z(t)$ en tenant compte de la fréquence d'échantillonnage et de l'erreur de mesure lors de la détection du début de la phase d'appui. Pour cette raison, la caractérisation d'un pas est basée sur un découpage du cycle de marche en fenêtres temporelles où la valeur d'appartenance d'un échantillon temporel à une fenêtre n'est pas binaire mais comprise entre 0 et 1 (fig. 1).

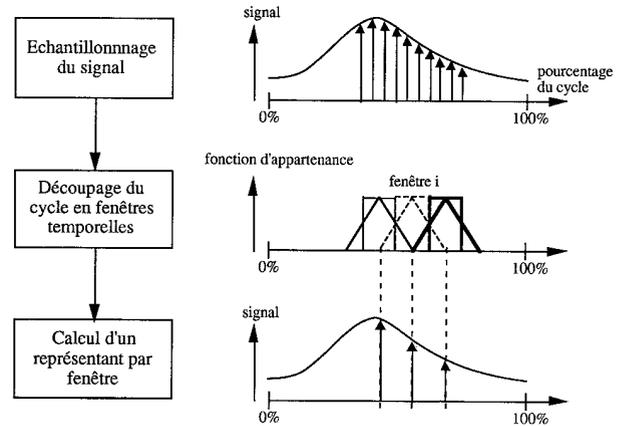


Fig. 1. — Découpage du cycle en fenêtres temporelles triangulaires.

Soit NF le nombre de fenêtres considérées, la valeur caractérisant le signal dans cette fenêtre est obtenue par une moyenne pondérée dont les poids correspondent aux valeurs d'appartenance des échantillons initiaux (à 100 Hz). Chaque moyenne est exprimée en pourcentage de la masse de l'individu.

Pour chaque composante F_x , F_y et F_z , un tableau croisant les $NP = 100$ pas (lignes du tableau) et les NF fenêtres (colonnes du tableau) est alors construit. L'analyse séparée de chacun de ces trois tableaux fait l'objet de la troisième partie. La méthode statistique utilisée est l'analyse en composantes principales normée (ACP, [24]). Dans cette méthode d'analyse multivariée, chaque pas est simultanément caractérisé par NF variables.

Considérons, par exemple, le tableau correspondant à la force F_x . Il contient NP pas et NF fenêtres, son terme générique est x_{pf} , valeur obtenue pour la fenêtre f du pas p . L'indice de comparaison entre deux fenêtres f et f' (colonnes du tableau) est l'indice de corrélation linéaire :

$$r(f, f') = \sum_{p=1}^{NP} \frac{x_{pf} - m_f}{\sigma_f} * \frac{x_{pf'} - m_{f'}}{\sigma_{f'}}$$

où σ_f et m_f représentent l'écart-type et la moyenne obtenues pour la fenêtre f , et la distance entre deux pas est la métrique euclidienne pondérée par les écarts-types des variables :

$$d^2(p, p') = \sum_{f=1}^{NF} \left(\frac{x_{pf} - m_f}{\sigma_f} - \frac{x_{p'f} - m_f}{\sigma_f} \right)^2$$

Notons que pour les mesures effectuées sur un même sujet, cette distance exprime la différence entre les pieds gauche et droit. Dans ce cas, elle peut être considérée comme un indice de symétrie (4). L'analyse mettra donc en évidence les variations intra et inter-individuelles (la classification obtenue étant effectuée sans considérer de facteurs a priori) et, simultanément, les variables les plus liées.

La quatrième étape est la mise en relation des trois composantes F_x , F_y et F_z .

Cette méthodologie d'analyse en quatre étapes permettra de faire ressortir :

1. les variables (ici les fenêtres) les plus discriminantes dans la comparaison des pas,
2. les classes de pas et de sujets,
3. les correspondances entre 1) et 2) c'est-à-dire : les classes pour lesquelles telles ou telles variables ont de grandes valeurs par opposition aux classes pour lesquelles telles ou telles variables ont de petites valeurs.

Cette analyse doit alors aboutir à la construction de modèles de marche. La procédure d'analyse est résumée sur la figure 2.

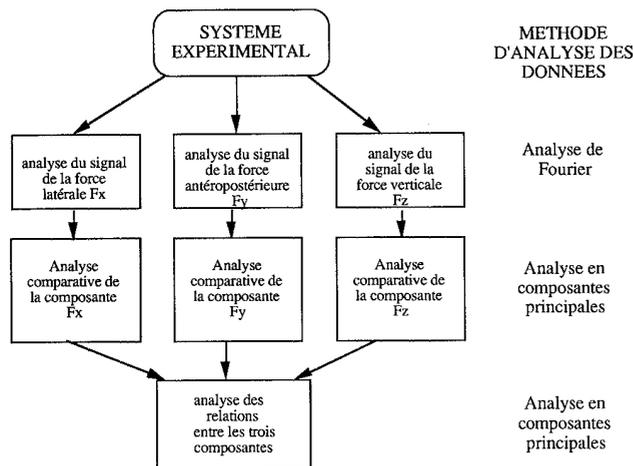


Fig. 2. — Procédure d'analyse des signaux de force F_x , F_y et F_z .

La partie suivante donne, de manière descriptive, les résultats obtenus.

RÉSULTATS

Fréquence d'échantillonnage

L'analyse de la décomposition des signaux F_x , F_y et F_z sous forme de fonctions sinusoïdales

montre que près de 99,9% de la puissance du signal se retrouve en deçà de la 8^e raie du spectre de puissance (pour un pas de période égale à 1s).

Le respect du théorème d'échantillonnage de Shannon, qui stipule que la fréquence d'échantillonnage doit au moins être deux fois supérieure à la fréquence maximale du signal, conduit à retenir une fréquence d'au moins 16 Hz. Certains sujets pouvant dépasser sensiblement une période de 1s au cours d'une marche normale, le nombre de fenêtres choisi pour décrire un pas est de 25.

En respectant le principe du découpage temporel présenté à la figure 1, chaque pas est donc caractérisé par $NF = 25$ valeurs. La fenêtre 1 est centrée sur 4% du cycle et la fenêtre 25 sur 100% du cycle.

Analyses séparées de F_x , F_y et F_z

Force F_x (force latérale)

La figure 3 donne la courbe moyenne de F_x ainsi que les distributions calculées sur les 100 pas pour les fenêtres 3, 7 et 13. Ces fenêtres qui correspondent à des extrémums relatifs pour les trois composantes sont retenues dans de nombreuses études (4). Cette figure montre que les variations sont parfois importantes. La courbe F_x moyenne n'est donc pas représentative de la population étudiée ; néanmoins, elle peut servir de référence dans la comparaison des individus. C'est à partir de celle-ci qu'est réalisée l'analyse factorielle en composantes principales.

L'analyse montre que les instants qui contribuent à différencier le plus les pas sont situés dans les fenêtres 5 à 11, ce qui correspond à la plage (20, 44%) du cycle. On constate pour cet intervalle que les différences entre les pieds gauche et droit sont en général très faibles. En effet, seuls 8 sujets présentent des différences significatives. Les figures 4.a et 4.b montrent deux sujets, l'un ayant peu de différences, l'autre présentant de grosses variations.

Dans l'intervalle [20, 44%], deux types de sujets se distinguent par rapport à la moyenne, ceux qui ont des valeurs très faibles (11 sujets) et ceux qui ont des valeurs très élevées (5 sujets essentiellement), les autres se situant au voisinage de la moyenne.

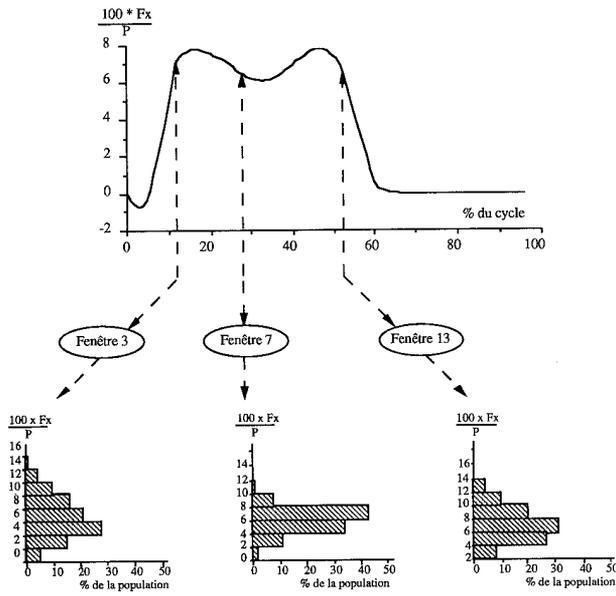


Fig. 3. — Courbe moyenne de F_x et distributions pour les fenêtres 3, 7 et 13.

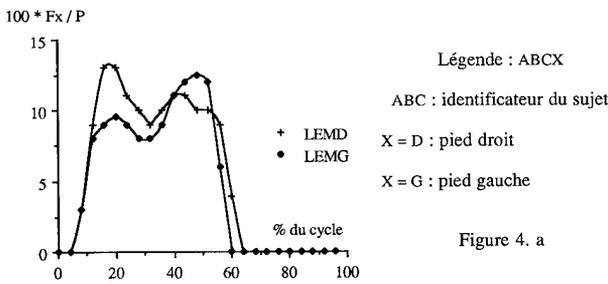


Figure 4. a

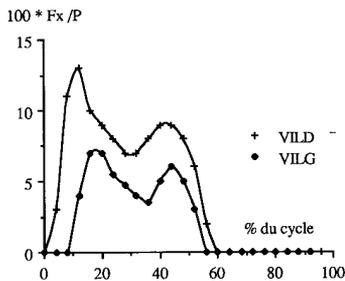


Figure 4. b

Fig. 4. — Comparaison entre F_x gauche et F_x droit.

La figure 5 met en évidence cette opposition pour 2 sujets particuliers. Pour ceux-ci, les variations intra-individuelles étant très faibles, seules les courbes des pieds droits sont représentées.

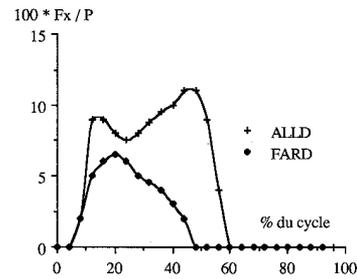


Fig. 5. — Exemples de 2 sujets présentant des valeurs de F_x très différentes dans l'intervalle [20, 44%].

Force F_y (force antéro-postérieure)

La figure 6 montre la courbe F_y moyenne et les distributions pour certaines fenêtres. La remarque faite à propos de cette figure est la même que pour la figure 3.

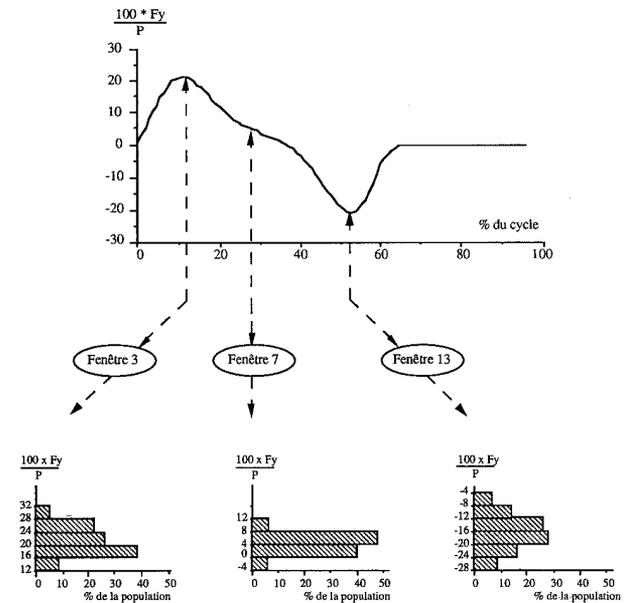


Fig. 6. — Courbe moyenne de F_y et distributions pour les fenêtres 3, 7 et 13.

Les fenêtres les plus significatives vont de 6 à 14 (24 à 56% du cycle) ; ce qui est pratiquement la même portion du cycle que pour F_x . Mais, contrairement à F_x , les différences entre pied gauche et pied droit sont très fréquentes : pour 41 sujets sur 50, la mesure algébrique de force F_y est supérieure à droite dans cette partie du cycle. Il faut aussi

constater que ces forces diffèrent d'un sujet à l'autre. La figure 7 montre deux cas typiques où les différences intra et inter sont importantes.

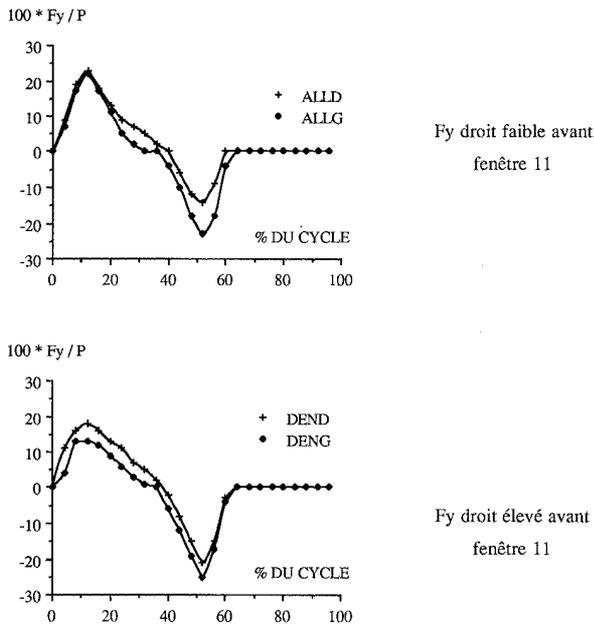


Fig. 7. — Exemples de sujets où F_y droit $>$ F_y gauche dans l'intervalle [24, 56%] (82% des cas).

Cette figure met en évidence le résultat suivant relatif à la fenêtre où la force s'annule (fenêtre 11 environ),

avant celle-ci : module (F_y droit) $>$ module (F_y gauche),
 après celle-ci : module (F_y droit) $<$ module (F_y gauche).

Ce qui montre que, pour plus de 80% de la population, la valeur de cette composante à environ 24% du cycle est supérieure à sa valeur absolue à 48% du cycle.

Force F_z (réaction verticale)

La figure 8 montre la courbe moyenne et sa distribution pour quelques fenêtres temporelles.

Les fenêtres temporelles engendrant les différences inter-pas les plus grandes sont les fenêtres 2, 6, 12 et 15. On constate donc que ce n'est pas un intervalle de temps comme dans F_x et F_y mais des instants distincts : 8, 24, 48 et 60% du cycle.

En considérant ces quatre fenêtres, deux classes de comportement se distinguent nettement de la moyenne. Une première classe, qui comprend 5 sujets, exerce des forces verticales importantes aux instants 8 et 48% mais faibles aux instants 24 et 60%. La seconde classe comprend également 5 sujets. Elle se caractérise par un comportement opposé. Ajoutons alors que les différences entre pieds gauche et droit sont beaucoup plus rares que pour F_y (8 sujets contre 41).

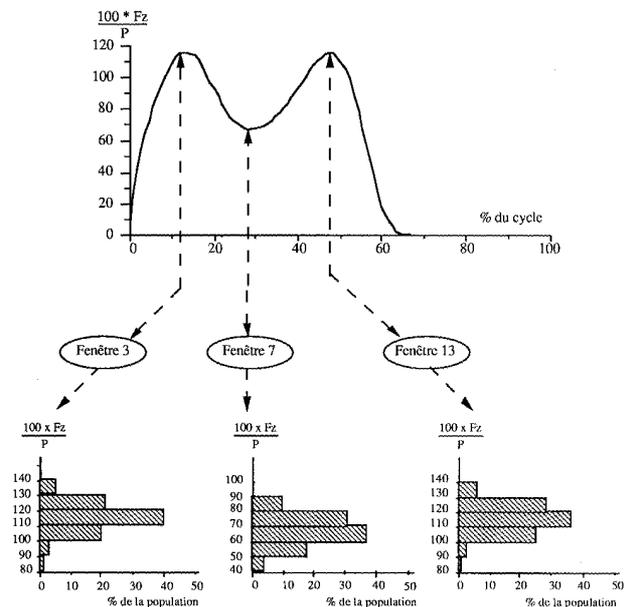


Fig. 8. — Courbe moyenne de F_z et distributions pour les fenêtres 3, 7 et 13.

La figure 9 montre 2 exemples de sujets ayant des forces très différentes pour 8, 24, 48 et 60% du cycle. Les forces gauche et droite chez chacun de ces deux sujets sont pratiquement identiques.

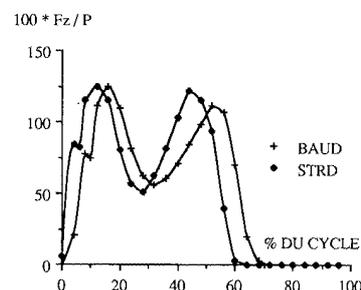


Fig. 9. — Exemple de sujets présentant des différences pour F_z aux instants 8, 24, 48 et 60%.

Le sujet «STR» exerce des forces élevées à 8 et 48% du cycle et faibles à 24 et 60% du cycle. Le sujet «BAU» a le comportement inverse.

Les résultats présentés ci-dessus proviennent des trois composantes analysées séparément. La partie suivante traite de la mise en relation de F_x , F_y et F_z .

Analyse simultanée de F_x , F_y et F_z

Les corrélations mises en évidence au niveau des composantes de la force d'appui ne concernent que celles entre la composante F_y et la composante F_z et dans les plages [0, 12%] et [60, 68%]. La composante latérale est indépendante des deux autres (fig. 10).

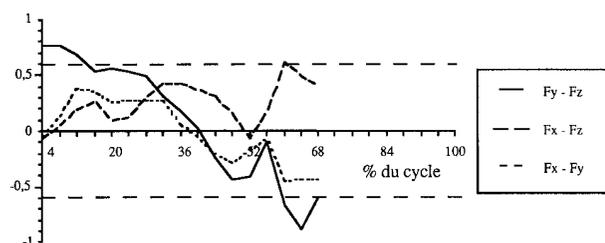


Fig. 10. — Corrélations entre les composantes de la force d'appui.

L'inversion de signe des corrélations entre ces deux plages temporelles est due au changement de signe de la composante antéro-postérieure F_y .

DISCUSSION

L'analyse spectrale effectuée sur les différents signaux relatifs à la force d'appui montre qu'une fréquence d'échantillonnage de 25 Hz suffit pour caractériser la marche. Ce résultat confirme celui trouvé par de nombreux auteurs ayant effectué ce genre d'analyse sur des signaux relatifs à des angles (4, 25) ou à des forces (2), et montre qu'il est inutile, dans le cas de la marche, d'échantillonner à des fréquences beaucoup plus élevées.

Ce résultat déduit d'une analyse de la marche à vitesse habituelle mériterait d'être plus approfondi dans le cas de la marche à différentes vitesses et en particulier à vitesse accélérée. Il reste cependant très valable dans le cas d'une marche pa-

thologique où les efforts réalisés sont différents et varient de manière moins brutale compte tenu des modifications anatomiques et physiologiques.

Les variables analysées dans cette étude sont celles décrites dans la littérature avec :

* pour F_x (figure 3), un tracé à deux pics principaux correspondant à une force de dedans en dehors.

* pour F_y (figure 6), une première partie d'amortissement et une deuxième partie de propulsion.

* pour F_z (figure 8), la classique courbe en «dos de chameau» (23) et son décroché en situation de plein appui.

L'analyse a permis de mettre en évidence les instants les plus discriminants du cycle pour chacune des composantes.

Pour la composante F_x représentant les déplacements latéraux du pied, les instants qui différencient le plus les pas sont situés dans la plage (20-44%) du cycle de marche. Durant cette plage, le marcheur qui est en appui monopodal cherche à contrôler et à équilibrer sa marche. Cette dernière semble alors plus personnalisée. L'amplitude de la force F_x dépend de l'importance des translations du bassin au-dessus du pied (translations externes puis internes). Lors du passage du bassin, les différences entre les sujets sont liées à ces translations qui dépendent de la largeur du bassin, de la longueur des segments et de la vitesse de marche.

Pour la composante F_y représentant la force antéro-postérieure du pied, la ligne horizontale en 0, aux alentours de 40% du cycle, indique la limite entre la phase de freinage (valeurs positives de la force) et la phase de propulsion ou de poussée (valeurs négatives de la composante). Un point qui ressort de l'analyse est lié à l'asymétrie de la force antéro-postérieure F_y . En effet, les résultats montrent qu'une forte majorité de la population (82%) exerce une action antéro-postérieure dissymétrique. On constate en effet dans la plage située entre 24 et 56% du cycle, que la force exercée par le pied droit est supérieure à celle exercée par le pied gauche. Il ne semble cependant pas exister de différences significatives entre les côtés gauche et droit dans l'intervalle [0-24%] du cycle. Ce résultat montre que les différences se situent surtout dans la phase de poussée et non

d'amortissement ce qui laisserait supposer l'existence d'un pied de propulsion droit et d'un pied d'amortissement indifférencié.

Viel (23), dans une étude similaire, réalisée avec des marcheurs déchaussés, avait déjà avancé l'idée d'un pied d'amortissement et d'un pied de propulsion.

Nous ne sommes pas en mesure de corrélérer les résultats de ce pied de propulsion avec la latéralité des sujets, mais les différences importantes (de l'ordre de 20%) entre l'amplitude des côtés droit et gauche devraient nous inciter à approfondir l'analyse (vérification de l'existence d'une relation entre l'amplitude de cette composante et le pied d'appel, confirmation des résultats sur des vitesses plus ou moins importantes, analyse du côté d'usure des chaussures, etc...).

L'analyse de la composante verticale F_z a permis de déterminer deux classes qui se différencient par rapport à la moyenne :

La première classe où la valeur F_z est très importante à 8% et 48% du cycle et faible à 24% et 60% du cycle. Celle-ci regroupe des marcheurs exerçant une force importante lors de l'attaque du talon, ayant un délestage plus prononcé lors de l'appui unipodal et une «poussée» rapide dans le temps. À 60% du cycle, la phase d'appui est déjà terminée. On retrouve dans cette classe des sujets ayant une phase d'appui plus courte et une vitesse de marche probablement plus importante.

La seconde classe regroupe les sujets ayant une composante faible à 8% et 48% et forte à 24% et 60% du cycle. Ceux-ci ont une marche plus lente, et une phase d'appui plus longue. L'amortissement est en quantité aussi important mais décalé par rapport à celui retrouvé dans la première classe.

CONCLUSION

En résumé, l'analyse faite montre que les sujets peuvent être classifiés et justifie donc l'intérêt de rechercher plusieurs modèles de la marche normale plutôt qu'un seul.

Par contre, le fait de ne pouvoir mettre en évidence des paramètres discriminants ou regroupants signifie qu'il faut compléter l'analyse en

introduisant des variables supplémentaires notamment tout ce qui caractérise la cinématique de la marche (amplitude du pas, vitesse de déplacements, etc...).

La méthodologie, quant à elle pourra être conservée.

Remerciements

Nous tenons à remercier le personnel du Centre de Rééducation «L'Espoir» à Lille-Hellemmes pour leur participation à la réalisation de ce travail.

BIBLIOGRAPHIE

1. Basmajian J. V. Muscles alive. Their functions revealed by electromyography.. Williams and Wilkins Co, Baltimore, 1985.
2. Bazzini G., Gorini M., Pistarini C., Rognoni A., Giordano A., Zelaschi F. Une méthode informatisée pour l'évaluation de la marche en rééducation fonctionnelle. *Ann. Réadapt. Med. Phys.*, 1989, 32, 9-19.
3. Braune W., Fischer O. (1895). *Der Gang des Menschen*. Traduit en anglais : *The Human Gait* par P. Maquet. Springer Verlag, Heidelberg, 1987.
4. Chao E. Y., Loughman R. K. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in walking. *J. Biomech.*, 1983, 16, 219-233.
5. Chao E. Y. Gait analysis : a survey. Basic and applied research. Martinus Nijhoff Publishers, 1987, 33-50.
6. Chen J. J., Shiavi R. Temporal feature extraction and clustering analysis of electromyographic linear envelopes in gait studies. *Trans. Biomed. Engin.*, 1990, 37, 295-302.
7. Didier J. P., Casillas J. M. Bioénergétique de la marche. *Ann. Réadapt. Med. Phys.*, 1986, 29, 169-187.
8. Elftman H. Biomechanics of muscle. *J. Bone Joint Surg.*, 1966, 48-A, 363-376.
9. Frigo C., Eng D., Tesio L. Speed-dependent variations of lower limb joint angles during walking. *Am. J. Phys. Med.*, 1986, 65, 51-62.
10. Herlant M., Laassel E. M., Voisin Ph., Angué J. C. Analyse des variables de la marche. Intérêt en rééducation. *Ann. Kinésithér.*, 1991, 18, 3-14.
11. Kairento A. L., Hellen G. Biomechanical analysis of walking. *J. Biomech.*, 1981, 14, 671-678.
12. Kirtley C., Witthle M. W., Jefferson R. J. Influence of walking speed on gait parameters. *J. Biomed. Eng.*, 1985, 7, 282-288.
13. Laassel E. M., Cloup P., Angué J. C. Utilisation d'un nouveau système d'analyse du mouvement pour l'étude de la marche du handicapé. *Arch. Intern. Physio. Bioch.*, 1988, 96, 28-29.
14. Laassel E. M., Loslever P., Angué J. C. Patterns of relations between lower limb angles excursions during normal gait. *Journal of Biomedical Engineering*. Vol. 14, 313-320, 1992.

15. Lord G., Gentaz R., Gandolfi R. La marche normale et ses altérations après arthroplastie totale au membre inférieur. *Rev. Chir. Orthop.*, 1977, 63, 221-236.
16. Marey E. J. Analyse du mécanisme de la locomotion au moyen d'une série d'images photographiques recueillies sur une même plaque et représentant les phases successives du mouvement. *Comptes Rend. Acad. Sc.*, 95, 1895.
17. Milner M., Basmajian J. V., Quanbury A. O. Multifactorial analysis of walking by electromyography and computer. *Am. J. Phys. Med.*, 1974, 50, 235-258.
18. Murray M. P., Drought A. B., Kory R. C. Walking pattern of normal men. *J. Bone Joint Surg.*, 1964, 46-A, 335-360.
19. Olney S. J., Winter D. A. Predictions of knee and ankle movements of force in walking from EMG and kinetic data. *J. Biomech.*, 1985, 18, 9-20.
20. Pelisse F., Geiger D., Marie F. The use of force plate and CCD camera for gait analysis. Ninth Annual Conference of the Eng. in Med. and Bio. Society, 1987.
21. Rabishong P., Avril J., Padilha L., Perruchon E. Étude dynamique des forces plantaires au cours de la marche par l'électropodographie. Congrès de médecine physique. Toulouse, France, 1966.
22. Rainaut J. J., Lotteau L. Télémétrie de la marche. Goniométrie du genou. *Rev. Chir. Orthop.*, 1974, 60, 97-107.
23. Viel E., Perelle A., Peyranne J., Esnault M. Analyse tridimensionnelle de la marche et de l'appui du pied au sol. *Méd. Chir. Pied*, 1985, 2, 151-160.
24. Volle M. Analyse des données. Ed. Economica Paris, Col. Economie et Statistiques avancées, 1981.
25. Winter D. A. Camera speeds for normal and pathological gait analysis. *Med. Biol. Eng. Comp.*, 1982, 20, 408-412.

SAMENVATTING

E. M. LAASSEL, P. LOSLEVER, PH. VOISIN en M. HERLANT. Multidimensionele analyse van de voet reaktiekrachten van het normale looppatroon.

De schrijvers presenteren de analyse van drie componenten van de grond reaktiekrachten van zowel de linker als de rechter voet bij 50 proefpersonen. De

spectraalanalyse van de verzamelde signalen toont aan dat een norm-frequentie van 25 Hz voldoende is om het normale looppatroon te bepalen. De gebruikte benadering voor het onderzoeken van de datatabellen, gemaakt voor iedere component, is gebaseerd op de faktoranalyse methode van hoofd componenten.

Deze multidimensionele methode, waarbij zo weinig mogelijk informatie in relatie tot de ruwe data verloren gaat, geeft een hoge variabiliteit tussen proefpersonen. Met betrekking tot de intra-proefpersoon variabiliteit ontstaat er een grote dissymetrie tussen de naar voren en achteren gerichte kracht.

Met betrekking tot de verhouding van de drie componenten blijkt dat de naar binnen en buiten gerichte kracht zeer onafhankelijk is t.o.v. de andere twee krachten.

Bijzondere indelingen van het normale looppatroon zijn voorgesteld.

SUMMARY

E. M. LAASSEL, P. LOSLEVER, PH. VOISIN and M. HERLANT. Multidimensional analysis of ground reaction forces during normal gait.

The authors present the analysis of the three components of ground reaction forces on both left and right feet on 50 subjects. Fourier analysis shows that a 25-Hz sampling is sufficient to fully characterize the normal gait. The approach used in order to study the data tables built for each component consisted in principal component factor analysis. This multivariate method, which loses the least possible information in relation to raw data, has indicated a high variability between subjects. Concerning the intrasubject variability, great dissymetry occurred between the forward and back forces. With respect to the relationship, the three components, the medial-lateral force was very independent of the two others. Particular classes of normal gait have been proposed.