



ANALYSE DE LA MARCHÉ EN LABORATOIRE

Robert DARMANA, Ingénieur Biomécanicien

INSERM ; Imagerie cérébrale et handicaps neurologiques UMR 825; F-31059 Toulouse, France
Université de Toulouse ; UPS ; Imagerie cérébrale et handicaps neurologiques UMR 825; CHU Purpan,
Place du Dr Baylac, F-31059 Toulouse, France

INTRODUCTION

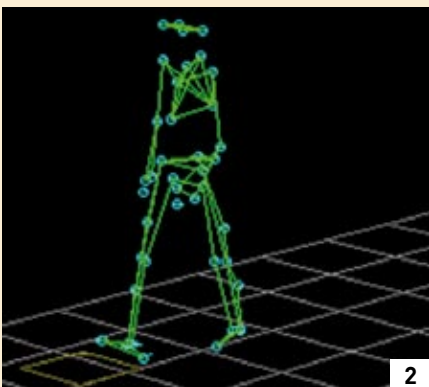
L'analyse quantifiée de la marche en laboratoire est quelquefois accusée d'être réalisée dans un milieu formaté qui lui ôte son côté naturel ; sur le plan méthodologique c'est cependant la meilleure manière d'obtenir des mesures reproductibles ce qui est indispensable car l'examen n'est jamais unique. Il y en a au moins deux, un pré- et un post-, et d'avantage quand il s'agit d'un suivi longitudinal. Pour comparer objectivement des séries de mesures et affirmer des différences ou des similitudes il est important que les conditions de réalisations des enregistrements soient identiques. Ceci est rendu possible par le fait que les laboratoires sont calibrés, que les sujets sont enregistrés dans un volume bien délimité et comportant un repère de référence (0,x,y,z).

I - MESURE DU MOUVEMENT

Le système le plus répandu est le système opto-électronique, formé de deux caméras au moins pour obtenir des mesures en trois dimensions. Des repères sont positionnés sur le sujet (Fig.



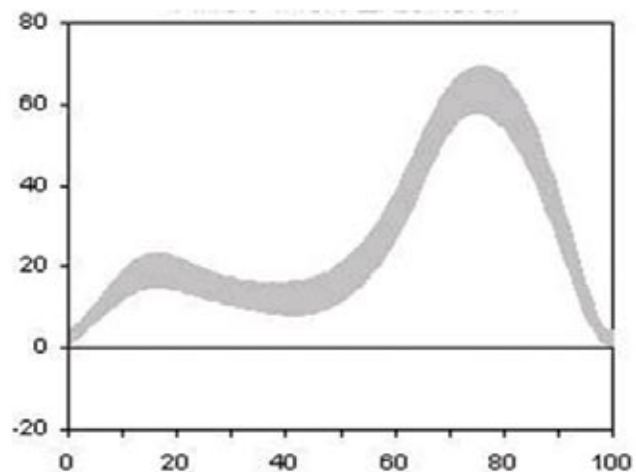
1



2

1) et les liens créés entre ces repères, reproduisant les différents segments osseux fémur, tibia, ...etc. constituent un modèle (Fig. 2). Les caméras sont repérées par rapport au volume cité plus haut selon leurs six degrés de liberté, x, y, z, Rx, Ry, Rz. Pendant l'enregistrement de la marche, la position de chacun de ces repères est identifiée par l'intermédiaire des caméras ; le nombre de données caractérisant ces positions est fonction de la fréquence d'acquisition du système (jusqu'à 250 Hz soit 250 coordonnées par seconde pour chacun des repères). Ainsi, chaque zone identifiée du corps du sujet, peut être caractérisée de manière cinématique car les mesures des différentes positions successives en fonction du temps donnent les vitesses et les accélérations linéaires et angulaires. En dehors de ces variables qui caractérisent un mouvement, la comparaison en continu des positions relatives des liens modélisant les différents segments osseux aboutit à la mesure des mouvements articulaires (Fig. 3). Toutes ces données peuvent être décrites en fonction du temps ou en fonction du cycle de marche¹ qui est la référence pour l'analyse finale.

¹ Un cycle de marche normale commence à la réception d'un talon et se termine à la réception suivante du même talon.



Courbe représentant la variation angulaire de l'angle de flexion-extension du genou en fonction du cycle de marche côté en %.

3

II - MESURE DES FORCES DE REACTION AU SOL

Elle est réalisée avec un système appelé souvent plateau dynamométrique composé de deux plaques reliées par des capteurs de forces qui sont de type piézoélectriques ou à jauges de déformation (Fig. 4). Cet ensemble doit être intégré dans l'épaisseur du sol et ne pas en dépasser car les conditions de mesure ne seraient plus en marche normale mais « en montant ». Cet ensemble est placé sur la piste de marche dans le volume calibré évoqué au paragraphe précédent et positionné de manière à ce que le sujet soit en vitesse de marche établie lorsqu'il l'atteint et qu'il lui reste 3 à 4 mètres à parcourir après l'avoir quitté. En effet, si la distance avant le capteur est trop courte, la mesure pourra comporter une phase liée à l'accélération du démarrage et si

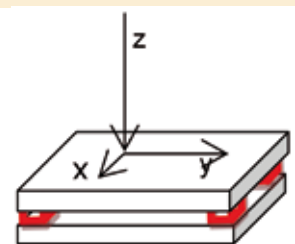
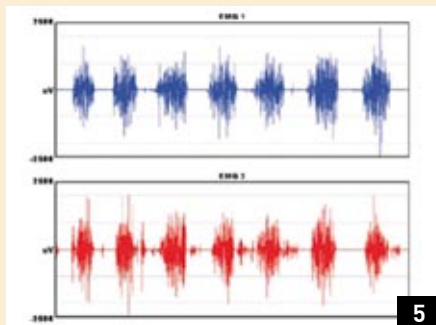


Schéma illustrant la structure d'un plateau dynamométrique

4



Le sujet n'a pas l'instruction de continuer à marcher après la mesure, l'intensité de propulsion en fin de phase d'appui pourra être erronée. Les données obtenues sont exprimées en fonction du temps ou de la durée d'appui du pied sur le sol ; elles correspondent aux forces et aux moments de forces exercés en continu par les pieds sur le sol, respectivement selon les trois axes x, y, z et autour de ces trois axes.

III - MESURE DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE

Elle est réalisée à l'aide d'électrodes collées en surface des muscles superficiels ou avec de fines aiguilles plantées plus profondément dans les muscles non accessibles en surface. Ces électrodes permettent de recueillir l'activité électrique transmise par les muscles qui reflètent ainsi leur activité propre ainsi que celle de la jonction neuromusculaire. Les tracés obtenus fournissent une information sur l'intensité du signal et sa durée (Fig. 5). Lorsque ces tracés sont enregistrés sur plusieurs muscles en même temps, ce qui est le cas pendant la marche, il est possible de visualiser les séquences d'activation de tous les muscles simultanément et de vérifier si leurs activités relatives sont cohérentes. En effet, deux muscles antagonistes peuvent être capables d'avoir une activité par contre si ces activités sont simultanées il



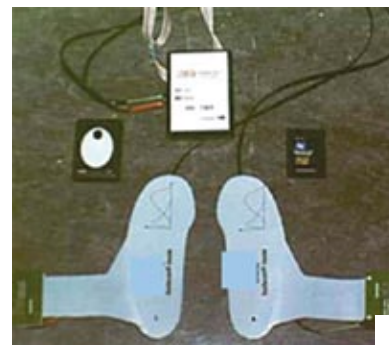
Tapis de mesure des pressions plantaires Win Track de Medicauteurs (31 Balma), 200hz, 12288 capteurs

peut s'agir d'une incohérence temporelle susceptible d'entraîner un blocage articulaire.

Sur le plan matériel, la technique a considérablement évolué : il existe aujourd'hui la possibilité d'enregistrer jusqu'à 32 muscles simultanément et de s'affranchir des fils de connexion des électrodes car chacune est équipée d'une petite unité de traitement et de transmission du signal par Wifi. Le sujet est ainsi libre de tout mouvement.

IV - MESURE DES PRESSIONS PLANTAIRES

Les podomètres électroniques permettent de mesurer les pressions et les surfaces de contact qui s'appliquent sous les pieds pendant la marche ou en station debout statique. Les développements technologiques récents dans le domaine des matériaux ont permis de faire évoluer ces capteurs et d'améliorer ainsi les acquisitions en mouvement qui nécessitent des matériaux plus réactifs et des fréquences d'échantillonnage plus élevées qu'en statique. Ils se présentent sous formes de plateaux et de tapis (Fig. 6) ou de semelles (Fig. 7), les trois versions peuvent être utilisées pour des examens statiques et dynamiques : l'examen statique doit être effectué en position de confort, bras ballants, regard vers l'infini, l'examen dynamique doit être effectuée dans les mêmes conditions que pour la mesure de forces. Les plateaux et les tapis ne doivent être utilisés que pieds nus sous peine d'analyser l'interface chaussure-capteur et non pied-capteur, alors que les semelles sont obligatoirement utilisées avec chaussures ce qui permet d'analyser l'interface pied-chaussure, celui qui intéresse a priori le podologue. Les plateaux et les semelles sont conçus selon le même principe, ils comportent des capteurs de force répartis sous forme matricielle. La densité varie de 1 à 4 capteurs par cm², ceci caractérise la définition de l'image du pied. La fréquence d'acquisition ou fréquence d'échantillonnage est, comme pour tous les capteurs, la caractéristique primordiale car c'est elle qui définit le nombre de points de mesures qui donneront l'image numérique du signal. Pour l'enregistrement de la marche à vitesse normale une fréquence de 100 Hz est acceptable, elle devra être supérieure pour la course. Les systèmes actuels présentent des fréquences pouvant atteindre 500 Hz. Les capteurs de force qui sont les éléments sensibles de ces podomètres sont de différentes natures technologiques mais le mode d'utilisation reste le même. Les logiciels associés donnent l'image des empreintes



Semelles embarquées FootScan (Biogesta, 59300 Valenciennes)

plantaires en représentant les zones de différents niveaux de pression par des couleurs différentes. Ils donnent tous aussi les surfaces de contact ainsi que le centre de pression en statique et la trajectoire du centre de pression en dynamique. Les plus évolués donnent la possibilité d'associer l'intensité de la mesure et sa durée ce qui correspond à une valeur globale de contrainte ; ce paramètre est appelé « Impulse » ($I = P \times t$ avec P = pression et t = durée d'application de cette pression).

CONCLUSION

Il se crée plusieurs laboratoires d'analyse de la marche en France chaque année. Autant dire que cet examen est devenu indispensable pour certaines spécialités médicales et chirurgicales et que la nécessité intellectuelle et pratique de travailler sur des données objectives est entrée dans les mœurs. Des progrès très importants ont été réalisés par exemple dans la chirurgie de l'enfant infirme moteur cérébral car les mesures dynamiques devenues possibles ont pu montrer simultanément les défauts musculaires, osseux, fonctionnels et guider ainsi objectivement le travail des médecins et des chirurgiens. Et d'autant plus objectivement d'ailleurs que le résultat obtenu peut être comparé à l'état initial ce qui rend encore mieux compte de l'efficacité du traitement.

BIBLIOGRAPHIE

- E. Viel. *La marche humaine, la course et le saut*. Masson, Paris, 2000.
- EC. Frederick. *The evolution of foot pressure measurement*. Sensors, June 1993.
- A. De Cock, D. De Clercq, T. Willems, E. Witvrouw. *Normative data for temporal parameters and patterns of foot during barefoot running*, Gait and posture Vol. 16, suppl. 1, September 2002, 135
- R. Darmana. *Technologies et application pratique des podomètres électroniques*. ADP Magazine 2006.

LIENS UTILES

- <http://www.biometrics.fr/V4/8-l-electromyographie>
- <http://www.medicapteurs.fr>
- <http://www.biogesta.fr/pages/produits/produits.html>