

Le paramètre AFY

Pierre-Marie GAGEY

Les posturologues ne peuvent pas se passer d'un modèle biomécanique pour interpréter les chiffres (fournis par leurs chaînes de mesure). Certes, le modèle du pendule inversé que nous utilisons actuellement est loin d'être parfait. Outre sa réduction importante des degrés de liberté du pendule humain, ce modèle confond l'axe des tibio-tarsiennes et l'axe de Henke. Il suppose minimales les débattements angulaires. Il admet que les muscles propres des pieds n'interviennent pas dans le contrôle de la position du centre de gravité, ce qui est sans doute une erreur (Tortolero et al., 2007). Il serait souhaitable que ce modèle du pendule inversé soit remplacé par un meilleur modèle, le modèle du balais par exemple (Roberts, 1995; Gagey et al., 2003)... Mais en attendant la formalisation biomécanique de meilleurs modèles, nous sommes bien obligés de l'utiliser, en reconnaissant qu'il est, quand même, "acceptable" (Winter et al., 1997; Gagey et al., 2004).

L'histoire du paramètre AFY

L'histoire du paramètre AFY nous servira à montrer que, grâce au modèle du pendule inversé, les posturologues ont compris la relation qui existe entre l'accélération horizontale du centre de gravité [A] et la position moyenne du centre de pression selon l'axe antéro-postérieur [Y] et cette relation de l'Accélération en Fonction de la position en Y, AFY, fournit aux posturologues une nouvelle variable dont les informations présentes en A et en Y, ne deviennent claires et utilisables par le clinicien qu'à travers le paramètre AFY, compris grâce au modèle du pendule inversé.

Un début chaotique

C'est une erreur de débutant en informatique qui a attiré l'attention sur cette relation. Bienheureuse erreur !... Une image sera plus parlante que n'importe quel discours (fig. 1).

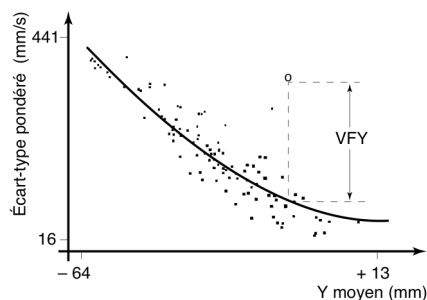


FIG. 1 — Document historique (1985)

Première régression linéaire trouvée entre la position moyenne en Y et l'écart-type de la vitesses des déplacements du centre de pression.

La corrélation très élevée entre ces deux paramètres était due à l'intégration, par erreur, de l'ordonnée de la première position

échantillonnée du centre de pression dans le calcul de l'écart-type de la vitesse (Gagey & Gentaz, 1986).

Impossible de ne pas s'intéresser à une pareille régression linéaire! Connaissant la fonction de la courbe de régression, il était facile de comparer l'écart-type observé à un écart-type calculé à partir de la position en Y: cette comparaison chiffrait le paramètre VFY (Gagey & Gentaz, 1993), ancêtre de l'AFY. L'interprétation de ce paramètre VFY n'était pas claire. Très vraisemblablement il y avait quelque chose à voir avec la tension des tissus des loges postérieures des jambes, plus le sujet est penché en avant (+13 sur le schéma) plus ces tissus sont tendus. Mais alors que signifiait cette augmentation de l'écart-type de la vitesse lorsque le sujet arrive presque à la verticale de ses chevilles?

La découverte de l'erreur informatique a bloqué la recherche sur ce paramètre qui apparaissait alors comme un pur artefact. Effectivement, l'erreur corrigée, la régression linéaire était beaucoup moins spectaculaire (fig. 2).

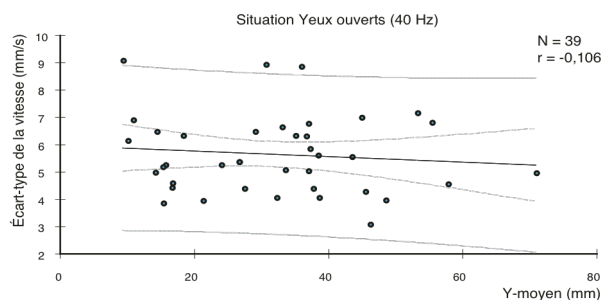


FIG. 2 — Régression linéaire sans l'erreur informatique.

Mais curieusement les cliniciens avaient pris goût à ce paramètre qu'ils trouvaient "intéressant". La corrélation, même très faible, existait bien et devait

avoir un sens.

Avec Guy Bizzo nous avons alors repris l'examen du problème (Gagey, 1999). L'erreur informatique, banale erreur de boucle, avait simplement introduit dans la distribution des vitesses du centre de pression, une valeur qui ne devait pas y figurer: l'ordonnée de la première position échantillonnée du centre de pression. Ce qui explique l'importance du coefficient de corrélation avec le Y-moyen. Comme le paramètre VFY paraissait intéressant, nous avons décidé de le garder en précisant simplement que l'écart-type de la vitesse du centre de pression que nous utilisions était un "écart pondéré". Cette pondération, fortuite initialement, s'imposait finalement par la praxis. La décision du contenu d'un paramètre est entre les mains de ceux qui le proposent.

A la recherche d'une signification

Une étude stabilométrique de l'effet de la hauteur des talons sur le contrôle postural de la danseuse professionnelle, réalisée par de Tauzia et Ferrus a confirmé la très forte relation du paramètre VFY avec la tension des tissus de la loge postérieure des jambes. 15 danseuses ont été enregistrées sur quatre hauteurs de talons (0, 3, 6, 9 cm) en situation YO et YF. Une analyse en

composantes principales montre clairement une séparation entre les enregistrements "0" faits sans talons, et les enregistrements "9" réalisés sur talons de 9 centimètres de haut (fig. 3).

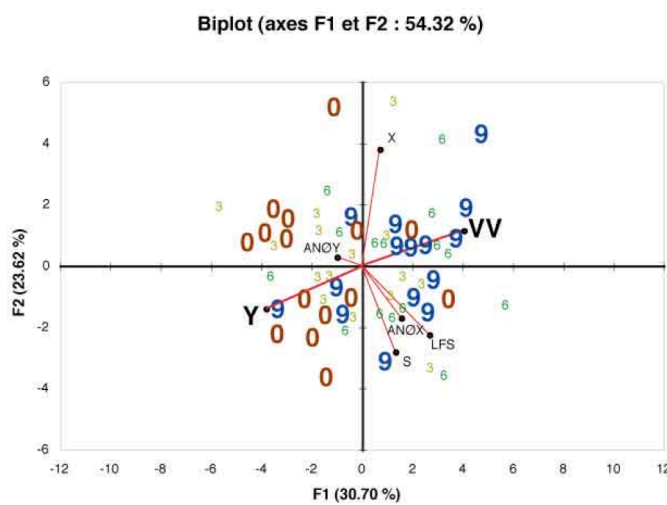


FIG. 3 — Analyse en composantes principales

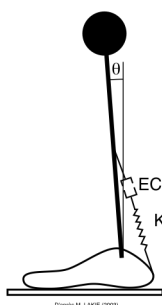
15 sujets, 1 facteur: la hauteur du talon à 4 modalités: 0, 3, 6, 9 cm, à partir de 7 paramètres stabilométriques: VV: écart-type de la vitesse de déplacements du centre de pression; Y: Y-moyen; X: X-moyen; S: Surface; LFS; ANØ2X et ANØ2Y

Cette séparation entre les enregistrements faits sans talons ou sur talons de neuf centimètres de haut est clairement orientée le long des axes des paramètres VV et Y. L'Anova confirme que la différence entre les "0" et les "9" est significative pour les paramètres Y-moyen et Écart-type de la vitesse de déplacement du centre de pression (Tauzia et al., 2010). Comme il est admis que la surélévation du talon réduit la tension des tissus des loges postérieures des jambes, ce travail confirme la première hypothèse: l'écart-type de la vitesse des déplacements du centre de pression varie en raison inverse de la tension des tissus des loges postérieures des jambes.

A cette époque Loram et coll. (2009) ont confirmé qu'au niveau de ces loges postérieures des jambes le contrôle postural utilisait la rigidité mais aussi des contractions balistiques pour pallier à l'insuffisance, bien connue, de cette rigidité tissulaire (Winter et al., 1998; Morasso, Shieppati, 1999) (fig. 4).

FIG. 4 — Contrôle mixte de la cheville

L'angle (θ) que le tibia fait avec la verticale du lieu est contrôlé par la raideur (K) des tissus des loges postérieures des jambes mais aussi par des contractions musculaires balistiques (EC). (Schéma de Loram)

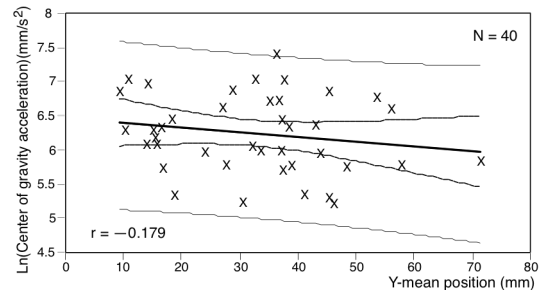


Ces contractions musculaires balistiques ne peuvent pas ne pas apparaître sous forme d'accélération du centre de gravité, d'une part et d'autre part, elles doivent être moins importantes lorsque le sujet, penché en avant, augmente la tension des tissus des loges postérieures

des jambes. La courbe de régression linéaire entre cette accélération et la position moyenne du centre de gravité doit donc manifester que ces deux paramètres sont inversement proportionnels, comme l'écart-type de la vitesse et la positions moyenne du centre de pression (fig. 5).

FIG. 5 — Régression linéaire entre la position moyenne en Y et l'accélération du centre de gravité.

La position moyenne du centre de pression et du centre de gravité sont identiques. La distribution de l'accélération du centre de gravité a été normalisée par son passage en logarithmes népériens. (Comparez à la figure 2)



L'écart-type de la vitesse du centre de pression était donc une expression approchée de l'accélération du centre de gravité. Cet écart-type de la vitesse du centre de pression a, de fait, même équation aux dimensions qu'une accélération.

Définition du paramètre AFY

Il reste à définir comment calculer ce paramètre, c'est à dire essentiellement à décider de pondérer ou non l'accélération du centre de gravité, de telle sorte que le nuage de points expérimentaux soit plus ou moins resserré autour de la courbe de régression, mais aussi et surtout de telle sorte que le gradient des positions en Y-moyen soit plus étalé.

Au niveau du programme 'Octave' de Bernard : «Boucle_de_base_N.m» fournit le vecteur V_c dont la partie réelle correspond à l'accélération en X et la partie imaginaire correspond à l'accélération en Y, donc $\text{abs}(V_c)$ correspond au module du vecteur accélération du centre de gravité.

Je veux étudier, dans une population, la régression linéaire entre la position moyenne en Y du centre de gravité: $\text{mean}(\text{imag}(V_g))$ et ??? [la valeur moyenne du module du vecteur accélération $\text{mean}(\text{abs}(V_c))$] + [l'ordonnée de la première position du centre de gravité $V_g[1]/i$].
 ??? Je ne sais pas!!!

Bibliographie

- Gage, W., Winter, D., Frank, J., Adkin, A. (2004) Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait and Posture* 19, 124–132.
- Gagey P.M. (1999) Faut-il sauver le VFY? <http://ada-posturologie.fr/VFYSauver.html>
- Gagey P.M. Dudde R, Weber B, Leblanc V (2011) L'effet stroboscopique en stabilométrie. In L. Defebvre et M. Lacour (Eds), *Posture et équilibre, Posture et locomotion*. Solal, Marseille : 183-193.

- Gagey P.M. Gentaz R. (1986) The variance of the speed of the center of pressure as a function of its mean position along the Y-axis. VIIIth Symposium of the international society of posturography. Amsterdam 12-15/05/1986, pp. 56.
- Gagey P.M. Gentaz R. (1993) Le paramètre "VFY" en stabilométrie. *Agressologie*, 34, 4: 183-185.
- Gagey PM, Bizzo G, Ouaknine M, Weber B. (2003) Deux modèles mécaniques de stabilisation posturale: la Tactique du Centre de Gravité et la Tactique du Centre de Pression. <http://ada-posturologie.fr/TactiqueDuPied.htm>
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2009) Paradoxical Muscle Movement during Postural Control. *Med. Sci. Sports Exerc.* 41, 1: 198–204.
- Morasso P.G., Shieppati M. (1999) Can Muscle Stiffness alone stabilize upright standing? *J. Neurophysiol.* 83: 1622-26.
- Roberts T.D.M. (1995) *Understanding Balance*. Chapman & Hall, Glasgow
- Tauzia de A, Ferrus T, Villeneuve Ph, Weber B, Gagey . Étude stabilométrique de l'effet de la hauteur des talons sur le contrôle postural chez la danseuse professionnelle. In: Weber B, Villeneuve Ph, eds. *Posturologie clinique. Tonus, posture et attitudes*. Paris: Masson; 2010. p. 166-172.
- Tortolero X, Masani K, Maluly C, and Popovic MR (2007) Body Movement induced by Electrical Stimulation of Toe Muscles During Standing. *Artificial Organs* 32(1):5–12,
- Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M., Gielo-Periczak K. (1998) Stiffness control of Balance in Quiet Standing, *J. Neurophysiol.*, 80 : 1211-21.
- Winter DA, Prince F, Patla A. (1997) Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing. *Gait and Posture*, 5: 153-154.