

Quelle utilisation des données stabilométriques en pratique clinique ?



Dr David GASQ
Service des Explorations
Fonctionnelles Physiologiques
CHU Toulouse – Rangueil



L'utilisation des plateformes de force est actuellement très répandue dans l'évaluation de la stabilité posturale, en raison de leur facilité d'utilisation et de leur coût abordable. Cependant, un certain nombre d'éléments fondamentaux pour l'interprétation correcte des résultats sont mal connus. Il y a peu de référentiels méthodologiques précisant comment utiliser cet outil de manière optimale, quels paramètres retenir pour quantifier la stabilité posturale, ou encore quelle erreur de mesure retenir pour interpréter correctement les données enregistrées.

I. Quelques définitions

Les premières observations quantifiées de la stabilité de l'Homme debout (premiers enregistrements posturographiques) semblent avoir été réalisés par Vierordt en 1860. Le matériel consistait en une plume attachée à la pointe d'un casque, qui grattait une feuille enduite de noir de fumée fixée au plafond. Ces enregistrements ont permis d'objectiver qu'en position dite « statique », l'Homme est en réalité animé de mouvements permanents : en conséquence, l'Homme n'est pas en équilibre mais stable. En permanence, sous l'effet de contraintes internes (activités circulatoire et respiratoire à minima) et externes le sujet est déséquilibré. La position dite statique est donc en réalité une position quasi-statique, où le sujet est plus ou moins stable.

La stabilité posturale pourrait s'entendre de prime abord comme le fait de ne pas chuter (la chute étant le degré maximal de l'instabilité posturale). En pratique, l'évaluation de la stabilité

posturale correspond à quantifier les oscillations d'un sujet debout, dans une position plus ou moins standardisée.

La stabilométrie correspond au terme consacré à l'évaluation de la stabilité sur plateforme de force. La posturographie est un terme plus générique englobant tous les aspects de l'analyse posturale, des aspects cinématiques jusqu'aux mesures réalisées avec des plateformes de force. L'évaluation instrumentale, essentiellement représentée par la mesure des déplacements du centre de pression (CdP) résultant sur une ou des plateformes de force (stabilométrie), permet une quantification précise des oscillations d'un sujet en position debout quasi-statique.

Les plates-formes de force permettent de mesurer soit les trois composantes de la force de réaction du support et les trois composantes du moment de force résultant, soit la composante verticale de la force de réaction du support, à partir de jauges de contraintes situées entre la plateforme et le sol. Sur le plan biomécanique,

le sujet, debout sur ses deux pieds, est soumis à son poids appliqué au niveau du centre de masse (synonyme de centre de gravité), et à la force de réaction du sol appliquée au niveau de ses appuis. Le CdP correspond au point d'application résultant de la composante verticale de la force de réaction du sol. La fréquence d'échantillonnage (exprimée en 40 Hz) correspond au nombre d'enregistrements effectués chaque seconde par le système d'acquisition.

L'analyse des déplacements du CdP est classiquement réalisée selon les axes antéro-postérieur (axe Y) et médio-latéral (axe X). Les déplacements du CdP au cours du temps selon les axes X et Y définissent les stabilogrammes (figure 1). La représentation des déplacements du CdP dans le plan XY définit le statokinésigramme (ou STK, figure 2). La plupart des paramètres posturaux sont calculés à partir des stabilogrammes (selon les axes X et Y) ou du STK (plan XY) (Kapteyn et al. 1983; Gagey et Weber 2004; Visser et al. 2008; Scoppa et al. 2013).

Faites plaisir à vos pieds, découvrez le confort JB Rodde

Au cours de notre vie, nos pieds parcourent en moyenne 3 fois le tour de la terre ! En négligeant la santé de nos pieds, nous nous exposons à des souffrances qui peuvent conduire à des complications difficiles à traiter.

JB Rodde propose des chaussures d'un grand confort, sans couture intérieure, conçues pour laisser aux orteils une liberté maximale tout en assurant un bon maintien du pied. Certains modèles sont même dotés de semelles intérieures amovibles afin d'y loger facilement la semelle réalisée par des podologues.



Forme normale



Forme large



Forme très large



Grandes pointures



Semelles amovibles



Essayez les chaussures JB Rodde et retrouvez la sensation de marcher pied nu ou comme avec des chaussons

PARIS 12 Rue Lacuée - 75012 Paris Tél. : 01 43 46 96 56 / 66 Avenue des Ternes - 75017 Paris Tél. : 01 56 68 91 34
TOULOUSE 56 Rue de Metz - 31000 Toulouse Tél. : 05 61 14 16 37 • **LYON** 4 Rue du Plat - 69002 LYON Tél. : 04 78 37 73 61
MARSEILLE 93 Rue Paradis - 13006 Marseille Tél. : 04 91 53 71 98 • **LILLE** 79 Rue de l'hôpital militaire - 59000 LILLE Tél. : 09 54 86 27 25
NANTES 4 Rue de Budapest - 44000 NANTES • Tél. : 09 50 50 87 72

www.jbrodde.fr

JB Rodde
Chaussez la liberté

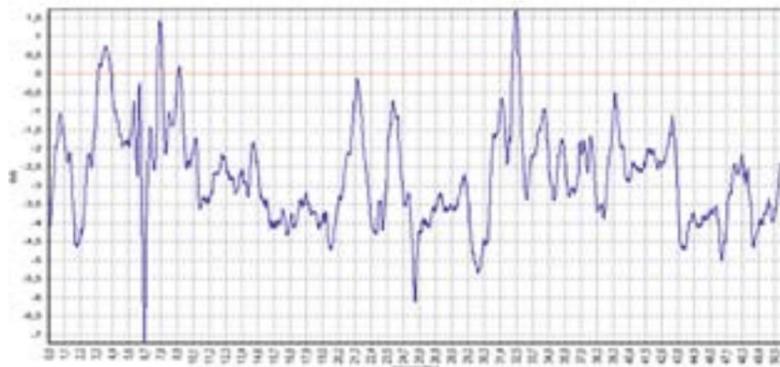


Figure 1 : Stabilogramme représentant les déplacements du CdP selon l'axe médio-latéral au cours du temps.

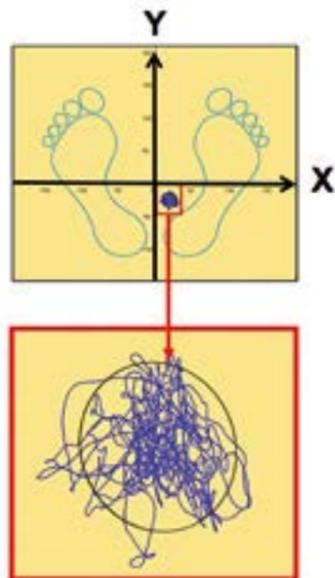


Figure 2 : Statokinésigramme représentant les déplacements du CdP dans le plan XY au cours du temps. Superposée au STK, l'ellipse de confiance à 90%, englobant 90% des points du STK (logiciel WinPosture, Medicauteurs, Toulouse).

Sur le plan biomécanique, le signal enregistré par la plateforme inclut en réalité deux composantes distinctes : les déplacements du centre de masse (CdM) du sujet, auxquels s'ajoutent les mouvements réalisés par les chevilles et les pieds pour maintenir la stabilité posturale. Cette approche biomécanique est basée sur le modèle du pendule inversé, où le sujet est considéré comme un segment rigide oscillant autour des chevilles. Depuis Thomas et Whitney en 1959 (Thomas et Whitney 1959), de nombreux auteurs ont validé le modèle du pendule inversé comme étant le mode de contrôle postural privilégié chez les sujets sains (Winter 1995). Dans ce modèle de fonctionnement, communément nommée stratégie de cheville, les mouvements réalisés en distalité suffisent à maintenir la projection au sol du CdM à l'intérieur du polygone de sustentation. Lorsque le sujet se trouve en situation plus difficile, où sa stabilité est menacée (marche sur une poutre, verglas au sol par exemple), le sujet utilise alors une stratégie dite de hanche, qui correspond à un « double » pendule inversé oscillant à la fois autour des chevilles et des hanches (figure 3).

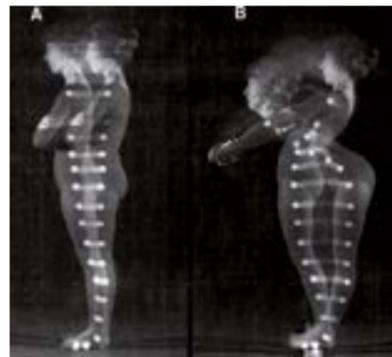


Figure 3 : Modélisation des stratégies de cheville (A) (pendule inversé) et de hanche (B) (double pendule inversé) dans le plan sagittal, d'après Horak, 1987.

L'intérêt de comprendre ces notions biomécaniques est simple : le STK matérialisant les déplacements du CdP au cours du temps, est un signal composite intégrant à la fois les déplacements du CdM du sujet, et l'activité motrice des pieds et chevilles. Il s'agit donc d'un signal complexe étant donné que la part des deux composantes n'est pas toujours constante, et peut varier selon la stabilité des sujets et les mécanismes de contrôle de la posture mis en jeu. La figure 4

illustre cette notion fondamentale, et permet de comprendre pourquoi le calcul de la différence entre les déplacements du CdP et du CdM (paramètre CP-CG dans la littérature, CG correspondant au centre de gravité) est souvent considéré comme un marqueur plus direct de la stabilisation posturale, i.e. de la mise en jeu des muscles distaux pour contrôler les déplacements du CdM. Cette analyse n'est évidemment valable que dans le cadre où le modèle du pendule inversé est respecté (Figure 4).

Nous avons rapidement parcouru quelques notions qui nous ont permis de comprendre les bases biomécaniques de l'étude des déplacements du CdP, ainsi que la complexité du signal analysé. Nous allons poursuivre en s'intéressant aux paramètres calculés à partir des déplacements du CdP.

II. Quels paramètres issus de l'analyse des déplacements du centre de pression résultant utiliser, et comment les interpréter ?

Nous proposons de scinder l'étude des paramètres posturaux (cette qualification est utilisée par défaut, mais renvoie plus spécifiquement aux paramètres issus d'une analyse des déplacements du CdP), en deux catégories : paramètres évaluant la stabilité ou performance de maintien postural du sujet, et les paramètres de symétrie. Nous évoquerons ensuite l'analyse fréquentielle, et enfin nous aborderons quelques notions de validité et de reproductibilité pour éclairer notre interprétation des résultats.

1 • Paramètres évaluant la stabilité

Il existe beaucoup (trop) de paramètres censés évaluer la stabilité d'un sujet. La plupart des logiciels du commerce fournissent à l'utilisateur plus de 15 à 20 paramètres, la problématique étant évidemment de savoir *a priori* lesquels interpréter (et non *a posteriori* en prenant le paramètre variant dans le sens qui nous arrange). Sans

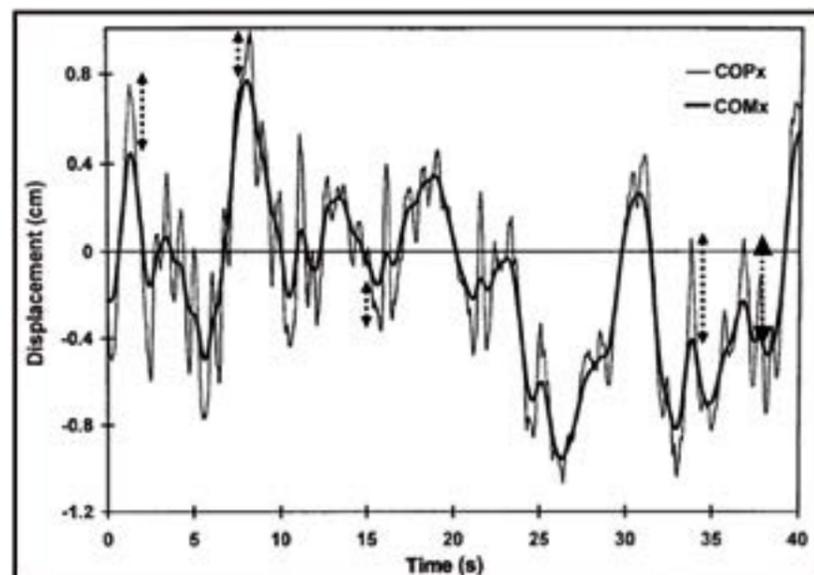


Figure 4 : Illustration des oscillations permanentes du CdP (COPx sur la figure) autour de la projection verticale au sol du CdM (COMx sur la figure). Les flèches pointillées illustrent le différentiel entre les mouvements du CdP et du CdM (paramètre CP-CG). Figure modifiée d'après Winter et al., 1998 (Winter et al. 1998).

RS SCAN INTERNATIONAL A VENIR

détailler l'ensemble des paramètres, nous allons apporter quelques précisions sur les paramètres les plus pertinents à utiliser, ou à éviter.

La mesure la plus simple correspond à étudier la longueur du STK en additionnant les distances séparant les points successivement enregistrés au cours du temps. La normalisation de cette distance par le temps permet d'obtenir la **vitesse moyenne de déplacement du CdP** dans le plan XY (exprimée en mm.s⁻¹). Cette analyse peut également être effectuée selon les axes X et Y en effectuant ce calcul à partir des stabilogrammes. Il faut préférer la vitesse à la longueur car cette dernière permet éventuellement de comparer des données issues d'enregistrements réalisés sur des durées différentes. Actuellement, il s'agit du paramètre qui semble le plus intéressant car le plus validé et reproductible (cf. partie sur la métrologie). L'utilisation de paramètres tels que l'empan des déplacements ou l'écart-type des déplacements du CdP n'a pas d'intérêt par rapport à la vitesse.

La surface de l'ellipse de confiance englobant 90 ou 95% (figure 1) des points du STK est un paramètre extrêmement ancré dans les esprits car il est facilement appréhendé par une simple visualisation graphique (figure 1). Cependant, très peu de travaux retiennent ce paramètre comme étant pertinent en raison de sa grande variabilité, et de ses faibles qualités en terme de validité (cf. partie sur la métrologie). Ces défauts sont probablement liés aux caractéristiques intrinsèques de ce paramètre qui se contente d'évaluer la dispersion des positions du CdP dans le plan XY. Le (fameux) paramètre VFY n'a pas réellement d'intérêt actuellement (selon ses concepteurs (Gagey 2015)) car il a été estimé avec des erreurs, avec une fréquence d'échantillonnage à 5 Hz (les systèmes actuels proposant une fréquence d'échantillonnage plus adaptée à 40 Hz) ne permettant pas d'avoir une norme fiable. Le paramètre LFS (pour Longueur Fonction de la Surface) a été déterminé à 5 Hz, en se basant sur des formules mathématiques d'estimation de la longueur normale par unité de surface (Gagey 1988). L'idée sous-jacente était d'évaluer le coût énergétique du maintien postural, mais ce paramètre est très peu utilisé dans la littérature, pour plusieurs raisons : la norme (établie autour de 1) n'a plus véritablement de sens dans les conditions d'acquisitions actuelles, et ses qualités métrologiques sont certainement médiocres du fait de ses liens avec la surface.

2 • Paramètres de symétrie

Les plateformes de force permettent de quantifier plus ou moins directement les asymétries d'appui selon l'axe médio-latéral (asymétrie entre les deux pieds) ou antéro-postérieur (asymétrie entre avant et arrière-pieds). Idéalement il faut disposer de deux plateformes (une sous chaque pied) pour étudier de manière directe les asymétries d'appui droite-gauche, et de quatre plateformes (une sous chaque avant-pieds et arrière-pieds, qui correspondent aux « sabots » stabilométriques) pour étudier directement les asymétries entre avant et arrière-pieds (figure 5). Il est cependant possible d'estimer ces asymétries d'appui lorsqu'on ne dispose que d'une seule plateforme de force :

- Le X-moyen permet d'estimer les asymétries d'appui droite-gauche, sous réserve que les pieds soient disposés de manière symétrique par rapport l'axe sagittal médian, et que le sujet n'ait pas d'asymétrie en terme d'appuis plantaires (pied pronateur vs. supinateur).

- Le Y-moyen permet d'estimer la répartition des appuis entre avant et arrière-pieds, sous réserve de connaître l'origine du référentiel Y0, ce qui est rarement le cas en pratique. Idéalement, il faudrait exprimer le Y-moyen en pourcentage de la longueur du pied pour pouvoir effectuer des



Figure 5 : « Sabots » dynamométriques (Feetest de Technoconcept, Mane, France) constitués de quatre plateformes de force, une sous chaque avant et arrière-pieds. Les pieds du sujet sont disposés avec 17 cm d'écart entre le milieu de la partie postérieure des talons, et un angle de 14° d'ouverture des pieds vers l'avant (axe passant par le milieu du talon et le 1^{er} métatarsien).

comparaisons entre sujets indépendamment de la pointure (Figure 5).

3 • Paramètres issus d'une analyse fréquentielle

L'analyse fréquentielle permet d'accéder à la somme des oscillations de fréquences et d'amplitudes différentes qui constituent le sta-

bilogramme. Classiquement, cette information peut être dégagée par la transformée rapide de Fourier (FFT) qui permet de calculer l'amplitude de chaque fréquence contenue dans le signal. La FFT est représentée sous forme d'un spectre fréquentiel bidimensionnel (magnitude ou puissance en fonction de la fréquence) correspondant à la projection sur un plan de l'ensemble des phénomènes qui se sont passés au cours de l'enregistrement (figure 6, partie de gauche). La FFT ne donnant pas d'information temporelle, elle est adaptée à l'analyse de signaux stationnaires. Sur le plan méthodologique, la précision d'analyse des basses fréquences est directement conditionnée par la durée de l'enregistrement, et la limite d'analyse des hautes fréquences par la fréquence d'échantillonnage (recommandée à 40 Hz, pour pouvoir analyser le spectre fréquentiel jusqu'à 20 Hz).

La limite de l'analyse par FFT est liée au fait que les déplacements du CdP ne sont pas stationnaires : en l'occurrence, l'analyse par FFT ne permet pas de caractériser les fluctuations du contenu fréquentiel au cours du temps, ce qui en limite la pertinence. L'analyse temps-fréquence (analyse en ondelettes) permet de pallier à ce problème, et constitue une méthode de choix pour effectuer une analyse spectrale, sous réserve d'en maîtriser les limites. Les résultats de l'analyse temps-fréquence est représenté sous forme d'un spectrogramme montrant le contenu fréquentiel au cours du temps, avec un codage couleur de l'amplitude du signal (figure 6, partie de droite).

L'intérêt de l'analyse fréquentielle temps-fréquence est qu'elle permet d'accéder à des propriétés du signal non accessibles lors d'une simple analyse spatio-temporelle (vitesse ou surface par exemple) : par exemple, il est possible de faire la part entre la partie du signal de basse fréquence (correspondant plutôt à des oscillations du CdM) et de haute fréquence (> 0,5 Hz, correspondant plutôt aux processus de contrôle moteur des déplacements du CdM). Il est donc possible à la fois de quantifier le signal, mais également d'accéder aux mécanismes de contrôle de la stabilisation posturale.

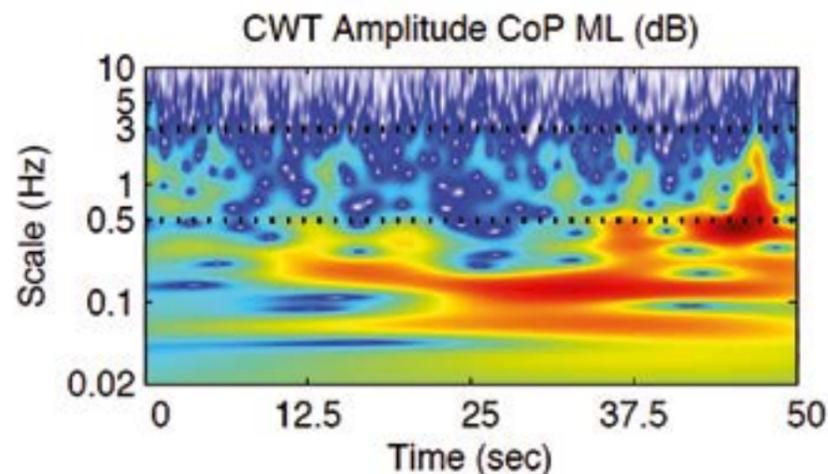


Figure 6 : Spectres fréquentiels bidimensionnel obtenu par FFT (à gauche) et tridimensionnel obtenu par une analyse temps-fréquence (à droite) des déplacements du CdP selon l'axe médio-latéral chez un sujet hémiplégié vasculaire.

4 • Pour interpréter les résultats : notions de validité et de reproductibilité

Quelques notions de métrologie sont nécessaires pour savoir rester critique face aux résultats obtenus.

La validité de nos mesures stabilométrique a été étudiée par de nombreux auteurs, afin de voir avec quelles dimensions cliniques les paramètres posturaux étaient liés. Globalement, la vitesse est le paramètre validé pour évaluer l'instabilité et le risque de chutes dans une population de sujets âgés ou ayant une pathologie neurologique. La surface est un paramètre médiocre puisque certains ont remarqué qu'elle était (de manière contre-intuitive) diminuée chez des sujets chuteurs (Piirtola et Era 2006; Visser et al. 2008; Lacour, Bernard-Demanze, et Dumitrescu 2008). Des travaux montrent également des altérations du contrôle postural (évaluées avec la vitesse) chez des patients lombalgiques (Ruhe, Fejer, et Walker 2011).

Lorsque deux mesures sont réalisées à deux temps différents, ou dans deux conditions différentes (yeux ouverts et fermés par exemple), il existe dans tous les cas une variabilité entre les deux mesures (marge d'erreur). Cette erreur de mesure est en général essentiellement liée à la variabilité biologique et aux conditions de recueil du signal. Dans le cadre de l'étude des déplacements du CdP, de nombreux auteurs ont effectué des études de reproductibilité, qui est généralement étudiée avec deux types d'outils : le coefficient de corrélation intraclass (ICC) évaluant la concordance entre deux

mesures, et la détermination de l'erreur de mesure. L'erreur de mesure est le plus souvent quantifiée avec la changement minimal métriquement détectable (MMDC) qui donne une valeur de variation du paramètre pour laquelle il y a moins de 5% de chance que ce soit une simple fluctuation de la mesure (et donc une véritable différence !). En synthèse, une durée minimale (avec un seul essai plus long ou plusieurs essais plus courts) est nécessaire, mais varie selon le paramètre étudié. La vitesse de déplacement du CdP est le paramètre le plus étudié et le plus reproductible, avec une reproductibilité acceptable pour au moins 3 acquisitions de 30 secondes. L'erreur de mesure de ce paramètre estimée avec le MMDC est d'au moins 2 mm.s⁻¹ chez le sujet sain (Lafond et al. 2004; Ruhe, Fejer, et Walker 2010; Doyle, Newton, et Burnett 2005), et proche de 10 mm.s⁻¹ chez des sujets pathologiques et instables (hémiplégiques vasculaires) (Gasq et al. 2014). Le MMDC du X-moyen est d'au moins 10 mm chez le sujet sain, et 15 mm chez le sujet présentant une hémiplégié vasculaire (Gagey 1988; Gasq et al. 2014).

La position des pieds ne semble pas être un élément déterminant dans la reproductibilité des mesures. Cependant, nous pensons qu'une position proche de la position naturelle (position 17 cm – 14° proposée par Mclroy et al., 1997, figure 5) est plus adaptée qu'une position trop contrainte (Mclroy et Maki 1997).

Il faut donc garder à l'esprit ces notions lorsque l'on souhaite interpréter un changement de valeur d'un paramètre. Malheureusement, trop peu d'études ont été réalisées, car chacune d'entre elle ne donne des valeurs utilisables que pour

la même population de sujets (intérêt de le faire chez le sujet sain comme dans plus de 80% des études, étant donné que ces sujets ne consultent pas ?) avec des acquisitions réalisées dans les mêmes conditions.

III. En synthèse et en pratique

En pratique, il est préconisé de réaliser au moins 3 acquisitions de 30 secondes en position d'appui bipodale, les pieds étant dans une position standardisée et peu contrainte (17 cm – 14°), dans un environnement calme, une consigne standardisée, et en calibrant l'ancrage visuel disponible pour le sujet lorsqu'il a les yeux ouverts (entre 1 et 2 mètres). L'interprétation devrait rester basée sur des paramètres validés, en l'occurrence la vitesse moyenne de déplacement du centre de pression résultant. Lorsque deux conditions sont comparées (yeux ouverts et fermés par exemple), ou que le sujet est évalué à deux reprises dans le temps, il faut tenir compte de l'erreur de mesure propre au paramètre (pour la population étudiée et dans des conditions d'acquisitions standardisées) pour interpréter correctement les modifications de sa valeur.

La stabilométrie a probablement un avenir intéressant dans la mesure où nous cerurons de mieux en mieux la manière optimale d'étudier les déplacements du centre de pression, avec la perspective de pouvoir quantifier de manière fine la stabilité posturale, et d'approcher les dysfonctionnements sous-jacents des mécanismes de régulation posturale.

BIBLIOGRAPHIE

Doyle, T.L., R.U. Newton, et A.F. Burnett. 2005. « Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. » *Arch Phys Med Rehabil* 86 (10): 2034-2340.

Gagey, P.M. 1988. Normes 85: Etudes statistiques des mesures faites sur l'Homme normal à l'aide de la plate-forme de stabilométrie clinique normalisée. Paris: Association Française de Posturologie.

Gagey, P.M., 2013. « Faut-il sauver le VFY ? ». <http://lada-posturologie.fr/VFY-Sauver.htm>.

Gagey, P.M., et B. Weber. 2004. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. édition. Paris: Masson.

Gasq, D., M. Labrunée, D. Amarantini, P. Dupui, R. Montoya, et P. Marque. 2014. « Between-Day Reliability of Centre of Pressure Measures for Balance Assessment in Hemiplegic Stroke Patients. » *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 11: 39.

Horak, F.B. 1987. « Clinical measurement of postural control in adults. » *Phys Ther* 67 (12): 1881-1885.

Kapteyn, T.S., W. Bles, C.J. Nijokiktjen, L. Kodde, C.H. Massen, et J.M. Mol. 1983. « Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. » *Agressologie* 24 (7): 321-326.

Lacour, M., L. Bernard-Demanze, et M. Dumitrescu. 2008. « Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. » *Neurophysiol Clin* 38 (6): 411-421.

Lafond, D., H. Corriveau, R. Hebert, et F. Prince. 2004. « Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. » *Arch Phys Med Rehabil* 85 (6): 896-901.

Mclroy, W.E., et B.E. Maki. 1997. « Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. » *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12 (1): 66-70.

Piirtola, M., et Pertti E. 2006. « Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. » *Gerontology* 52 (1): 1-16.

Ruhe, A., R. Fejer, et B. Walker. 2010. « The Test-Retest Reliability of Centre of Pressure Measures in Bipedal Static Task Conditions—a Systematic Review of the Literature. » *Gait & Posture* 32 (4): 436-445.

Ruhe, A., R. Fejer, et B. Walker. 2011. « Center of Pressure Excursion as a Measure of Balance Performance in Patients with Non-Specific Low Back Pain Compared to Healthy Controls: A Systematic Review of the Literature. » *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 20 (3): 358-368.

Scoppa, F., R. Capra, M. Gallamini, et R. Shiffer. 2013. « Clinical Stabilometry Standardization: Basic Definitions—Acquisition Interval—Sampling Frequency. » *Gait & Posture* 37 (2): 290-292.

Thomas, D.P., et R.J. Whitney. 1959. « Postural movements during normal standing in man. » *J Anat* 93: 524-539.

Visser, J.E., M.G. Carpenter, H. van der Kooij, et B.R. Bloem. 2008. « The clinical utility of posturography. » *Clin Neurophysiol* 119 (11): 2424-2436.

Winter, D.A. 1995. « Human balance and posture control during standing and walking. » *Gait Posture* 3: 193-214.

Winter, D.A., A.E. Patla, F. Prince, M. Ishaq, et K. Gielo-Periczak. 1998. « Stiffness control of balance in quiet standing. » *J Neurophysiol* 80 (3): 1211-1221.