

# Histoire d'un algorithme

Bernard & Pierre-Marie GAGEY

En 2010 Bernard a trouvé une nouvelle solution mathématique originale pour calculer le centre gravité à partir du centre de pression des forces verticales. J'ai proposé la publication de cet algorithme à la revue Medical and Biological Engineering and Computing. Après divers allers-retours, la revue, en 2013, a refusé de publier cet algorithme dans le cadre d'une brève note technique parce que la solution mathématique est si simple qu'elle ne mérite pas d'être publiée «the mathematics may not be sophisticated enough to warrant a specific publication.» [1]

En 2013 la revue Frontiers in Bioengineering a refusé de publier l'algorithme sur l'avis d'un seul referee qui n'a pas compris la solution mathématique proposée par Bernard: «The remaining derivation (Eqs. 2-6) casts CoF as a function of the CoG (or just “G” in the equations). Thus one could, in theory compute CoF knowing CoG, but then one would need an independent measure of CoG (e.g., from motion analysis, etc.).» Le referee s'est tout simplement trompé d'équation, il s'agit de l'équation (Eq. 1)!

En 2014 J'ai proposé au Journal of Biomechanics de publier cet algorithme tout simplement dans une notre brève. Les referees étaient d'accord sur la valeur de cette solution mathématique «The proposed approach exploits the edge effect when solving differential equations, which is a smart and, apparently, original idea.» Mais la revue en a refusé la publication car je n'expliquais pas à quoi ce calcul pouvait servir... Ce qui est un autre problème, mais chaque revue a sa politique éditoriale.

En 2015 le Journal of Biomechanics a de nouveau refusé de publier le papier soumis qui comportait les explications demandées. Les referees notent à nouveau que: «The proposed approach exploits the edge effect when solving differential equations, which is a smart and, apparently, original idea.» Mais ils

ne comprennent pas les explications basée sur un principe épistémologique pourtant simple, que les médecins français ont reconnu depuis 1916: L'intersubjectivité fonde l'objectivité d'un syndrome fonctionnel [2]. «What does this sentence mean "Intersubjectivity is the basis of the objectivity of these functional disorders"? This is a good example of the lack of clarity and objectivity of the manuscript as a whole.» [3]

1. [http://ada-posturologie.fr/CoP\\_CoG\\_New\\_Algorithm.pdf](http://ada-posturologie.fr/CoP_CoG_New_Algorithm.pdf)
2. Marie P. (1916) Les troubles subjectifs consécutifs aux blessures du crâne. Revue de Neurologie, 4-5: 454-476.
3. C'est le texte suivant qui comporte et la deuxième mouture de l'article soumis et les commentaires des referees aux deux moutures

## **Pourquoi et Comment utiliser le Centre de gravité en stabilométrie clinique ?**

Bernard Gagey & Olivier Bourdeaux & Pierre Marie Gagey

### **Résumé**

Les cliniciens doivent être critiques lorsqu'ils traitent des patients qui souffrent de troubles purement fonctionnels du système postural — sans lésion anatomique du système nerveux central —. La stabilité se révèle un domaine de choix pour exercer cette critique, tant sur le concept lui-même de stabilité que sur les moyens de l'objectiver. Il faut arrêter de fonder nos analyses stabilométriques uniquement sur le traditionnel 'centre de pression' qui embrouille stabilité et stabilisation. De nombreuses méthodes ont été proposées pour évaluer la position du centre de gravité à partir du centre de pression, une nouvelle méthode est ici présentée. Pour choisir l'une d'entre elles, il faut tenir

compte de sa capacité à confronter le sujet à une population de référence. Ce qui peut aboutir à un choix différent de celui des laboratoires d'étude du mouvement; la stabilométrie est spécifiée par son objet, il s'agit ici de stabilométrie clinique posturale.

## Why

La guerre de 1914-1918 a obligé les neurologues à prendre en compte les troubles neurologiques fonctionnels qui échappent à leur concept anatomo-clinique. Non seulement ils existent (Babinski & Froment, 1917) mais encore certains d'entre eux ont une objectivité indiscutable lorsqu'on observe une cohorte de patients qui souffrent des mêmes troubles: «Ils disent tous la même chose, avec les mêmes mots, on ne peut pas penser qu'ils se sont mis d'accord.» (Marie, 1916). L'intersubjectivité fonde l'objectivité de ces troubles fonctionnels. Mais lorsqu'un clinicien observe un patient fonctionnel isolé, le critère d'intersubjectivité s'émousse et le clinicien a besoin de trouver d'autres critères qui sous-tiennent l'objectivité des plaintes subjectives de son patient. Certains neurologues ont alors essayé d'utiliser les stimulations galvaniques labyrinthiques, sans succès (Cestan et al., 1916, a; 1916, b; Foy, 1919). Par contre, dès leur apparition dans le domaine clinique, les plateformes de forces ont suscité des espoirs (Baron, 1964). Espoirs partiellement déçus: les plateformes de forces sont incapables, aujourd'hui encore, de fournir un indice certain de l'objectivité des troubles fonctionnels présentés par un patient, elles sont tout juste capables de fournir une série de présomptions. Ce qui ne signifie pas que les plateformes soient devenues inutiles, elles sont utiles, et même de plus en plus, mais différemment: elles permettent aux cliniciens du fonctionnel de valider l'efficacité de leurs traitements, d'accéder à un langage dont la rigueur essaie de se fonder sur la biomécanique.

Or cette rigueur du langage est devenue strictement indispensable depuis que nous avons découvert le fonctionnement dynamique non linéaire du système

postural (Baron, 1955; Firsov & Rosenbum, 1990; Martinerie & Gagey, 1992; Myklebust & Prieto, 1995; Thomasson, 1995; Gagey, 1998; Cao & Kin, 1998; Murata & Iwase, 1998; Peterka, 1999; Micheau & Kron, 2001; Sasaki et al., 2001, 2002, 2006; Peng & Mietus, 2002; Shimizu & Thurner, 2002). Le critère de proportionnalité entre la cause et l'effet ayant disparu, n'importe quel événement mineur peut être présumé à l'origine de guérisons remarquables, (Janin, 2007; Ehring & Kurzawa, 2012), par exemple un prisme optique d'une demi-dioptrie placé devant un œil dans une position donnée (Baron et Fowler, 1952; Quercia et al, 2007) ou encore une toute petite pastille collée sur la face linguale d'une certaine dent (Marino & Quercia, 2007)... On n'a plus, mathématiquement, le droit de dire que ces effets étonnantes sont impossibles mais, concrètement, on a quand même besoin d'autres preuves que les simples allégations subjectives des patients. Une réflexion critique a dû alors se développer autour de ces phénomènes nouveaux, mouvants, incertains, étranges même par certains cotés, particulièrement dans leurs implications thérapeutiques (Gagey et al., 1980; Gagey & Weber, 1995-a, 1997, 2000, 2001, 2008; Bricot, 1996; Willem, 2001; Vallier, 2012). En France, cette critique de la Posturologie s'est exprimée au sein de l'Association Française de Posturologie (Gagey & Weber, 1995-b; Lacour et al., 1997) puis de l'Association Posture et Équilibre (Lacour et al., 1999a, 1999b, 2001, 2003, 2004, 2005, 2006a, 2006b, 2007, 2008, 2009, 2011, 2012a, 2012b) elle a gagné ensuite les pays latins au sein de l'Association de Posturologie Internationale (Villeneuve, 1996, 1998; Weber & Villeneuve, 2000, 2003, 2007, 2010, 2012).

Cette réflexion critique a été essentiellement clinique, mais pas uniquement. En biomécanique, cette critique s'est attaquée d'abord au concept d'équilibre selon les médecins: «Pour qu'il y ait équilibre il suffit que la ligne de gravité tombe à l'intérieur de la base de sustentation» disait André Thomas. Or en fait, on constate que la ligne de gravité d'un homme "normal" debout au repos reste à «l'intérieur d'une surface qui ne fait même pas un centimètre carré», on

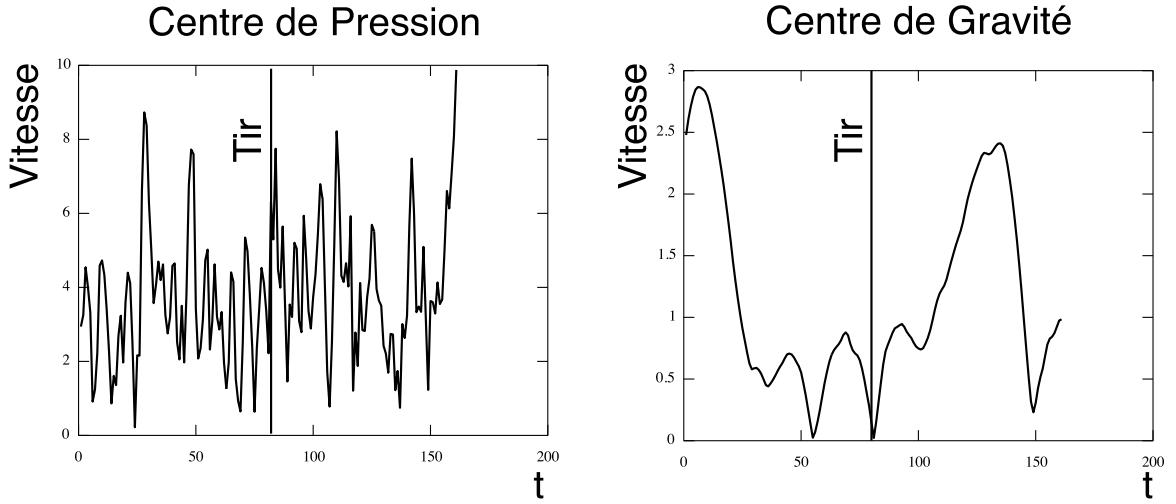
doit donc reconnaître qu'il ne suffit pas que la ligne de gravité tombe à l'intérieur de la base de sustentation pour que le sujet soit "normal". Le concept médical d'équilibre est un mauvais concept, il ne permet pas de réfléchir à tout ce qu'il peut y avoir d'anormal chez les patients qui se plaignent d'instabilité, alors que leur verticale de gravité reste à l'intérieur de leur base de sustentation. Le concept physique d'équilibre permet de constater que l'homme normal debout au repos n'est jamais en équilibre, il est stable, son corps revient au voisinage d'une position moyenne lorsqu'il en est écarté. Ce concept de stabilité est rapidement devenu le concept biomécanique de base de nos études. Avec les plateformes de forces, on peut mesurer la précision de la stabilité d'un sujet par l'écart moyen de son centre de gravité (CdG) à sa position moyenne, évaluer l'énergie dépensée par le système pour obtenir cette stabilité, vérifier que cette dépense d'énergie est cohérente avec la stabilité qui en résulte, étudier la constante de temps de cette stabilité.

Notre réflexion critique s'est ensuite attaquée à l'utilisation, en stabilométrie, du "Centre de Pression" (CdP). Il n'est pas la projection du centre de masse<sup>1</sup> (CdM) sur le plan de la plateforme. (Thomas & Witney, 1959; Murray et al., 1967). En assimilant le CdP à la projection du CdM on commet une erreur qui peut être importante (Gurfinkel, 1973). L'analyse de ce signal du CdP montre qu'il comporte deux parties nettement distinguées, soit autour de 1 Hertz en analyse fréquentielle (Gagey et al, 1985) soit autour d'une seconde, en analyse temporelle (Collins et al., 1993). Le signal du CoP comporte deux séries d'informations, l'une sur la variable contrôlée, le CdM (en dessous de  $\pm 1$  Hz), l'autre sur la variable contrôlante, de fréquence plus élevée (Winter, 1995). Ce signal du CdP n'est donc pas adapté à une étude rigoureuse de la stabilité de l'homme debout puisqu'il mélange ces deux types d'informations, ce faisant il brouille les informations sur la position, la vitesse (fig. 1), l'accélération du

---

<sup>1</sup> Winter a proposé de distinguer clairement dans notre langage le CdM, «point de masse équivalente à la masse totale du corps, dans le système de référence global » et le CdG «projection verticale du CdM sur le plan du sol.» (Winter & Eng, 1995)

CdM. Stabilité et Stabilisation sont deux phénomènes connexes, mais différents comme André Thomas l'avait déjà perçu (1940).



*FIG 1 — Vitesses du CdP et du CdG de l'enregistrement d'un tireur à la carabine, deux secondes avant et après le tir.*

*Seule la vitesse du CdG permet de constater que le tireur maîtrise la vitesse de son centre de gravité à l'instant du tir. (Enregistrement sur Cyber-Sabots à 40Hz, en position de tir; calcul du CdG par l'algorithme présenté dans cet article).*

Ces deux critiques expliquent et justifient pourquoi l'usage du CdG en stabilométrie clinique s'impose.

## How

### ***Historique***

Borelli (1680) s'est intéressé, le premier, à la verticale de gravité de la "machine humaine" (Descartes, 1664). Il a situé la position de cette verticale en faisant monter un sujet sur une plateforme reposant sur un couteau (Murray et al., 1967). Cette technique a été reprise par Hellebrandt (1938), elle a permis à Toulon de constater que le CdM de l'homme se projette sur le plan du polygone de sustentation à l'intérieur d'une surface de moins d'un centimètre carré de

section (1956). Mais l'étude de la position et des mouvements de la verticale de gravité n'a pu se développer réellement que grâce aux plateformes de forces.

Les premières plateformes de forces ont été construites au milieu du XXe siècle (Soula, 1951; Babski et al., 1955; Hirasawa, 1960). La première plateforme française a été construite par L. Lauru (1953). Elle mesurait, dans les trois directions de l'espace [PF3D], les forces développées en réaction à la présence d'un sujet sur le plateau. Les capteurs de force étaient des quartz piézo-électriques. Avec ces capteurs et les électromètres sans inertie dont il disposait, Lauru n'a pas réussi à mesurer les forces horizontales développées par un sujet debout immobile sur la plateforme; «Les dérivations antéro-postérieures et latérales restent muettes, le tracé est sensiblement celui d'une droite» (Ranquet, 1953). De nombreux auteurs ont confirmé plus tard que leurs PF3D, commercialement disponibles, ne mesuraient pas correctement ces forces horizontales (Levin and Mizrahi, 1996; Caron et al., 1997; Karlsson, 1997; Hoff (2007) Seul Lafond (2005) semble satisfait. Depuis 2013 on dit que, maintenant, ces forces horizontales seraient correctement mesurées.

### ***La mesure du CdG par les plateformes 3D***

La nouvelle est intéressante puisque ces forces horizontales nous permettent de connaître immédiatement l'accélération horizontale du CdM, dans la direction de la force mesurée, par application de l'équation newtonienne:

$$F = mG'' \quad (1)$$

où  $F$ : force mesurée,  $m$ : masse corporelle du sujet,  $G''$  : accélération horizontale du CdM dans la direction de la force.

Les accélérations horizontales du CdM intéressent le clinicien (Yu et al., 2008), mais aussi la position du CdG et sa vitesse. Pour calculer la position du CdG à partir de cette équation différentielle du deuxième ordre, théoriquement il suffit de faire une double intégration, pratiquement cela pose un double problème. Winter & Eng (1993) remarquent: «The double integration of the

ground reaction force is prone to integration error, especially during steady-state period.» D'autres auteurs l'ont confirmé Morasso (1999). A ces difficultés de l'intégration numérique s'ajoute le fait que l'équation différentielle (1) a une infinité de solutions car on ne connaît pas ses données initiales.

Diverses solutions ont été proposées pour contourner cette difficulté. Spaepen et coll. choisissent les données initiales qui produisent la courbe des mouvements du CdG qui se rapproche le plus de celle des mouvements du CdP (1977). Shimba (1984) et Levin and Mizrahi (1996) ajustent par la méthode des moindres carrés deux courbes obtenues par intégration de deux équations mécaniques différentes. Zatsiorky and King (1998) notent que si la force horizontale ( $F_h$ ) dans une direction donnée est nulle, alors l'accélération horizontale du CdG dans cette direction est nulle et sa vitesse est constante; deux remarques qui permettent d'évaluer approximativement les conditions de position et de vitesse initiale de la double intégrale. Mais il est exceptionnel que des instants d'échantillonnage tombent rigoureusement à un instant où  $F_h=\emptyset$ ; ces instants doivent donc être approximés, le plus souvent. Lorsque  $F_h=\emptyset$  on sait que la vitesse est constante, mais on ne connaît pas sa valeur. En supposant qu'elle est nulle on dispose alors de deux constantes d'intégration qui permettent de réaliser un premier calcul intégral entre deux instants successifs où  $F_h=\emptyset$ . Ce calcul fournit une évaluation juste de la vitesse qui permet de recommencer un calcul intégral correct. Cette technique de calcul est alors répétée entre tous les instants où  $F_h=\emptyset$ . Les mêmes opérations devraient être répétées pour la deuxième force horizontale. Cette longue série de calculs rend la méthode difficilement utilisable en pratique clinique (Yu et al., 2008). Cependant, malgré les approximations qu'elle comporte et les problèmes d'intégration numérique, une évaluation de la méthode par Lenzi et coll. (2003) reconnaît des avantages à cette méthode par rapport aux méthodes qui utilisent le modèle du pendule inversé.

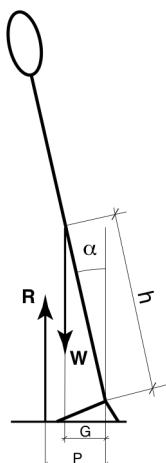
## ***La mesure du CdG par moyennage et filtres***

Il n'est pas nécessaire d'utiliser les forces horizontales pour ne pas utiliser le modèle du pendule inversé. Nashner (1989) fait simplement une moyenne coulissante entre des positions successives échantillonnées du CdP, puisque le CdP navigue de part et d'autre du CdG. Mais les résultats varient selon la dimension de la fenêtre coulissante.. Benda (1994), Levine and Mizrahi (1996), Brenière (1996), Caron (1997), Hugon (1999) proposent d'appliquer un filtre passe-bas au signal stabilométrique, puisque les mouvements du CdG sont de fréquence plus basse que ceux du CdP. Mais les résultats varient selon la fréquence de coupure et le type de filtre; de plus la phase du signal est modifiée. Hof (2005) estime que, dans certains cas, il est préférable d'utiliser les forces horizontales plutôt qu'un filtre passe-bas.

## ***La mesure du CdG par le modèle du pendule inversé***

Les méthodes qui utilisent le modèle du pendule inversé peuvent s'appuyer uniquement sur la mesure des forces verticales, faciles à bien mesurer.

Assimiler le corps de l'homme à un pendule inversé pivotant au niveau des chevilles permet d'écrire des équations mécaniques qui lient la position du centre de pression à la position du centre de gravité par le biais des couples et des moments qui agissent sur ce pendule. L'équation proposée par Winter et Eng (1995) est illustrée sur la figure 2.



*FIG. 2 Schéma de l'équation mécanique de Winter*

Le poids du corps, W, et la réaction opposée à ce poids par la plateforme, R, sont deux forces égales, opposées, rarement alignées, qui agissent sur le pendule à la distance G et P de l'axe des tibio-tarsiennes, respectivement. Le moment résultant des couples WG et RP, est

égal au moment d'inertie du pendule, I, multiplié par son accélération angulaire,  $\alpha''$ .

$$WG - PR = I\alpha''$$

G exprime la position du CoG, P la position du CoP par rapport à la l'axe des tibio-tarsiennes. Les oscillations du pendule humain au repos étant de faible amplitude, on ne commet pas une erreur importante en assimilant l'angle  $\alpha$  à son sinus, donc l'accélération angulaire du pendule est pratiquement égale à l'accélération horizontale du centre de gravité, G'', divisée par la distance h entre l'axe des chevilles et le centre de gravité:

$$\alpha'' = \frac{G''}{h}$$

Par ailleurs

$$R = W = mg$$

où m : masse du sujet, g: accélération de gravité.

Donc l'équation peut s'écrire:

$$G - P = \frac{I}{mgh} G''$$

en posant

$$\frac{I}{mgh} = k^2$$

on obtient

$$P = G - k^2 G'' \quad (2)$$

Il suffit de résoudre cette équation différentielle pour connaître la position du CdG à chaque instant de l'enregistrement. Le problème est qu'on ignore les constantes d'intégration, d'une part et d'autre part les techniques d'intégration numérique appliquées à des systèmes instables posent problèmes.

Morasso (1999) contourne ces problèmes en profitant de la possibilité classique d'approximer la solution de systèmes surdéterminés par la méthode des

moindres carrés; il utilise les meilleures fonctions d'approximation B-spline. [English: «The method of least squares is a standard approach to the approximate solution of overdetermined systems, ("with the best fitting B-spline functions")]. Cette méthode est intéressante car elle fournit une fonction qui décrit la position du CdG en fonction du temps. Cependant l'erreur introduite par la série des approximations est inconnue; de plus les variations anthropométriques des sujets en examen ne retiennent pas l'attention de Morasso.

Jacono (2004) utilise la même équation mécanique du pendule inversé. A partir de la transformée de Fourier des deux membres de cette équation, il est possible d'écrire la fonction de transfert d'un filtre qui permet de connaître l'évolution temporelle de la position du CdG à partir des positions échantillonnées du CoP. L'erreur de la courbe obtenue par ce filtre provient du modèle du pendule inversé, elle n'est pas estimée; d'autre part l'opération de filtrage ne permet pas de tenir compte des données anthropométrique du sujet.

Barbier (2002), généralisant aux trois dimensions la méthode de Karlsson, propose deux solutions élégantes pour éliminer les dérivées seconde de ses équations mécaniques: par application de la deuxième loi de Newton et du théorème des moments cinétiques. Ses solutions permettent de tenir compte de la taille du sujet.

### ***Méthode proposée***

L'équation (2) peut s'exprimer « au mieux », à chaque instant j de mesure, par une équation linéaire, en remplaçant la dérivée seconde par "a finite difference approximation":

$$P = G_j - k^2 \frac{G_{j-1} + G_{j+1} - 2G_j}{\delta t^2}$$

Pour  $j$  de 1 à  $n$ . On peut donc écrire un système de  $n$  équations linéaires à  $n$  inconnues, ayant une solution,  $G_j$ , et une seule, en supposant que  $G_0$  et  $G_{n+1}$  sont nulles.

Par ailleurs l'équation (2) a une infinité de solutions  $\gamma_i$  mais la différence entre deux quelconques de ces solutions pour un même  $P_j$  est singulière. En effet soit deux solutions de l'équation,  $\gamma_1$  et  $\gamma_2$ , leur différence nommée  $d$  est

$$\gamma_1 - \gamma_2 = d$$

Cette différence peut aussi s'écrire:

$$P_j - P_j = \gamma_1 - \gamma_2 - k^2 (\gamma''_1 - \gamma''_2)$$

soit, en remplaçant  $\gamma_1 - \gamma_2$  par  $d$  :

$$d = k^2 d''$$

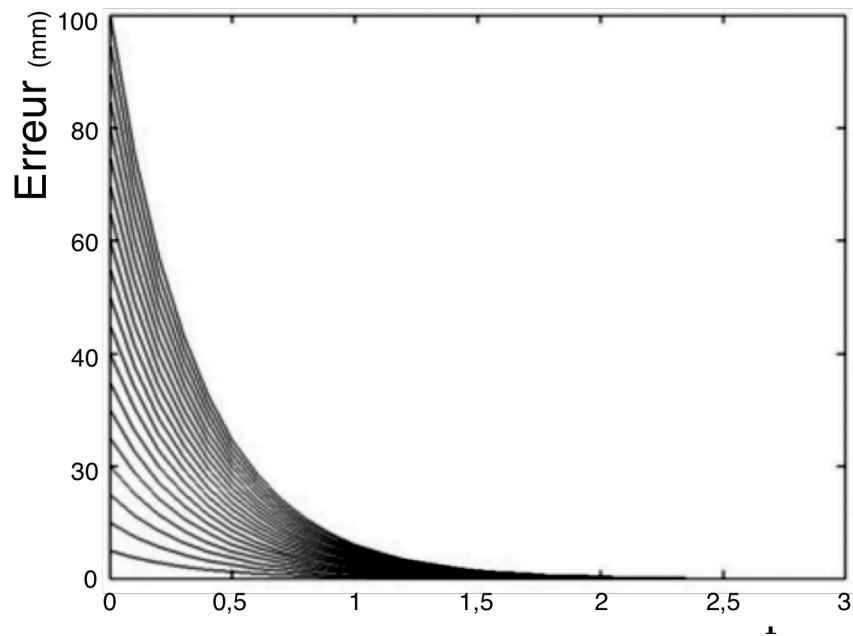
Toutes les solutions de cette équation peuvent être exprimées par une fonction à deux paramètres:

$$d_{a,b} = ae^{-qt} + be^{-q(F-t)}$$

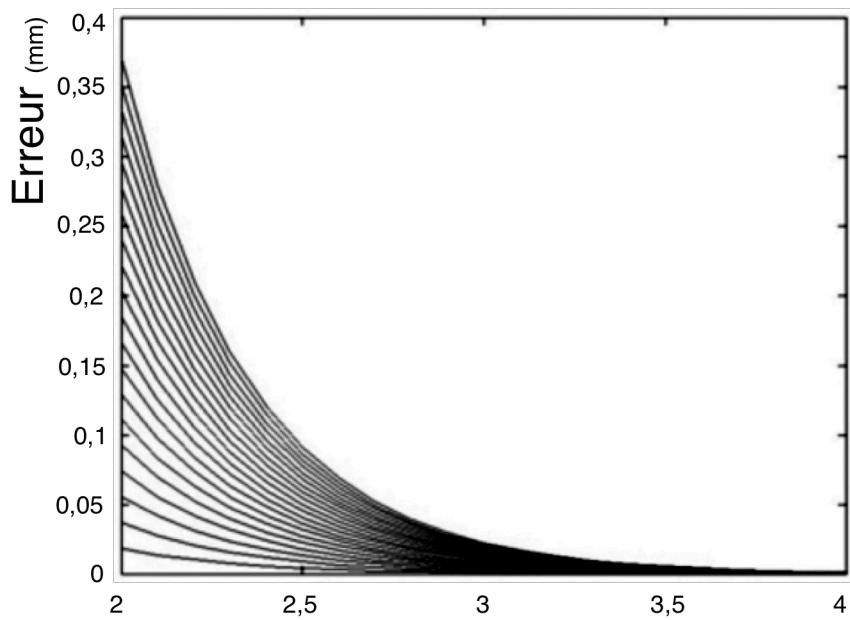
( $t$  représentant le temps,  $F$  la valeur de  $t$  de  $n+1$ ;  $q=1/k$  )

Si on choisit une fonction de  $D=d_{a1,b1}$ , avec  $a_1$  et  $b_1$  tels que  $D_0=G_0$  et  $D_{n+1}=G_{n+1}$ , alors la solution recherchée est  $G+D$ .

Mais on ne connaît ni  $G_0$  ni  $G_{n+1}$ , donc pas davantage  $a_1$  et  $b_1$ . Cependant, on sait que  $G_0$  et  $G_{n+1}$  sont dans le polygone de sustentation, on voit que  $a_1$  et  $b_1$  sont quasi égaux à  $G_0$  et  $G_{n+1}$  ; Partant de ce constat, si on regarde la courbe  $D$  (fig.1 & 2), on voit que, mis à part quelques secondes au début et à la fin de l'intervalle de mesure, la fonction  $D$  est pratiquement nulle, quelques soient les valeurs de  $G_0$  et  $G_{n+1}$ , bornées par le polygone de sustentation.



*FIG. 1 — Évolution en fonction du temps, entre zéro et trois secondes, de l'erreur*



*introduite dans le calcul par le choix arbitraire de  $G_0$  et  $G_{n+1}$ .*

*FIG. 2 — Évolution en fonction du temps, entre deux et quatre secondes, de l'erreur introduite dans le calcul par le choix arbitraire de  $G_o$  et  $G_{n+1}$ .*

Ce qui veut dire que, en dehors des quelques secondes au début et à la fin de l'intervalle de mesure, la résolution du système d'équation donne pratiquement la valeur de G.

Au final, la recherche de G consiste donc à construire et résoudre le système linéaire de n équations — ce que, à ce jour, un PC fait en quelques secondes — et d'éliminer quelques secondes aux bornes de la mesure.

### **Le coefficient $k^2$ et l'anthropométrie**

$$k^2 = \frac{I}{mgh}$$

Le coefficient  $k^2$  fait intervenir des données anthropométriques particulières à chaque sujet en examen : moment d'inertie du corps par rapport à l'axe des tibio-tarsiennes (I), masse corporelle (m), hauteur du CdM au dessus de l'axe des chevilles (h). En pratique clinique, il n'est pas pensable d'évaluer ces données pour chaque sujet, ni même de les chercher dans les tables de données anthropométriques, comme celle de Winter (2009) par exemple. Étant donné l'importance du coefficient  $k^2$  dans le cadre de la normalisation de la stabilométrie clinique, le choix des valeurs de  $k^2$  devra faire l'objet d'un consensus entre cliniciens, fondé sur les études fondamentales.

### **Discussion**

La particularité de la méthode proposée consiste à profiter des effets de bord lors de la résolution d'une équation différentielle dont la variable est bornée, ce qui lui confère une réelle simplicité. Mais on doit reconnaître qu'elle s'appuie, comme beaucoup d'autres méthodes, sur le modèle du pendule inversé qui est loin d'être parfait. Outre sa réduction importante des degrés de liberté du pendule humain, ce modèle confond l'axe des tibio-tarsières et l'axe de Henke. Il suppose minimes les débattements angulaires, ce qui correspond uniquement au cas de la stabilométrie statique. Il admet que les muscles propres des pieds n'interviennent pas dans le contrôle de la position du centre de pression, ce qui est une erreur (Tortolero et al., 2007). Il serait souhaitable que ce modèle soit remplacé par un meilleur modèle, le modèle du balais par exemple (Roberts, 1995; Gagey et al., 2003), mais il n'est pas encore biomécaniquement formalisé.

Parmi les méthodes qui n'utilisent pas ce modèle du pendule inversé, celle de King-Zatsiorsky a été reconnue particulièrement intéressante. Mais il n'apparaît aucune donnée anthropométrique dans son équation mécanique. Or, face à son patient fonctionnel qui ne lui rapporte que des plaintes subjectives, le clinicien a besoin de "quelque chose" qui rappelle l'intersubjectivité des symptômes, base de l'objectivité du syndrome. La stabilométrie apporte ce "quelque chose" car elle permet de comparer les performances du patient à une base de données... à condition que cette base de données tienne compte des caractéristiques anthropométriques des individus. C'est pourquoi il est préférable d'utiliser une méthode basée sur le pendule inversé, qui reste un modèle acceptable (Winter et al., 1996, 1997 ; Gage et al., 2004 ).»

Parmi les méthodes qui utilisent le modèle du pendule inversé, il n'y a aucune raison irréfutable de choisir la méthode présentée dans cet article plutôt que la méthode de Morasso, de Jacono ou de Barbier. Par contre nous pensons qu'il est impératif de décider d'utiliser tous la même méthode dans une perspective de normalisation de la stabilométrie clinique. Il n'est pas évident, en

effet, que les différences, même minimes, entre les méthodes n'aient pas un impact sur le calcul de certains paramètres stabilométriques

Quelques motifs annexes pourraient orienter ce choix impératif d'une et d'une seule méthode vers celle qui est présentée dans cet article. Elle est utilisée depuis plusieurs années pour des études du tir à la carabine qui ont montré, par exemple, l'intérêt évident de pouvoir comparer les mouvements du CdG aux mouvements de l'arme (Dudde et al., 2012, 2014; Gagey et al., 2013, 2014). Elle est déjà utilisée pour constituer une base de données des valeurs de références des paramètres stabilométriques. Elle est née à l'intérieur d'un groupe qui pratique la stabilométrie normalisée depuis 30 ans (AFP, 1985; 1986). Tous ces arguments méritent d'être cités, ils peuvent orienter le choix, mais les trois autres méthodes permettent aussi bien de travailler avec le CdG pour améliorer l'analyse de la stabilité, sa précision, son coût, sa rapidité, son arrière-plan tonique.

La mesure statistique de l'écart moyen du CdG à sa position moyenne, par l'ellipse de confiance à 90% par exemple (Takagi et al, 1985) répond exactement à la définition de la précision de cette stabilité, si l'on accepte que le CdM peut représenter le corps. Alors que l'écart moyen du CdP à sa position moyenne donne certes une idée de la précision de la stabilité du sujet, mais aussi et surtout de l'importance des mouvements de son CdP pour maintenir cette stabilité.

Cette différence entre le CdP et le CdG est d'ailleurs désignée par le modèle du pendule inversé comme l'expression, à un facteur près, de l'accélération du CdM, en relation avec les bouffées de contraction musculaire phasique du contrôle de la précision de la stabilité. Le coût de cette précision peut ainsi être évalué par l'importance de l'accélération du CdM.

Le rapport entre les résultats et les moyens, entre la précision de la stabilité et son coût, était déjà possible par le rapport entre la surface de l'ellipse qui contient 90% des positions échantillonnées du CoP et la longueur des déplacements du CoP (Normes85; Gagey, 1986; Imaoka et al., 1997). Mais cette

comparaison est plus rigoureuse entre la précision de la stabilité du CdG et son accélération. (Gély, 2014).

Comme Morasso (Jacono et al., 2004) l'a remarqué, la fréquence de ces bouffées musculaires a une signification en rapport avec la gestion de la stabilité dans le temps. L'accélération du CdM est donc désignée pour servir de base au calcul de la constante de temps du système postural d'aplomb (Ouaknine et al., 2011; Dudde et al, 2012; Gagey et al., 2012).

La raideur des tissus des loges postérieures des jambes ne suffit pas à stabiliser le corps de l'homme (Winter et al., 1998; Morasso & Shieppati, 1999), pour pallier à l'insuffisance de cette raideur des contractions musculaires sont nécessaires (Loram et al., 2005) et l'importance de ces contractions change selon l'inclinaison du corps qui modifie la raideur (Gagey & Gentaz, 1993). L'accélération du CdM permet donc d'évaluer la raideur de base du sujet, à condition de tenir compte de l'inclinaison du corps (Dudde et al., 2012).

## **Conclusion**

Les thérapeutes qui utilisent les propriétés des systèmes dynamiques non linéaires pour soigner les troubles fonctionnels du système postural d'aplomb ont besoin de critiquer, leur travail et les allégations de leurs patients. Le concept de stabilité et sa mesure représentent actuellement les bases instrumentales de cette critique. La mesure de la stabilité, sous tous ses aspects, est améliorée si on utilise les analyses du signal stabilométrique à partir du CdG et non à partir du CdP, car le CdP embrouille stabilité et stabilisation. Parmi les méthodes qui permettent d'évaluer le CdG à partir des mesures d'une plateforme de forces, il faut privilégier celles qui permettent de tenir compte des données anthropométriques du sujet pour normaliser le plus possible les paramètres. Parmi les méthodes présentées qui répondent à ce critère, une seule doit être retenue. Il ne nous appartient pas de la choisir.

## **Bibliographie**

- A.F.P. (1985) Normes 85. Editées par l'ADAP (Association pour le Développement et l'Application de la posturologie) 20, rue du rendez-vous 75012 Paris.
- A.F.P. (1986) Études statistiques des mesures faites sur l'homme normal à l'aide de la plate-forme de stabilométrie clinique normalisée. I) Paramètres spatiaux. Agressologie, 27: 69-72.
- Babinski J., Froment J. (1917) Hystérie-Pithiatisme & troubles nerveux d'ordre réflexe en Neurologie de guerre. Masson, Paris.
- Babsky E.B., Gurfinkel V.S., Romel E.L. Nouvelle méthode d'examen de la stabilité de l'homme en station debout // Revue Physiologique. URSS. – 1955. - Vol.12, №3. – PP. 423 - 426.
- Barbier F, Allard P, Guelton K, Colobert B, Godillon-Maquinhen AP (2003) Estimation of the 3-D center of mass excursion from force-plate data during standing. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 11, 1 : 31-37
- BARON J.B., FOWLER E. — Prismatic lenses for vertigo and some experimental background of the role of the extrinsic ocular muscles in desequilibrium. Trans. Am. Acad. Ophthal. Oto-laryngol., 56, 916-926, 1952.
- BARON J.B. — Muscles moteurs oculaires, attitude et comportement locomoteur des vertébrés. Thèse de Sciences, Paris, 158 pages, 1955.
- Baron J.B. (1964) Présentation d'un appareil pour mettre en évidence les déplacements du centre de gravité dans le polygone de sustentation. Arch. Mal. Prof., 25, 1-2: 41-49.
- Benda B, Riley P, Krebs, D (1994) Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 2, 1 :3-10
- Borelli G.A. (1680) De motu animalium. Bernado (Rome)
- Brenière Y. (1996) Why we walk the way we do. J Motor Behavior, 28, 4: 291-298
- Bricot B. (1996) La reprogrammation posturale globale. Sauramps, Montpellier
- CAO L.Y., KIM B.G., KURTHS J.M., KIM S. — Detecting determinism in human posture control data. Int. J. Bifurcation Chaos, 8, 1: 179-188, 1998.
- Caron O., Faure B., Brenière Y. (1997) Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. J. Biomechanics, 30: 1169-71.
- Cestan R, Descomps P, Euzière J, Sauvage R. (1916, a) La marche sous courant galvanique chez les commotionnés et les traumatisés du crâne, Bulletin de la Société médicale des Hôpitaux de Paris. XL :1730-7.
- Cestan R, Descomps P, Sauvage R. (1916, b) Les troubles de l'équilibre dans les traumatismes craniens. Paris-médical.
- Collins J.J., De Luca C.J. (1993) Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. Exp. Brain Res., 95: 308-318.
- Descartes R. (1664) Traité de l'homme. Angot, Paris, Première édition.
- Dudde R, Muller G, Bourdeaux O, Weber B, Gagey B, Gagey PM (2012) The Marksman's motor control. I) Stabilometric study of the changes during training. [http://ada-posturologie.fr/The\\_Marksman.pdf](http://ada-posturologie.fr/The_Marksman.pdf)
- Dudde R, Müller G, Bourdeaux O, Gagey B, Weber B, Gagey PM (2014) Dialogue médecins/entraîneurs autour d'une plateforme de forces. (Article soumis à Science & Sports)
- Eng J.J., Winter D.A. (1993) Estimations of the horizontal displacement of the total body centre of mass: considerations during standing activities. Gait & Posture, 1: 141—144.
- Ehring C, Kurzawa S. (2012) Diminuer la douleur et corriger les dysfonctions rachidiennes des lombalgies chroniques. In Ph Villeneuve et B Weber (Eds) Posturologie clinique. Comprendre, évaluer, soulager les douleurs. Elsevier-Masson, Paris: 108-113.
- Firsov VI, Rosenbum MG (1990) Chaotic dynamics of the upright human posture control. In Proc. First World Congress on Biomechanics, La Jolla, CA.
- Foy R. (1919) Examen du labyrinthe vestibulaire par les épreuves thermiques (air froid) et par le courant galvanique. XXX<sup>e</sup> congrès français d'ORL, Paris: 269-77.
- 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 B (2010) Programmation (en Matlab) du calcul de la solution numérique de l'équation de WINTER. [http://ada-posturologie.fr/Programme\\_Bernard.pdf](http://ada-posturologie.fr/Programme_Bernard.pdf) (fichier pdf, 299 Ko)
- Gagey P.M. (1986) — Postural disorders among workers on building sites. In: Bles W., Brandt Th. Disorders of Posture and Gait. Elsevier, Amsterdam: 253-268.,
- Gagey P.M. Baron J.B., Ushio N. (1980) Introduction à la posturologie clinique. Agressologie, 21, E, 119-124.
- Gagey P.M. Bizzo G., Debruille O., Lacroix D. (1985) The one Hertz phenomenon. In Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium. Igarashi M., Black F.O., Karger, Basel, 89-92.

- 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>
- Gagey P.M. Gentaz R. (1993) Le paramètre “VFY” en stabilométrie. Agressologie, 34, 4: 183-185.
- Gagey P.M. Martinerie J., PEZARD L., BENAÏM Ch. (1998) L'équilibre statique est contrôlé par un système dynamique non linéaire. Ann. Oto-Laryngol., 115: 161-168.,
- Gagey P.M. Weber B. (1997) Posturologia, Regolazione e perturbazioni della stazione eretta.. Traduction italienne par le docteur A. Marino, préface du professeur A. Cesarani, Marrapese Ed., Roma ISBN 88-7449-271-5
- Gagey P.M. Weber B. (1995b) Entrées du système postural fin. Masson, Paris.
- Gagey P.M. Weber B. (1995a) Posturologie Régulation et dérèglements de la station debout. Masson, Paris. ISBN 2-225-84881-5
- Gagey P.M. Weber B. (2000) Posturología. Regulação e distúrbios da posição ortostática. segunda edição, préface du professeur Henrique Martins da Cunha (Traduction portugaise par le docteur Marcos Ikeda) Manole Editeur, São Paulo, ISBN 85-204-1059-6
- Gagey P.M. Weber B. (2001) Posturologia. Regulación y alterciones de la bipedestación. préface du professeur Henrique Martins da Cunha (Traduction espagnole par le docteur J.F. Martí) Masson Editeur, Barcelona, ISBN 84-458-0974-1
- Gagey P.M. Weber B. (2008) Posturology. Regulation and imbalance of the human body. Translation from French ed. V.I. Usachev. St. Petersburg: Publishing House SPbMAPO, 316 p.
- 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., Gagey B., Ouaknine M. (2012) From the center of pressure to the center of gravity through a simple calculation. ISPGR congress, 24-28 June 2012, Trondheim.
- Gagey PM, Dudde R, Weber B, Leblanc V, Villeneuve Ph & S (2013) Contrôle postural et entraînement au tir à la carabine. <http://ada-posturologie.fr/EntraînementAuTir2.pdf> (Fichier pdf, 578 Ko).
- Gagey PM, Dudde R, Gagey B, Weber B, Bourdeau O (2014, a) Comment le tireur décide de l'instant du tir. Neurophysiologie clinique 44, 1: 125
- Gély A. (2014) Quels sont les paramètres subjectifs ou objectifs qui sont prédictifs d'une performance sur une course d'endurance telle que The North Face Ultra Trail du Mont Blanc® ? Mémoire DIU de Posturologie Clinique
- Gurfinkel V.S. (1973) Physical foundations of stabilography. Agressologie, 14, C, 9-14.
- Hellebrandt F.A. (1938) Standing as a geotropic reflex. Am. J. Physiol., 121: 471-473.
- Hirasawa (1960) [A study on the stability of Human standing posture, Relation to the contact surface of a foot sole.] Mie Igaku, 4, 6: 2241-2257.
- Hof AL (2005) Letter to the Editor. J. Biomechanics 38m2134-2135
- Hof AL. (2007) The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance. Journal of Biomechanics 40 451–457] Hors sujet.
- Hugon M (1999) – *Du centre de pressions au centre de gravité en stabilographie statique* in « Posture et Equilibre : Entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications » Ed. M. Lacour P. 89-106
- Imaoka K., Murase H., Fukuhara M. (1997) Collection of data for healthy subjects in stabilometry. Equilibrium Research, Supp. 12: 1-84.
- Jacono M, Casadio M, Morasso PG, Sanguineti V (2004) The Sway-Density Curve and the Underlying Postural Stabilization Process. Motor Control, 8, 292-311
- Janin M (2007) Effet d'une stimulation de la voûte plantaire par un élément médio-interne de 3mm. In L. Borel & M Lacour (Eds) Contrôle postural et représentations spatiales de la neurobiologie à la clinique. Solal, Marseille. 305-312
- Karlsson A, H L. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. Gait Posture. 1997;5: 198-203.
- Lacour M., Gagey PM, Weber B. (1997, a) Posture et environnement, Sauramps, Montpellier.
- Lacour M. (1997, b) Posture & Équilibre, Pathologies, vieillissement, Stratégies, Modélisation. Sauramps, Montpellier.
- Lacour M. (1999,a) Posture & Équilibre, Aspects développementaux, méthodologiques, perceptifs et cliniques. Sauramps Ed., Montpellier.
- Lacour M. (1999, b) Posture & Équilibre, Entrées sensoriells, Méthodes d'exploration et applications. Sauramps, Montpellier.
- ‘Lacour M. (2001) Posture & Équilibre, Nouveautés 2001, conceptuelles, instrumentales et cliniques. Solal, Marseille.

- Lacour M, Dupui Ph, Montoya R, (2003) Posture & Équilibre, Physiologie, Techniques, Pathologies. Solal, Marseille.
- Lacour M, (2004) Nouvelles Méthodes de traitement du signal posturographique, applications en recherche fondamentale et clinique. Solal, Marseille.
- Lacour M, Weber B (2005) Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Solal, Marseille.
- Lacour M, Rougier P (2006, a) De Marey à nos jours, un siècle de recherches sur la posture et le mouvement. Solal, Marseille.
- Lacour M, Perennou D (2006, b) Efficience et déficiences du contrôle postural. Solal, Marseille.
- Lacour M, Borel L (2007) Contrôle postural et représentations spatiales. De la neurobiologie à la clinique. Solal, Marseille.
- Lacour M, Thoumie Ph (2008) De la recherche à la pratique clinique. Solal, Marseille.
- Lacour M, Dupui Ph, Montoya R. (2009) Posture, exercice physique, vieillissement et pathologies. Solal, Marseille.
- Lacour M, Defebvre (2011) Posture et Locomotion. Solal, Marseille.
- Lacour M, Pérennou D, Nougier V, Honoré J. (2012, a) Contrôle postural, espace, locomotion. de Boeck Solal, Paris.
- <sup>a</sup> Lacour M, Hamaoui A. (2012, b) Du contrôle postural à l'exécution du mouvement. de Boeck Solal, Paris.
- Lafond Correspondence Journal of Biomechanics 38 (2005) 1737–1740
- Lauri L., Soula C. (1953) Méthode de mesure du travail. Congrès de Physiologie, Montréal, 09-53.
- Lenzi D**, Cappello A, Chiari L. (2003) Influence of body segment parameters and modeling assumptions on the estimate of center of mass trajectory. J Biomech. 36 (9):1335-41.
- Levine O, Mizrahi J. (1996) An iterative model for the estimation of the trajectory of the center of gravity from bilateral reactive force measurements in standing sway, Gait Posture, 4: 89-99.
- Loram I.D., Maganaris C.N. and Lakie M. (2005) Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. J. Physiol (London), 564 : 295.
- <sup>o</sup> Marie P. (1916) Les troubles subjectifs consécutifs aux blessures du crâne. Revue de Neurologie, 4-5: 454-476.
- Marino A., Quercia P. (2007) Stimulations trigéminales bipolaires : vers une orthodontie neuro-sensorielle au cours de la dyslexie de développement. In B.Weber & Ph. Villeneuve (Eds) Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Masson, Paris, 76-81.
- MARTINERIE J., GAGEY PM — Chaotic analysis of the stabilometric signal, In: Posture and gait: control mechanisms, Tome I. Woollacott M. & Horak F., University of Oregon Books, Portland, 404-407, 1992.
- Micheau P., Kron A., Bourassa P. (2001) Analysis of human postural stability based on the inverted pendulum model with time-delay in feedback. Proceedings of the 2001 american control conference, 1-6, 2297-2298.
- Morasso P.G., Shieppati M. (1999) Can Muscle Stiffness alone stabilize upright standing? J. Neurophysiol. 83: 1622-26.
- Morasso PG, Spada G, Capra R Computing the COM from the COP in postural sway movements Human Movement Science 18, 759-67, 1999
- Murata A., Iwase H. (1998) Chaotic analysis of body sway. Proceedings of the 20th annual international conference of the ieee engineering in medicine and biology society, 20, PTS 1-6 20 (Pt 1-6) ; p.1557-1560.
- Murray MP, Seireg A, Scholz RC. (1967) Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. J Appl Physiol. ;23(6):831-8.
- Myklebust J.B., Prieto T., Myklebust B. (1995) Evaluation of nonlinear dynamics in postural steadiness time series. An. Biomed. Engn., 23: 711-9.
- NeuroCom International, I., 1989. Equitest System Operator's Manual. NeuroCom.
- Ouaknine M, Boutines C, Gagey B, Gagey PM (2011) A "time constant" of the upright postural control system ? ISPGR Congress, Akita 2011.
- Peng C.K., Mietus J.E., Liu Y.H., Lee C., Hausdorff J.M., Stanley H.E., Goldberger A.L., Lipsitz L.A. (2002) Quantifying fractal dynamics of human respiration: Age and gender effects. Annals of biomedical engineering, 30, 5, 683-692.
- Peterka R.J. (1999) Quiet stance centre of pressure predicted by a simple feedback model of human postural control. Gait and Posture, 9, suppl.1, 13.
- Quercia P, Seigneuric A, Chariot S, Bron A, Creuzot-Garcher C, Robichon F. (2007) Proprioception changes induced by prismatic glasses wear in children suffering from developmental dyslexia. J Fr Ophtalmol. 30, 4:380-9.

- Ranquet J. (1953) Essai d'objectivation de l'équilibre normal et pathologique. Thèse Médecine (Paris), 83 pages.
- Roberts T.D.M. (1995) *Understanding Balance*. Chapman & Hall, Glasgow.
- Sasaki O., Gagey PM, Usami S-I., Sakura S. (2006) Vertiginous Attacks in Ménières's Disease can be anticipated by Nonlinear Analysis of Posturography. *Equilibrium Research*, 65, 1: 35-47.
- Sasaki O., Gagey PM., Ouaknine AM. Martinerie J. Le Van Quyen ML., Toupet M., L'Héritier A (2001) Nonlinear analysis of orthostatic posture in patients with vertigo or balance disorders. *Neuroscience Research*, 41, 2, p.185-192.
- Sasaki O., Usami S-I, Gagey PM, Martinerie J., Le Van Quyen M., Arranz P. (2002) Role of visual input in nonlinear postural control system. *Ex. Brain Res.*, 147:1-7
- Shimba T (1984) An estimation of the center of gravity from force platform data. *J Biomechnaics*, 17, 1: 53-60
- Shimizu Y., Thurner S., Ehrenberger K. (2002) Multifractal spectra as a measure of complexity in human posture. *Fractals-complex geometry patterns and scaling in nature and society*, 10, 1, 103-116.
- Soula, Analyse physiologique du mouvement volontaire, *Presse médicale*, sept. 1951, 59, n° 58, 1173-4, fig.
- Spaepen A.J., Vranken M., Willems E.J. (1977) Comparison of the movements of the center of gravity and of the center of pressure in stabilometric studies. *Agressologie*, 18, 2: 75-76.
- Takagi A., Fujimura E., Suehiro S. (1985) A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse. In Igarashi M., Black F.O. (Eds) *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*. Karger (Basel): 74-79.
- Thomas A. — *Équilibre et équilibration*. Masson, Paris, 1940.
- Thomas DP, Witney RJ (1959) Postural movements during normal standing in man. *J Anat*, 93: 524-539.
- Thomasson N. (1995) Traitement du signal stabilométrique par les techniques d'analyses non linéaires. *Rapport LENA*, Salpêtrière, Paris.
- 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,
- Toulon R. (1956) *Équilibration humaine et évaluation de la posture debout*. Maloine, Paris.
- Vallier G (2012) *Traité de posturologie clinique et thérapeutique*. Posturopole, Perpignan
- Villeneuve Ph. (1996) Pied, équilibre et rachis. Frison-Roche, Paris, 267 pages.
- Villeneuve Ph. (1998) Pied, équilibre et posture. Frison-Roche, Paris, 227 pages.
- Weber B, Villeneuve Ph. (2000) Pied, équilibre et mouvement. Masson, Paris, 155 pages
- Weber B, Villeneuve Ph. (2003) Pied, équilibre et traitements posturaux. Masson, Paris, 209 pages
- Weber B, Villeneuve Ph. (2007) Dysfonctions motrices et cognitives. *Posturologie clinique*. Masson, Paris, 170 pages
- Weber B, Villeneuve Ph. (2010) Tonus, Posture et attitudes. *Posturologie clinique*. Masson, Paris, 203 pages.
- Weber B, Villeneuve Ph. (2012) Comprendre, évaluer, soulager les douleurs. *Posturologie clinique*. Masson, Paris, 216 pages.
- WILLEM G. *Manuel de posturologie*. Frison-Roche, Paris, 2001
- WINTER DA, ENG P (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* 3, 4: 193-214
- Winter DA, Prince F, Patla A. (1997) Validity of the invertum pendulum model of balance in quiet standing. *Gait and Posture*, 5: 153-154.
- Winter D.A., Patla A.E., Prince F., Ishac M., Gielo-Perczak K. (1998) Stiffness control of Balance in Quiet Standing, *J. Neurophysiol.*, 80 : 1211-21.
- Winter DA (2009) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* John Wiley & Sons, Toronto
- Yu E, Masaki A, Masani K, Kawashima NEto F, Haga N, Nakazawa N (2008) Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: Comparison among the young the elderly and People with stroke, *Arch Phys Med Rehabil* 89: 1133-9.
- Zatsiorsky VM, King DL. An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. *J Biomechanics* 1998; 31 : 161-164.

## Commentaires des Referees:

### *Reviewer #1:*

The paper presents a thorough overview of the history of

stabilometry/posturography using force plates, and presents the authors' own method for making the computations of Center of Gravity based on measurements of Center of Pressure. It presents a characterization of the decay in error in CoG position that results from inaccurate initial conditions. It advocates for standardization in stabilometry and posturography, as well as for adoption of the authors' current technique.

However, the method described here is described incompletely, so that it would be very hard to implement in practice. It is unclear which equations are background development, and which are part of the actual computation.

Furthermore, the final recommendation is to use either this method or any of three others (Morasso, Jacono, or Barbier), which are claimed to be all equivalent. Without diving into the fine details, the description given here suggests that all those methods also sound equivalent to Hof et al (2005), which is by far the simplest method to implement (given as 7 lines of MATLAB code in a letter to the editor, J. Biomechanics 38: 2134-5). So, this appears to be an addition to the methodology, that is not different from other existing methods.

The quantification of edge effects is worth knowing, but it is also a trivial result once the solution to the equation is examined: namely, that  $k$  is a time constant describing the rate of decay of the system's history. This is equivalent to acknowledging that applying a filter to a data set will create edge effects, which will obey the filter dynamics, so that the data should only be used at times away from the edges.

Specific comments below:

In line 231, there is discussion of "taking advantage of edge effects", but the only advantage I see is that they are quantified; they are certainly not used to improve the prediction of CoG.

242-50: It is not explained why motion of the COG should require anthropometric data from the subject. If a method allows you to determine CoG motion without relying on anthropometric data, that's a more robust method. There is no reason not to use anthropometric data to normalize or to clinically evaluate the importance of the results (e.g., X cm of CoG displacement means something different for a tall vs a short person). But the method without the anthropometric data is actually more robust in producing the CoG motion estimate.

255: "It is not clear, in fact, that the differences between the methods, however small, will not have an impact on the calculation of certain stabilometric parameters."

This is a valid question, and a study evaluating the different methods would be worthwhile.

Reviewer #2:

#### General Comments

The manuscript proposes an approach to estimate the CoG trajectory from the CoP measurements on the basis of an inverted-pendulum model. The proposed approach exploits the edge effect when solving differential equations, which is a smart and, apparently, original idea. However, the manuscript suffers from several weaknesses. First, authors do not offer any assessment of the errors in CoG estimation due to model

simplifications and assumptions on the anthropometric parameters. Also, there is no evidence this method is superior in any aspect to others available, which is admitted by the authors themselves. This alone raises the question on the contribution of the manuscript but these are not the only problems. It cannot be said the manuscript is well written and organized. Many sentences and paragraphs are confusing and the Why section, particularly, is very difficult to read and quite irritating as evidences in my specific comments. I also consider the manuscripts' title a little pretentious considering paper's content. Particularly, the why question on the title is not well addressed. Authors fail in explaining the importance of estimating the CoG in opposition to the CoP. Finally, the lack of rigor in the treatment of the model and some concepts in mechanics is of concern.

#### Specific Comments

- The title appears a little inadequate and pretentious considering the content of the presented manuscript. Particularly, the why question is only partially addressed.
- Summary needs improvement- some sentences sound odd such as "Stability proves to practice this criticism ... "
- Line 2 - What does WWI mean?
- Line 6 - What does this sentence mean "Intersubjectivity is the basis of the objectivity of these functional disorders"? This is a good example of the lack of clarity and objectivity of the manuscript as a whole. The writing style is really difficult.
- Second paragraph - I could not understand the point here. First, authors mention that force plates cannot provide "proof of the objectivity of the functional disorders" (whatever this means). Then, they proceed to say that force platforms are more and more important because they allow "to validate the efficiency of their treatments". It makes no sense.

- Third paragraph - again this paragraph does not make sense. What does the nonlinearity of the system has to do with the topic of this manuscript? By the way, authors should know nature is nonlinear and it is by no means surprising that the phenomena involved in postural stability are nonlinear. What about tiny chips and optical prisms?
- The sentence spanning lines 30 to 32 is again nonsense, I am obliged to say.
- Lines 64 and 65 - a frequency of 1Hz corresponds to a 1 second-period. So, these are not different things as the text may imply. This needs rephrasing.
- Lines 67 to 71 - it is not clear why the CoP should not be used to investigate stability. Authors mention there is a difference between stability and stabilization, but they do not offer any explanation. This is necessary as authors' point seem to be that the difference between these two concepts explain the importance of assessing the CoM as opposed to the CoP only. So, the Why section does clearly explain why assessment of CoG is important. Considering the title of the manuscript, this is not acceptable. An appropriate explanation must be offered in the manuscript to justify the effort required to estimate the CoG and the approach proposed by the authors.
- Line 88 - what does it mean a sensor without inertia?
- Line 109 - use initial conditions instead of initial constants.
- Line 145 - couple and moment are the same thing.
- Line 145 - the model, not the equation proposed by Winter and Eng.
- The List of References have several errors.
- Line 148 - In general, R and W are not equal forces. These forces are approximately equal for certain conditions such as slow, small oscillations. By the way, the lack of rigor in the treatment of the inverted-pendulum model is recurrent and somewhat irritating. Authors simply ignore approximations such

as disregarding centrifugal forces, or the moment of the horizontal forces due to the fact that the ankle is not on the ground, or the fact that the body is articulated, e.g. at the hip and knee.

- Eq. at line 193 - P should read  $P_j$ .
- Line 212 - Figs. 3 and 4 do not show the "few seconds" at the end of the measurement interval.
- Is Fig. 4 a zoom out of Fig. 3? This should be clearly stated.
- Line 219 - authors mention the necessity of eliminating a few seconds of the measurement initial and final intervals. How many seconds would be recommended? It is desirable authors elaborate on this.
- Line 225 to 227 - I do not see why it is unthinkable to look at anthropometric tables for estimates of  $m$ ,  $h$  and  $I$ . These values can be easily determined using simple relationships from subject's weight and height, which would be readily available in a clinical framework. An important question, not addressed by the authors, is the effect of inaccurate estimates of  $k$  on the CoG position estimates. This is important if the method is meant to be of any use. Accurate estimations of  $k$  may, indeed, be more difficult to obtain in a clinical framework and this could compromise the viability of the approach in case it requires accurate estimates of  $k$ . Authors should elaborate on that.
- Lines 253 to 256 - I completely disagree with authors' opinion here. I don't think all must elect a single method in favor of standardization, no matter the errors in estimations. A much better strategy, in my opinion, is developing methods that guarantee small errors in estimations of the G position. If methods are developed whose estimation errors are sufficiently small, then one could choose any of them. The authors of this manuscript could start by assessing objectively the estimation errors expected by using their proposed approach, which is unfortunately not done.

- Lines 270 to 272 - confusing sentence.
- Discussion section - the last paragraphs contain a collection of facts and studies on stability with no direct connection to the approaches used to estimate the CoG which is the focus of the manuscript. Authors should be more objective.

#### Minor Corrections

- Line 13 - "hopes" appears twice.
- Number all equations in the manuscript.
- Line 233 - correct aadmit
- Line 269 - correct accepted

### **Commentaires des referees sur un premier texte:**

#### Reviewers' comments:

##### Reviewer #1:

###### General comments:

The authors try to bring a mathematical tool to determine the CoG position from the CoP position. The manuscript is not easy to read, particularly in the mathematical equations section. One could wonder how clinicians can use this "simple" tool. Finally, this short communication did not answer to the main question: is the CoP position is the same/different (?) of the CoG, which was the crucial question raised by the authors in their introduction.

The authors should develop why the knowledge of CoG position is important, and / or why only knowledge of CoP is incomplete (for what?).

In my opinion, trying to relate the time course of CoP and CoG is a difficult objective and requires specific conditions. An extreme example: the CoP displacement of a subject standing on a narrow beam is very "small" while the CoG would show huge oscillations.

**Specific questions:** How was the CoP trace obtained as shown in Fig. 3. Does it belong to a subject standing

"quietly" on a the force platform ? or is it a pure simulation?

CoG is in 3D and CoP in 2D, so the authors should clarify their definition of CoG used in the manuscript, is it the vertical projection on the plane of CoP ?

Reviewer #2:

#### General Comments

The manuscript proposes a method to estimate the position of the center of gravity (CoG) of the body in balance experiments from measurements of the center of pressure (CoP) position using a vertical force plate. The approach relies on an inverted pendulum model of the body and on the solution of a differential equation resulting from an approximate relationship between the position of the CoP and the second time derivative of the CoG position.

The proposed idea is interesting and original according to authors and to my knowledge. However, the manuscript suffers from important and fundamental weaknesses which are discussed in my specific comments below. The discussion and conclusion sections are poorly written and the methods sections are confusing and difficult to understand. The literature review is incomplete and does not provide a good picture of the state of the art, neither does it clarify the advantages of the proposed method compared to existing ones.

Furthermore, while authors claim this is the "best" method from a "metrological point of view as it provides its limits of uncertainty", many approximations which will cause estimation errors are not even mentioned in the manuscript as discussed in my specific comments. The model itself, which considers the body as an inverted pendulum moving only in the sagittal plane, is obviously a very limited representation of the body and neglects knee bending and hip flexion, motion in other planes, and

ankle joint height with respect to the floor. Also, the resulting differential equation is valid only for small angular displacements and neglects, for instance, centrifugal forces. All these simplifications will cause errors in the CoG estimations but are not even mentioned in the manuscript, which I consider unacceptable.

Another important weakness of the manuscript is not providing sufficient test data to support the correctness and accuracy of the proposed approach compared to other established methods or gold standards. The few comments on the accuracy of the method are vague and there is no description of the data or reference experiment(s) used to draw the presented conclusions. A new approach or method should be accompanied by a solid demonstration of its power and accuracy using typical measurement data , but this is completely absent in the submitted manuscript.

In summary, although I consider the proposed idea interesting and original, the manuscript suffers from important and fundamental weaknesses and is, in my opinion, unacceptable in its current form.

#### Specific Comments

- Summary - as mentioned by the authors, 3D platforms are becoming increasingly affordable. In fact, most motion analysis labs around the world have 3D platforms. In this context, a method for vertical ground platforms loses importance. Authors could perhaps expand the discussion on this.
- Summary - the summary as such should state the main features of the proposed method as well as highlight its importance considering other existing approaches, since the proposed approach is the focus of the manuscript. In its current form, summary is not informative and is excessively vague.
- Summary - what do authors mean by "waiting for 3D platforms"? This should be clarified.
- Summary - instead of referring to the "constraints of this model" I suggest authors use "limitations of the approach" as the model has not

been introduced or mentioned at this point of the manuscript.

- Manuscript has some typos and grammar mistakes. In some parts clarity of writing deserves more attention.
- Lines 7-8 - the total vertical force does provide information on the vertical acceleration of the CoP. Authors claim is only true in the horizontal.
- Line 10 - in spite of the "hundreds of articles" mentioned, literature review is excessively short and incomplete, even considering this manuscript is intended to be a short communication. Because paper proposes a new or alternative method, authors should provide a clear overview of the existing methods and their limitations along with some comments on the advantages of the proposed method compared to those. Provided information is not sufficient to give reader a reasonable picture of the current state of the art.
- Line 22 - is their uncertainty unacceptable or is their quantification of the uncertainty unacceptable? Clarify as there is a fundamental difference between these two formulations.
- Line 30 - authors write "We know that the mechanical equation...". Authors may know but this is not necessarily true for the reader of the manuscript. More information on Eq. (1) should be provided, including all the simplifications assumed, see next item.
- Eq. (1) - this equation implies many important simplifications and assumptions which are not mentioned in the manuscript. I consider this unacceptable as the whole method is based on this equation. Just to mention some:
  - a) Model is valid for an ideal inverted pendulum moving in the sagittal plane. It does not take knee bending or hip flexion into account, neither does it consider motion in the frontal plane or rotation about the vertical axis. This restricts application of the approach to cases where knee and hip joints remain fully extended.
  - b) Equation (1) is valid for small angular displacements only and neglects, for instance, centrifugal forces. This will incur in errors for greater angular displacements or angular velocities, which are not quantified or discussed by the authors.

c) Ankle height with respect to the force plate is neglected, and ankle joint is assumed to be positioned on the floor. This introduces errors which are not quantified or discussed by the authors.

- Eq. (5) - correct this equation as the exponential functions should not be superscript.
- Eq. (5) - as I understand it,  $G_0$  is actually the initial value of  $d(t)$ , i.e.  $G_0 = d(t=0)$ , rather than the "initial solution" and  $GF$  is the final value of  $d(t)$ , i.e.  $GF = d(t=F)$ , rather than the "final solution". Correct or clarify. Also, again according to my understanding, Eq. (5) is valid only if  $F$  goes to infinity, or is an approximation for large  $F$  values. This should be explicitly stated and/or clarified.
- Eq. (6) - replace  $dt^2$  by  $\Delta t^2$  as this is a finite difference approximation of the second time derivative of  $G(t)$ .
- Eq. (6) - I do not see the solution of this set of equations as a trivial task in a clinical framework.
- Line 75 -  $G_0$  refers here to the initial position of  $G$  (i.e.  $G_0 = G(t=0)$ ) while  $G_0$  refers to something different in Eq. (5) as mentioned previously in this review. Correct and clarify.
- Line 75 - mentioning that Eq. (6) "is equated with its average value around each measurement point" is confusing and somewhat misleading. I recommend authors mention simply that Eq. (6) is a finite-difference approximation of the second time derivative of  $G$ .
- Paragraph after Eq. (6) - authors investigate the influence of the sampling frequency on error, but the conclusions will depend on motion features and experimental data processing such as filtering. I expect, for instance, that the discretization error will increase as the body oscillation frequency increases. Therefore, it is important authors explain for which conditions of motion pattern and data processing the mentioned conclusions on appropriate sampling frequency can be drawn. The manuscript does not provide any information on the employed reference data.
- Fig. (3) - is confusing. How is the mean value computed? How is the results compared to the mean

data? I could not understand the units of the y-axis. What does it mean " "thousands"? This figure must be much better explained.

- Section, line 84 - this section is very confusing and poorly written. It would be sufficient to explain that the anthropometric data in Eq. (7) can be found in different literature sources, e.g., anthropometric tables in Winter's book (1991). Instead, authors go into details of how to calculate mass moment of inertia and into very confusing computations of the constant k. I could not understand at all where the two last equations of the section come from.
- Same section - authors mention that estimation errors for k are around 5% or 1%. This is excessively optimistic and completely unrealistic. Estimation errors for the position of the center of mass and, particularly, for the mass moment of inertia of the body, which are needed for the computation of k, are probably larger than 10%. This is evidenced by the large discrepancies found in the literature for standard anthropometric values. Reported estimations can differ as much as 30 %. So, unless authors develop or employ measuring techniques to estimate individual anthropometric features of the subjects, expected errors of k will certainly be much larger than the claimed 1 to 5%.
- Discussion section is poor and needs a reformulation. Most of the discussion should be in the introduction section. In the discussion, I would expect a discussion on the particularities of the proposed method, of its application potential as well as on its limitations compared to other available approaches to estimate the CoG position.
- Line 144 - I do not understand what authors mean by "stability of the point P". Stability is a very far-reaching concept. A better explanation of what authors mean by stability of the point is needed.
- The conclusion is also poor and incomplete, and needs substantial improvement.

#### Minor corrections and remarks

- Lines 21-22 - using "bad" is not appropriate. I suggest "incorrect" or "inaccurate".
- Line 38 - In fact, eq. (1) has an infinite number

of solutions if the initial conditions are unknown. So, I recommend replacing "very many" by "infinite" for rigor.

- Line 78 - assimilation sounds odd here. Correct.
- Lines 133-134 - what do authors mean by "reduces the amount of information contained in the position of the point P"?

#### Reviewer #3:

This manuscript adds to the literature on using vertical-axis force platform with COP measurements to estimate motion of the body's center of gravity. It uses standard techniques to make the actual COM calculation, but the advancement presented here is an estimate of the uncertainty of the calculation.

This advantage of quantified uncertainty is worth knowing about and reporting, and is an appropriate topic for a short communication. The appropriate conclusion is that cutting off 3 seconds from the beginning and end of posturography trials is likely sufficient to ensure accurate COG estimates. The technical development is simply an application of standard techniques in differential equations, but its application to clarifying the error term is a useful extension in this application.

There should, however, be some significant changes, to make this work and its relation to other literature clearer.

First, I would like to see a brief mention of how the technical treatment relates to simple filtering techniques, specifically the simplest version described by Hof (Journal of Biomechanics 38 (2005) 2134-2135) that uses a forward-and-backward first-order low-pass filter. The mathematics of Eqn 6 are related, but may not be identical, to Hof's method.

Second, the present paper should make it clearer that the term "d" is what they are calling an "uncertainty", and that the various symbols "G" are COG position at individual points in time. These

facts are a bit lost in the current description, so it is harder to follow the argument than it should be.

Third, the paper isn't really about "uncertainty" in general, but rather about "edge effects" due to unknown boundary conditions. Using the words "edge effects" would make it clearer exactly how the findings relate to other work in differential equations and signal processing. Uncertainty in general remains unknown, because there are additional effects of noise and measurement error.

The portion of the paper that evaluates uncertainty in the term " $k^2$ ", effectively the square of the complex exponent of decay and oscillation, is not terribly significant, as it only estimates the difference between some reference (which is not clearly specified) and an approximation based on height (the derivation of which is not clearly specified). This section should be reduced. The mathematical underpinning of the parallel axis theorem (reducing the ankle-based moment of inertia to a COG-based moment of inertia) could be omitted, and replaced with the details of the development of the approximation used in lines 119-124.

The most compelling discussion surrounds lines 139-150, where the authors point out the weaknesses in common usage of COP measures to assess stability. This section could be expanded to include their recommendations for which metrics are best used to indicate quality of balance.