

Les sabots et cyber-sabots dynamométriques : la conception du statodynamique

M. OUAKNINE¹

Introduction

La posture érigée : contraintes biomécaniques

Du point de vue biomécanique, se tenir debout immobile, c'est maintenir l'équilibre d'un édifice multi-articulé, multi-segmenté intrinsèquement instable.

Cette instabilité s'observe au niveau de chacun des segments corporels principaux, et dans les appuis au sol. Elle est due aux **irrégularités de commande** des muscles qui ont en charge le maintien postural inter-segmentaire. Mais au niveau de chacune des articulations, des activités posturales assurent, par épisodes, **la réduction des écarts** à la posture choisie.

Le bilan de ces activités, aléatoires ou régulatrices, s'exprime par le maintien du centre général de Masses corporelles (CdM) à proximité d'un placement moyen tel que sa projection verticale tombe à l'intérieur du polygone des appuis (sustentation) des pieds au sol.

En accord avec les lois de la mécanique générale dans un champ de pesanteur, pour ne pas chuter, le CdM doit toujours se projeter à l'intérieur du polygone de sustentation.

Ce principe étant admis, la problématique du Posturologue s'énonce ainsi : Par quelle mécanique mus-

culosquelettique et par quels contrôles neurologiques le maintien de la station debout est-il assuré ?

Le modèle cybernétique

En dépit de leur apparente simplicité, les mécanismes qui permettent à l'homme de se tenir debout n'ont pas encore été clairement modélisés. C'est que des données vestibulaires, visuelles, proprioceptives, cutanées, contribuent ensemble au contrôle de l'équilibre, en coopération avec les propriétés mécaniques des muscles et du squelette. La modélisation ne pouvait qu'être difficile.

On peut cependant, dans un premier temps, englober toute cette complexité dans une sorte de « boîte noire » dont les seules données accessibles à l'expérimentateur sont les Entrées et les Sorties (E/S). L'interdépendance des E/S est telle que le fonctionnement interne de la « boîte » puisse être assimilable à un système cybernétique rétroactif, *i.e.*, un servomécanisme (chaîne fermée). A titre pédagogique, si on ne considère que la seule modalité proprioceptive (système sensori-moteur), alors le système postural se ramène au schéma de la figure 2.

Sur cette base, comment caractériser un tel système ? Quelle consigne peut-il exécuter ? Avec quels moyens et performances ?

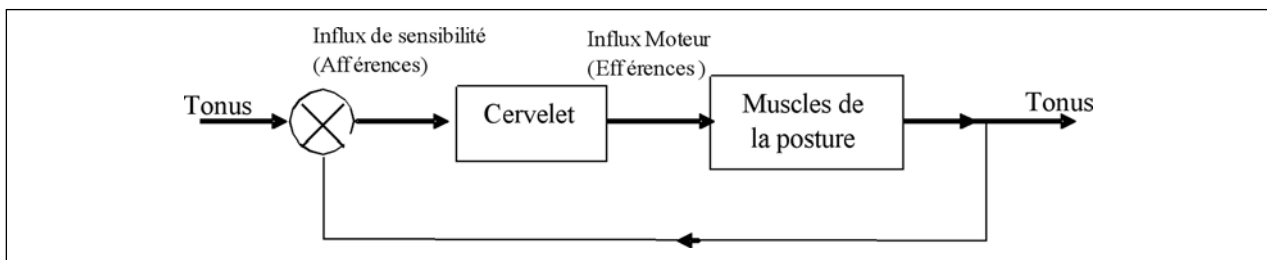


Fig. 2. – En première approximation (modèle uni-sensoriel), le maintien de la position debout chez l'homme exige le maintien d'un certain tonus aux muscles de posture. Si un déséquilibre intervient pour une raison quelconque, ce tonus est modifié, mais sa variation entraîne une modification sensori-motrice. Le cervelet, système à commander, est ainsi informé du déséquilibre du corps à cause de l'allongement ou du raccourcissement de certains muscles de posture. Il réagit en commandant, par l'intermédiaire de l'influx moteur, une nouvelle répartition du tonus pour rétablir l'équilibre menacé. Cette régulation est automatique et s'effectue pratiquement chez l'individu normalement constitué, d'une manière inconsciente).

¹. Ingénieur de Recherche, CHU Timone Marseille, Université de la Méditerranée.
e-mail : maurice.ouaknine@ap-hm.fr

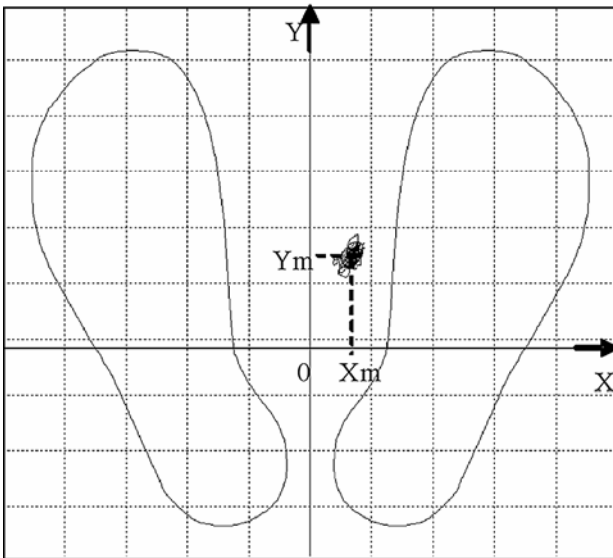


Fig. 3. – Composantes X_m et Y_m du placement moyen des excursions du centre de pressions dans un référentiel rapporté aux pieds du sujet, qui dans cet exemple s'incline à droite.

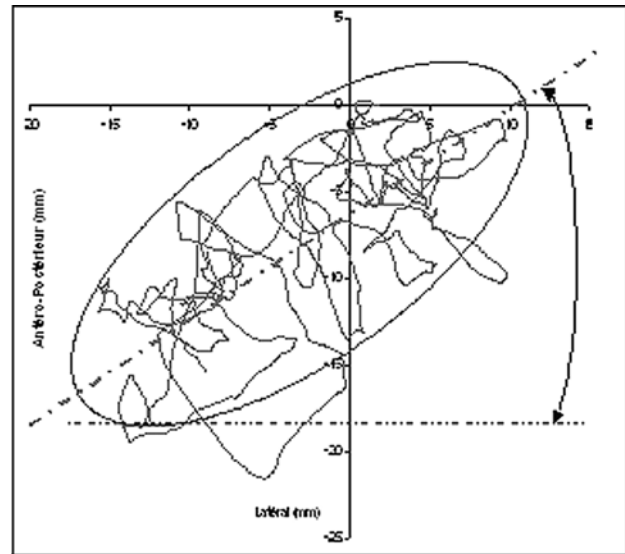


Fig. 4. – Statokinésigramme (STKG) son ellipse de confiance contenant 90 % des points. L'aire renseignée sur l'instabilité, la pente du grand axe indique une direction préférentielle des excursions du centre de pressions.

La plate-forme « Bipode »

La posturologie instrumentalisée s'attache à évaluer la répartition du tonus postural et le réglage des positions inter-segmentaires de l'édifice postural. Mais, in fine, les interactions de tous les éléments du système concourent à réaliser un placement ad hoc du CdM.

Dans une analyse ascendante du contrôle postural, les évolutions du CdM, et ses écarts à la consigne, restent facilement quantifiables.

La résultante au sol des forces gravitaires combinées à celles des muscles posturaux s'observe très simplement au moyen d'une plate-forme de forces sur laquelle le sujet se tient debout. Reste le choix de l'appareillage, des signaux à enregistrer et des paramètres qui rendent compte de l'instabilité.

Il revient en tout premier lieu à l'Association Française de Posturologie (AFP), l'avantage d'avoir rationalisé (Normes AFP-85, 99) et popularisé l'examen stabilométrique. Pour l'étude plus approfondie de ces normes, on pourra se référer utilement à la publication assez complète sur le sujet, dans les huit leçons de posturologie éditées par l'AFP [1].

La plate-forme bipode standardisée est constituée d'une plaque de haute raideur supportée par trois détecteurs de force (Bizzo *et al*, 1985 [2]). Le barycentre des appuis exercés verticalement par les pieds du sujet sur la plate-forme (Centre de Pression, CdP) exprime à la fois la projection verticale du Centre de Masse (CdM) et les effets dynamiques des activités soléaires qui contrôlent l'inclinaison de ce centre [3, 4]. A chaque instant (fig. 3) le CdP est défini par X, distance au plan sagittal du S. (positif vers la droite), et Y, distance du CdP à la verticale de l'axe inter-malléolaire (positif vers l'avant). La succession des positions

en XY est enregistrée et dessine un « statokinésigramme » (STKG, fig. 4). Le STKG est une image approchée des déplacements horizontaux du CdM. Enregistrer les composantes XY du CdP permet d'évaluer leur placement moyen X_m et Y_m (fig. 3), et donc de repérer les inclinaisons sagittale et médio-latérale moyennes du S. et par ailleurs d'évaluer leur instabilité.

Cependant, l'analyse sur plate-forme unique [5-10] suppose une représentation simplifiée du sujet réduite à un pendule inversée monoarticulé avec une masse non déformable ramenée à son centre de gravité. En réduisant l'individu en un point (son centre de pression) qui résulte de la réaction au sol des appuis plantaires, la posturologie normalisée se prive de l'information capitale que constitue leur distribution.

Les plates-formes jumelles monopodes

L'usage de deux plates-formes dynamométriques, une par pied, donnerait un accès quantifiable aux rôles respectifs des musculatures des chevilles et des hanches dans le contrôle de l'équilibre du sujet en station normale, ou pieds en tandem, ou pieds en diagonale. Ce que la plate-forme simple bipode ne sait pas faire.

Winter [11, 12] étudie l'usage de deux plates-formes monopodes gauche et droite, dotées chacune de quatre capteurs disposés en rectangle et détecteurs de la contrainte verticale subie par chacun. Il exprime le CdP de chaque pied relativement au référentiel local gauche et droite et reconstruit les coordonnées des CdP dans le système corporel général de références. Il montre que le rôle de chaque musculature (extenseurs/

fléchisseurs, inverseurs /éverteurs des chevilles, abducteurs/adducteurs des hanches) peut être estimé par les coefficients d'intercorrélation établis de façon croisée entre les excursions entre CdP de monopodes, et relativement aux excursions de CdP général, d'une part, et entre les valeurs des appuis au sol gauche et droit et à leur somme, poids du corps d'autre part (les intercorrélations ont été établies sur 16 secondes de stabilogramme). Il déduit de ces intercorrélations – en accord explicite avec les enseignements de l'anatomie fonctionnelle – l'intérêt qu'il y aurait à employer les plates-formes monopodes pour établir la structure des coordinations musculaires non seulement chez le S. normal (sous diverses conditions de posture et d'âge), mais aussi chez divers cas neurologiques (cérébelleux, ataxiques) ou post-traumatiques, avant rééducation ou prothèse, et après « reprogrammations » des automatismes (des références cliniques sont proposées).

Cette suggestion n'a curieusement pas donné lieu à vulgarisation, apparemment parce que les chercheurs originaux ne l'ont pas suffisamment validée, et/ou parce que son développement supposait des investissements nouveaux. En absence de demandes issues des cliniciens, les industriels n'avaient pas à engager des investissements coûteux.

Le travail de Winter ne paraît pas préciser que l'appui sous un pied suppose la détection de l'appui avant et de l'appui arrière sous ce pied (en termes de moments). Ce qui suppose donc quatre plates-formes et non pas deux.

Notre démarche a été d'aller encore plus loin que Winter. Mais elle s'inscrit dans un cadre plus clinique.

Nous proposons en effet, l'usage de plates-formes « monopodes, bi-pôles », appelées sabots dynamométriques ou cyber-sabots [13, 14, 15]. Elles sont constituées chacune de deux plaques d'appui distinctes et indépendantes, (l'une recevant le talon et l'autre l'avant-pied). Leur usage s'avère très instructif particulièrement pour l'analyse des asymétries corporelles et fonctionnelles.

La plate-forme standardisée : erreurs et ambiguïtés

Il est bon de relever ici quelques ambiguïtés et erreurs d'appréciation dans l'analyse des signaux sur plate-forme bipode standardisée

Problèmes liés au choix des zéros du référentiel

Les normes AFP 85 précisent que le référentiel de mesure doit être rapporté au centre géométrique du polygone de sustentation des appuis plantaires (O') (Fig. 5). Dans ce référentiel, le placement moyen sagittal (Ym) du Centre de forces, pieds ouverts de 30° (Normes AFP 85) est à environ -30 mm (O'O).

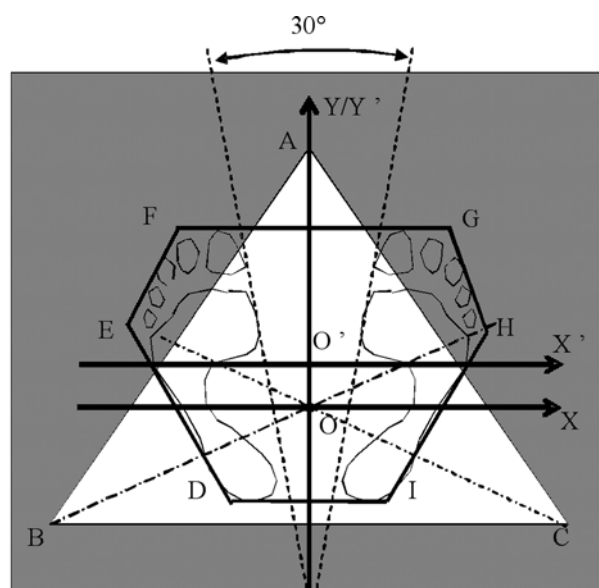


Fig. 5. – Position des pieds (en ouverture de 30°) sur la plate-forme 3 points (Normes AFP 85) . O est le barycentre du triangle équilatéral (ABC) de 40 cm de côté. Les 3 capteurs de forces sont disposés selon les sommets ABC. O' est l'origine du référentiel (O'X'Y') d'analyse qui coïncide avec le centre géométrique du polygone de sustentation (DEFGHI) encadrant les bords externes des appuis des pieds.

Le choix des origines préconisé par l'AFP est logique pour autant que la forme réelle des pieds et le lieu des appuis soient précisément connus. Or, il est démontré qu'à une erreur d'une pointure, il correspond une erreur de plus de 4 mm sur la composante sagittale du CdP. Par ailleurs, dans la littérature scientifique, ce choix de référentiel n'a pas été retenu. On lui préfère un référentiel attaché à un repère anatomique tel que l'axe malléolaire, qui ne prend pas en compte la pointure.

Distribution des forces podales et centre de forces

Tel qu'il est illustré ci-dessous (fig. 6a), le Centre de Forces (CdF) donné par la plate-forme est réalisé par une infinité de façon par les CdF partiels de chaque pied. Un appui diagonal talon-gauche, métatarses-droit par exemple réalise le même placement qu'un appui diagonal talon-droit, métatarses-gauche. Analyse et interprétation sont ambiguës.

Asymétrie posturale et pied d'appui

Par définition, le pied d'appui supporte la plus grande part de la charge corporelle. La détermination du pied d'appui est une donnée capitale pour l'évaluation de l'asymétrie corporelle [16]. Il est généralement déterminé sur plate-forme par la place du CdP moyen par rapport au plan sagittal du S. (positif vers la droite). Selon le signe (\pm) de la composante frontale du CdP X_m , le pied d'appui est droit/gauche. En d'autres termes : le pied d'appui est du même côté que l' X_m .

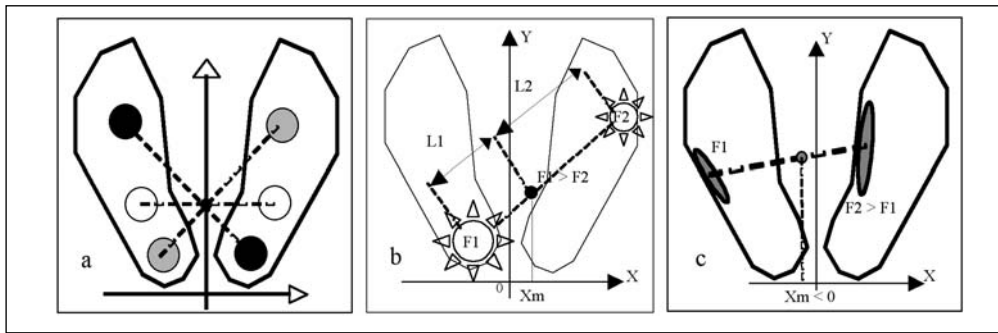


Fig. 6. – a) Ambiguïté sur PF unique : Un appui diagonal talon-gauche, métatarses-droit réalise le même placement qu'un appui diagonal talon-droit, métatarses-gauche.
b) et c) Asymétrie posturale et pied d'appui : 2 exemples d'incohérence du pied d'appui et de la composante frontale moyenne du CdP.

Or, de par la disposition des pieds, en ouverture à 30° , les appuis podaux peuvent très bien réaliser un X_m qui n'est pas du même côté que le pied d'appui, ainsi qu'il est illustré ci-dessous (fig. 6b) Le point d'application de la résultante de deux forces F_1 et F_2 , est donné par l'égalité des moments. Il se trouve sur la droite qui relie les points d'application de F_1 et de F_2 . On a donc : $L_1F_1 = L_2F_2$.

Dans ce cas de figure (6b), le pied gauche applique au sol une charge F_1 par le talon alors que le pied droit applique une charge F_2 par une extrémité du métatarses. F_1 étant supérieur à F_2 , c'est un pied d'appui gauche. Or, c'est le pied droit que, $X_m > 0$, désigne. Il y a incohérence des côtés du pied d'appui et de X_m . Ces conditions d'incohérence sont plus improbables pour un positionnement parallèle des pieds.

De même pour le cas de la figure 6c où le pied droit est surchargé alors que $X_m < 0$. Cette incohérence s'explique par une localisation des charges sur des bords de pieds opposés. Le CdP se trouve traduit vers la gauche.

Ces données ainsi que toutes les observations précédentes ont largement motivé notre choix vers l'adoption d'une autre dynamométrie des appuis podaux.

Matériel et méthodes

Les sabots dynamométriques : quelques propriétés

La conception des cyber-sabots s'est appuyée sur un cahier des charges avec les exigences suivantes :

- Compatibilité totale avec la plate-forme aux normes AFP 85, AFP 99
- Asymétries frontales : détermination non ambiguë du pied d'appui indépendamment de la disposition des sabots et du placement des pieds sur les sabots.
- Asymétries sagittales : obtention de la composante sagittale moyenne du centre de force de chaque pied, dans le référentiel local, indépendamment de la disposition des sabots et du placement des pieds sur les sabots.

- Les mesures doivent être naturellement rapportées aux pieds. En fait, la plate-forme simple possède son propre référentiel qu'il faut faire coïncider avec celui des pieds, alors qu'en toute circonstance, le référentiel des sabots est attaché aux pieds. De ce fait, il est facile de choisir le zéro sur un point anatomique précis, comme l'axe malléolaire, la base des talons, etc.

- Appliquer les descripteurs normalisés aux mesures de chaque sabot.

- Possibilité de pratiquer des mesures hors normes avec une disposition quelconque des pieds

- Coût, robustesse, fiabilité, légèreté, compacité, portabilité, simplicité d'utilisation

Le placement moyen du CdP et sa lisibilité

Si la composante médio latérale moyenne (X_m) ne pose pas problème quant à son interprétation s'agissant d'une asymétrie frontale ($X_m = 0 =$ symétrie parfaite), il n'en est pas de même de la composante antéro-postérieure (A/P) Y_m qui est fonction de l'inclinaison du sujet. Cette donnée n'a pas une lecture aussi claire quant à sa normalité. Nous avons fait l'hypothèse – vérifiée par la suite – qu'en posture orthostatique, une inclinaison confortable devrait se traduire par une distribution équilibrée de la charge du pied entre le talon et l'avant-pied. La « parfaite » normalité orthostatique serait alors caractérisée par une répartition équitable de la charge totale sur les quatre appuis. Si c'est l'équpartition qui est recherchée dans le contrôle de la posture (variable contrôlée), le travail des muscles posturaux qui assurent l'inclinaison Ad hoc, n'en serait que le moyen ou la conséquence.

Pour s'opposer au moment de chute gravitaire dû à une inclinaison du S., la contraction du soléaire, doit être capable de développer un couple C de rappel élastique anti-gravitaire autour de la cheville. Ce couple se traduit au niveau du pied par un moment qui tient compte des appuis du talon et de l'avant-pied et des lieux de leur exercice par rapport à l'axe malléolaire (fig. 7).

L'abscisse de la résultante des forces est donnée par : $CdP = (X_t.F_t + X_a.F_a) / F_p$ avec F_t force exercée par le talon (abscisse X_t), F_a force exercée par l'avant-

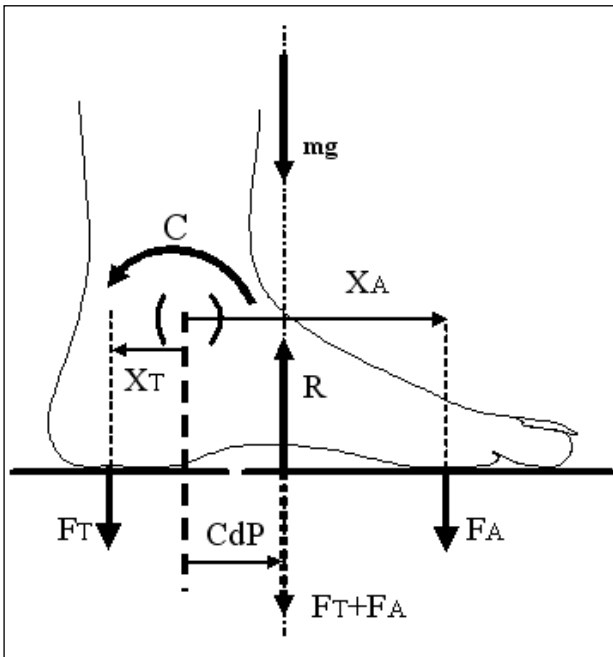


Fig. 7. – En équilibre statique, la charge gravitaire générale mg se répartit sur les appuis F_T et F_A aux extrémités de l’arche plantaire, selon l’angle d’inclinaison du sujet. Le moment gravitaire de chute fait naître un couple de rappel élastique C antagoniste, tel que la résultante des forces $F_T + F_A$ et la force gravitaire (Mg) soient portées par la même droite verticale qui passe par le centre de masses du S . Dans ces conditions d’équilibre (immobilité) la force de réaction R est égale et opposée à mg .

ped (abscisse X_A) et $F_p = (F_A + F_T)$. Deux situations remarquables sont à considérer :

i) **Inclinaison nulle, i.e $CdP = 0$.** On a : $F_t = -X_A.F_a / X_t$. Pour fixer les idées, si $X_t = -3Cm$ et $X_a = 12Cm$ (pointure de 41), on a alors $F_t = -12.F_a / -3 = 4.F_a$. Le talon exerce dans ce cas, sur le sol 4 fois plus de force que l’avant-pied. $F_t = 4.F_p/5$ et $F_a = F_p/5$.

ii) **Equilibre des appuis, i.e $F_a = F_t = F_p/2$.** Calculons CdP qui vérifie cette égalité. On a : $(X_t.F_p + X_a.F_p) / (2.F_p) = (X_t + X_a) / 2$. On a donc numériquement : $CdP = (-3 + 12) / 2 = 4,5 Cm$. Ce résultat qui exprime une inclinaison correspondant à une charge égale du talon et de l’avant-pied (CdP en avant de l’axe malléolaire) est en accord avec les données de la recherche.

Principe de reconstruction du CdP général à partir des CdP partiels

Les sabots dynamométriques produisent chacun des informations locales que la plate-forme ne peut produire alors que leur « collaboration » produit un posturogramme identique à celui de la plate-forme [15]. La construction du posturogramme dans le système corporel général de références s’effectue selon les étapes suivantes (fig. 8) :

- 1) expression dans le référentiel monopode des deux posturogrammes locaux à partir des informations de force des appuis talon et avant-pied ;
- 2) expression des posturogrammes dans le référentiel général en tenant compte de la position et de l’orientation relative des sabots (opération mathématique de translation et rotation des repères locaux) ;
- 3) construction du posturogramme général selon les lois de la mécanique (centre des forces locales).

Quelques usages hors normes des Cyber-Sabots

a) Disposition libre des sabots

Certains examens posturologiques requièrent un placement des pieds non standardisé (exemple fig. 9). Chez le sportif notamment, dont l’analyse posturale peut être capitale pour parfaire son geste. C’est par exemple le cas des tireurs à l’arc ou au pistolet, du golfeur, etc. Si on connaît parfaitement la disposition relative des deux sabots, il est possible de reconstruire le CdP général. Le logiciel dédié est capable de résoudre ce type de problème à partir de trois données métriques relevées entre les coins internes des sabots gauche et droit. Mais une option électronique permet par triangulation de résoudre en temps réel ce problème [16]

b) Posture dynamique

Il est communément admis qu’un examen postural en situation instable est de nature à mettre en évidence le rôle d’autres mécanismes et entrées sensorielles que ceux impliqués dans la posture orthostatique immobile (boucles réflexes plus ou moins longues, canaux semi-circulaires, etc.). L’usage du plateau instable à un degré

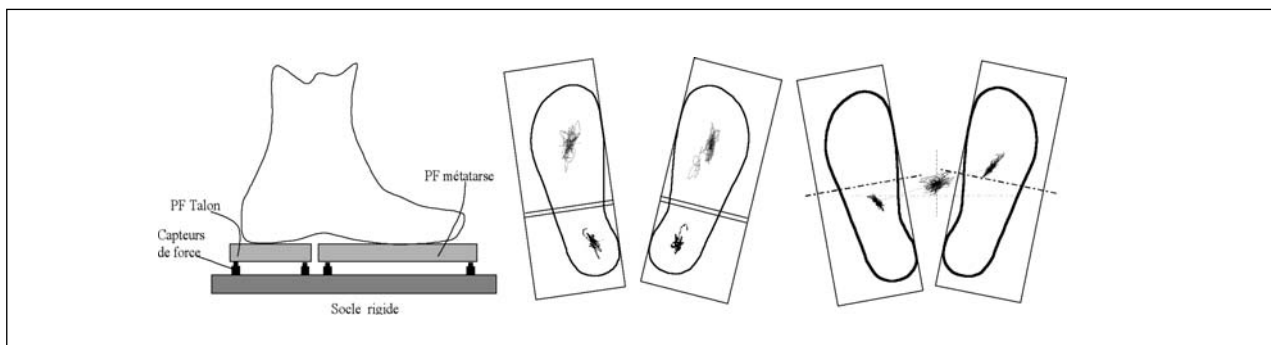


Fig. 8. – Les 2 CdP partiels de chacun des pieds réalisent le STKG monopodal dans le référentiel local. La construction du STKG général tient compte de la position et de l’orientation des deux sabots.

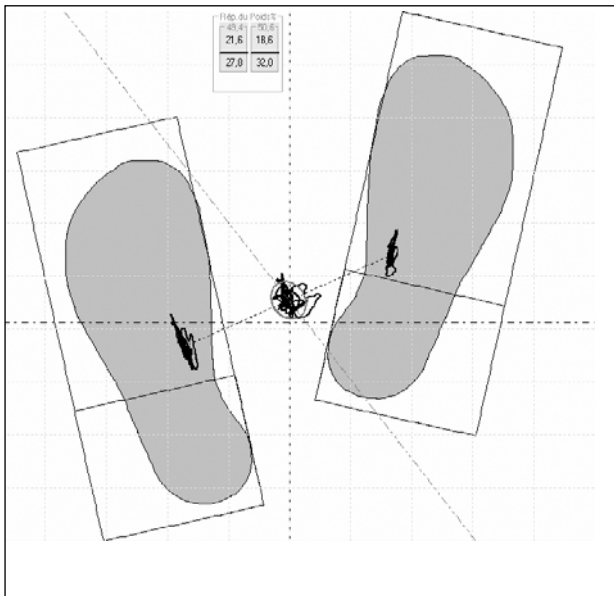


Fig. 9. – La position et orientation relative des 2 sabots est donnée par les composantes a,b,c des vecteurs VA et VT, permettant ainsi de reconstruire le STKG général, dans un référentiel égocentré.

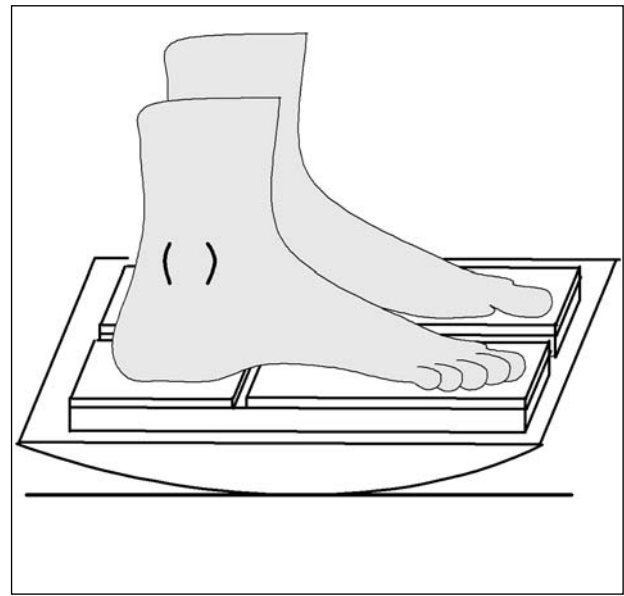


Fig. 10. – Les grandes oscillations du plateau instable, induisent des accélérations labyrinthiques qui sont de nature à exciter les boucles réflexes vestibulo-spinales permettant ainsi d'exacerber les éventuelles asymétries du tonus des jambes.

de liberté [18] permet un tel examen. Généralement, les expérimentateurs placent le plateau instable sur une plate-forme de forces qui sert alors de transducteur de déplacement du pivot qui roule quand le sujet s'incline.

Cette méthode est critiquable en ce qu'elle ne donne pas directement accès aux forces d'équilibration – au niveau des pieds – mises en action par une intense activité des muscles de la jambe. Les oscillations « propres » du plateau masquent ou filtrent les oscillations du pendule inversé. La stratégie d'équilibration échappe donc en partie à l'expérimentation.

L'intérêt de placer les sabots sur le plateau instable (fig. 10) est double : i) accès direct (sans intermédiaire) à la dynamique d'équilibration ; ii) recueil séparé de la dynamométrie monopodale, permettant ainsi d'apprécier la contribution de chaque pied à la stratégie d'équilibration. Ce point est crucial s'agissant de sujets atteints de pathologies vestibulaires.

Cyber-Sabots : quelques descripteurs spécifiques

En plus des paramètres des normes AFP applicables par ailleurs aux données de chaque sabot, nous avons proposé un certain nombre de descripteurs dont les plus pertinents concernent les différents types d'asymétrie :

a) Asymétrie des appuis

La répartition moyenne de la charge pondérale sur les quatre appuis permet de caractériser une asymétrie de charge frontale (balance bi-podale) qui renseigne sur le pied d'appui, et une asymétrie de charge sagitta-

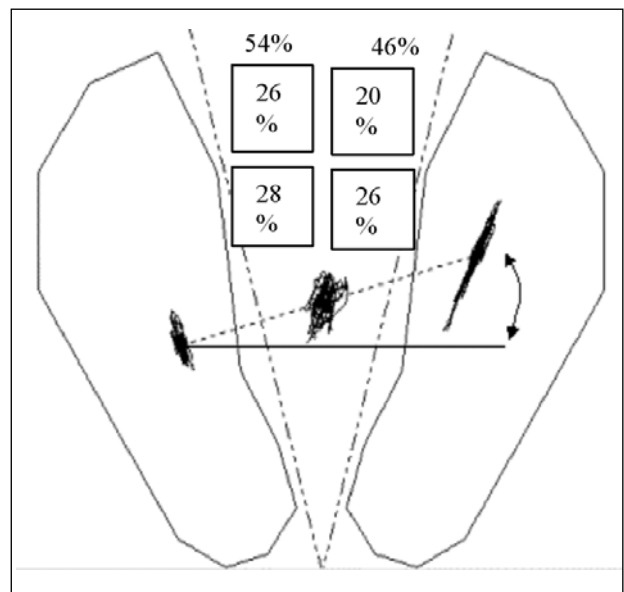


Fig. 11. – La répartition des 4 appuis, le STKG local, son placement moyen et son écart-type, déterminent : la balance bipodale (pied d'appui), la balance podale entre talon et avant-pied, la pente de la droite reliant les CdP gauche et droit (indice de placement moyen IPM), la différence entre les variances de vitesse des STKG gauche et droit (Indice de vitesse IVV).

le pour chaque pied (balance monopodale). Les résultats sont donnés en pourcentage du poids total (fig. 11). Le diagramme des asymétries orthostatiques permet une lecture rapide des asymétries dans les deux conditions expérimentales (fig. 12)

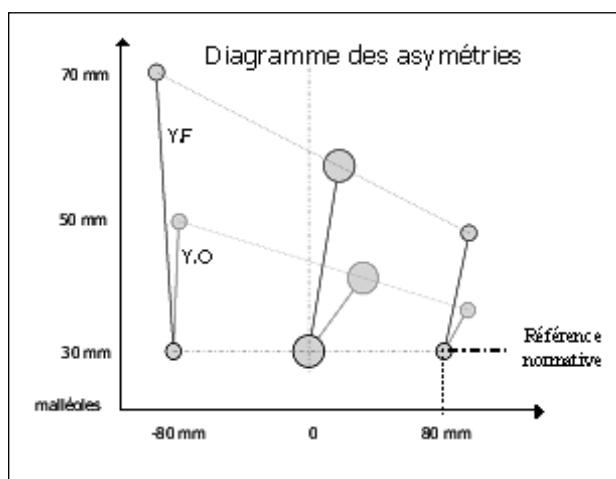


Fig. 12. – Diagramme des asymétries des placements moyens du CdP. Les deux enregistrements placent des moyennes en avant de la ligne de référence (+ 30 mm environ en avant de la ligne bi-malléolaire. Ouverture des pieds à 30°).

b) Indice des placements moyens (IPM)

Indépendamment de leurs charges, les deux pieds peuvent réaliser une inclinaison tibiale différente (fig. 11) signalée par l'inégalité de leur balance podales (répartition sur les appuis avant et arrière). La pente de la droite qui relie les placements des CdP locaux par rapport à l'horizontale (IPM) renseigne le clinicien sur d'éventuelles torsions du bassin. Dans l'exemple de la figure 11, la jambe gauche exerce une force F_g (54 % de la charge totale) avec une inclinaison A_g alors que la jambe droite exerce une force F_d (46 %) avec une inclinaison A_d , tel que $F_g > F_d$ et $A_g < A_d$. Or, la force de rappel soléaire est proportionnelle à $F_i.A_i$ (i, g/d). Est-ce pour maintenir une répartition égale du tonus des deux jambes que $A_d > A_g$? C'est une hypothèse à vérifier !

c) Tactique du pied : notion de « Pied Pilier » et de « Pied Ballant »

La comparaison des posturogrammes de chaque pied fait apparaître indiscutablement une asymétrie – accentuée souvent par l'examen dynamique – dans la répartition du tonus tricépal de chaque pied, même chez le sujet sain. On observe généralement un pied dont l'activité posturale est plus « expressive » que l'autre. Selon le degré d'asymétrie, nous avons qualifié de « Pied Ballant » (ou de « Pied Moteur ») le pied le plus actif et de « Pied Pilier » (ou de « Pied Pivot »), le pied le plus « silencieux » [19]. Le type d'asymétrie que nous observons, à priori, non lié à des troubles fonctionnels, relèverait plutôt d'une stratégie de régulation de l'assiette posturale à la manière d'un trépied. Selon nos observations, le « Pied Pilier », n'est pas forcément le « Pied d'Appui ». En d'autres termes, la

surcharge d'un pied ne réduit pas toujours son activité. Les quatre combinaisons possibles entre les côtés du X moyen et du « Pied Pilier » ont été observées chez une population « normale ». Pour quantifier la différence de travail d'un pied par rapport à l'autre, nous proposons la variable IVV qui exprime une différence d'énergie en ce qu'elle fait intervenir le carré de vitesses (variance de la vitesse : VV). Ce paramètre vitesse, n'a curieusement pas été préconisé par les normes AFP probablement en raison de la bande passante réduite du signal (0 à 2,5 Hz) qui le rendait peu discriminant. Avec une largeur de bande de 20 Hz, ce descripteur prend alors une toute autre dimension. C'est un descripteur du tonus et de la raideur des jambes [20, 21].

IVV est centrée et réduite. Elle exprime la différence relative entre les Variances de Vitesse pied Droit (VVD) et pied Gauche (VVG) : $IVV = (VVD - VVG) / (VVD + VVG)$: IVV peut varier de -1 à +1.

d) Inter-corrélation croisée des stabilogrammes gauche et droit

L'intercorrélacion entre les stabilogrammes (A/P de préférence) des pieds gauche et droit détermine le degré de coordination des oscillations des deux jambes autour de leur cheville. On peut aussi parler de degré de couplage entre les deux axes malléolaires. C'est la valeur maximale qui est à considérer. Elle apparaît généralement au délai zéro de l'intercorrélacion. La valeur maximale « 1 », signifie un couplage parfait alors que la valeur zéro, une totale indépendance des 2 pieds. Un maximum peut cependant apparaître pour un délai différent de 0. On a alors un déphasage avant ou arrière (selon le signe du délai) entre l'activité des pieds. Chez les sujets « normaux », le coefficient de couplage tend à augmenter les yeux fermés.

Stabilogramme des appuis diagonaux (fonction du temps)

Les travaux de posturologie chez le quadrupède, ont montré que les axes diagonaux des appuis jouaient un rôle privilégié dans le contrôle postural. L'hypothèse qu'il pourrait subsister chez l'homme des traces de cette organisation, nous a conduit à proposer un indice temporel qui exprime la différence entre les charges diagonales : (avant-pied droit + talon gauche) – (avant-pied gauche + talon droit)

Résultats

Nous présentons ici quelques résultats qui soulignent l'apport de la posturologie monopodale bipolaire, à la compréhension des mécanismes sensorimoteurs impliqués dans la posture orthostatique.

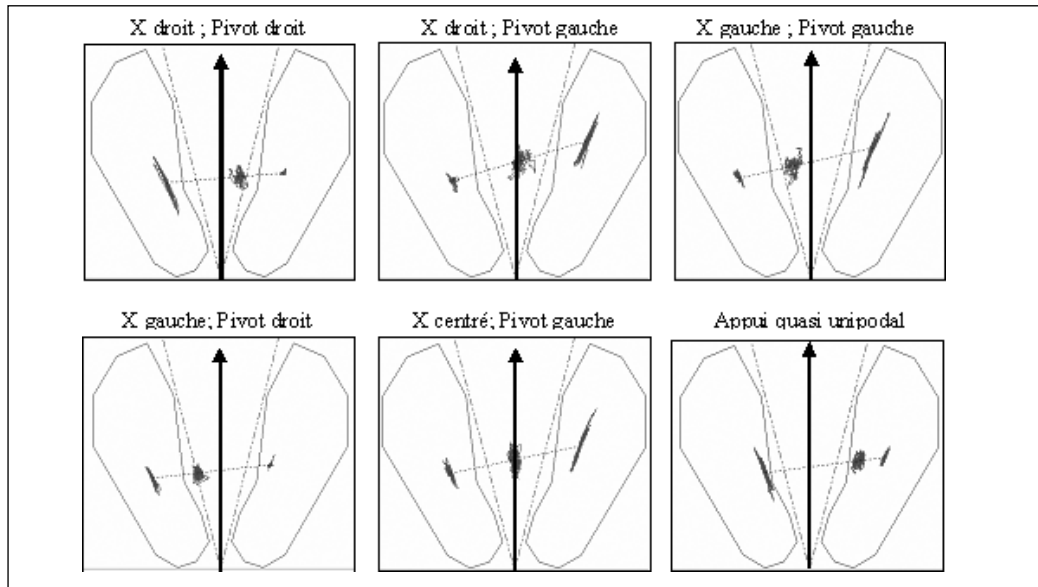


Fig. 13. – Selon la position du STKG général, à droite ou à gauche de l'axe de symétrie frontale, le pied d'appui est Droit ou Gauche. De même, le pied pivot (ou pilier), c'est le pied dont l'activité posturale est la moins intense (STKG local le moins étendu). Ces deux caractères n'ont pas de cohérence apparente.

Tactique du pied chez une population de 66 enfants

La première étude réalisée sur une population de 66 enfants de la classe d'âge 8/9 ans sur sabots a été conduite par Bourgeois [22].

Contre toute attente, l'analyse de la tactique du pied ne nous a pas permis d'établir une cohérence statistiquement significative entre le « Pied Pilier » et le Pied d'Appui » : « Appui » et « Pilier » ne sont forcément du même côté. Nous illustrons ces singularités inédites par 6 posturogrammes démonstratifs pris sur les 132 enregistrements de l'effectif dans les deux conditions visuelles (fig. 13).

Cette étude révèle aussi, une prédominance statistique des appuis diagonaux talon-gauche, avant-pied-droit, puisque la ligne des appuis « pied gauche - pied droit » fait un angle positif par rapport à ligne bimaléolaire, et un pied ballant droit puisque la variance de vitesse des excursions sagittales du pied droit est supérieure à celle du pied gauche :

a) condition yeux ouverts (YO) :

- IVV = $0,226 \pm 0,198$
- IPM = $12,08^\circ \pm 5,11^\circ$

b) Yeux fermés (YF) :

- IVV = $0,234 \pm 0,18$
- IPM = $12,59^\circ \pm 5,33^\circ$

Statistiques de base et comparaisons chez une population de 61 jeunes recrues de l'armée

Cette étude porte sur une population de 61 jeunes adultes (50 droitiers et 11 gauchers) consentants et non rétribués, issus d'une sélection multi factorielle de recrutement militaire (SIGYCOP)

Age : 17-27 ; moyenne = 20,42 ans.

Les sujets ont été soumis à un examen posturographique sur « Cyber-Sabots » de la société IN-TECH le même jour.

Chaque examen, pratiqué en champ libre (sans cabine), était constitué d'un enregistrement YO et d'un enregistrement YF. La durée de chaque enregistrement était de 51,2 s la fréquence d'échantillonnage, de 40 Hz. La résolution du convertisseur analogique-digital était de 16 bits.

Le sujet avait pour consigne de se tenir debout droit immobile, pieds ouverts à 30° , en posture naturelle face à un repère (5×5 cm) situé à 3 m des yeux.

TABLEAU I
Stabilométriques de tout l'effectif (n = 61)
dans les deux conditions visuelles

Paramètres	Y. Ouverts	Y. Fermés	P
Longueur	352 mm	475 mm	< 0,0001
LFS	0,72	0,80	< 0,01
Var.Vitesse	17,8	38,9	< 0,0001
ANO2Y	18,76 %	25,9 %	< 0,0001

Comparaison (test de Student) entre les séries appariées des moyennes

Sur les 12 paramètres observés, 4 présentent une augmentation significative ($P < 0,01$), les yeux fermés, avec une mention spéciale pour la variance de la vitesse (VV) qui double : elle passe de 18 YO à 39 YF (tableau I). Cet accroissement concerne près de 90 % des sujets (fig. 14). Ce résultat confirme le rôle prépondérant de la vision dans le contrôle de la posture

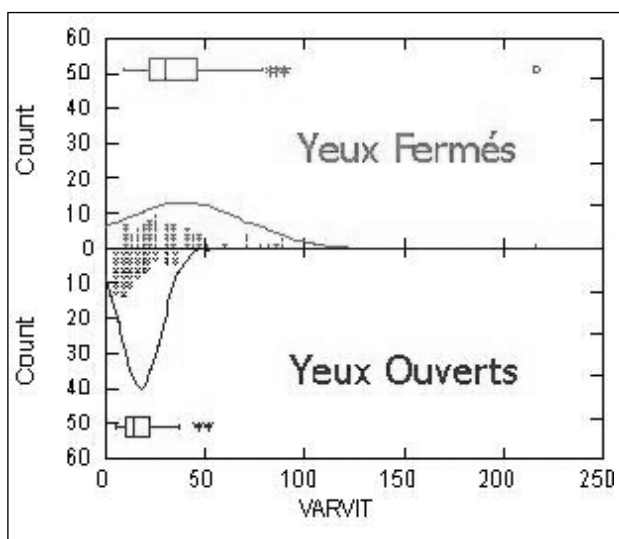


Fig. 14. – Distributions du paramètre Variance de la vitesse dans les deux conditions visuelles. On observe un net accroissement moyen du paramètre les YF mais aussi une plus grande dispersion.

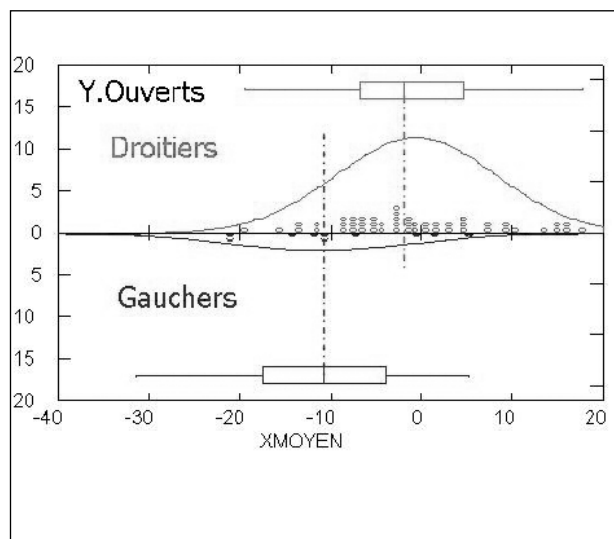


Fig. 15. – Distribution de la composante médio-latérale moyenne (Xm) chez les deux populations. Les gauchers s'inclinent significativement à gauche dans la condition YO. Les dispersions sont comparables.

TABLEAU II.
Test non paramétrique Kruskal-Wallis entre les populations de Droitiers et de Gauchers.
Le pied gauche semble être le pied d'appui dans les deux populations YO ou YF mais de façon plus marqué chez les gauchers.

Paramètres	X moyen		Pied gauche		Pied droit	
	Ouverts	Fermés	Ouverts	Fermés	Ouverts	Fermés
Yeux						
Droitiers (n=50)	-0,59 mm	-0,45	51%	51%	49%	49%
Gauchers (n=11)	-11 mm	-7,3	56%	53%	44%	47%
P	0,006	0,1	0,007	0,2	0,013	0,1

[23]. Par ailleurs, aucune différence significative n'a été observée sur les aires S des ellipses contenant 90 % des points. Probablement en raison de l'absence de cabine, et de l'éloignement des références visuelles (cible à 3 m au lieu de 0,9 m)

correspond à une répartition de la charge entre pied gauche et droit, de 56 % et 44 % respectivement.

Cette donnée stabilométrique semble acquise. Elle ouvre sur les problèmes de maintien postural dans ses rapports avec les appuis au sol.

Comparaisons entre les descripteurs de latéralité des droitiers et des gauchers dans les deux conditions visuelles

Seule la composante moyenne frontale du CdP (Xm) sépare les groupes selon la latéralité (fig. 15). En condition YO les gauchers, s'inclinent significativement du côté gauche (Xm < 0), Avec un écart moyen d'environ 10 mm entre les Xm des deux groupes. Cet écart diminue les YF (7 mm). Cette inclinaison, YO,

Répartition de la charge totale sur les quatre appuis dans les deux conditions visuelles

Cas cliniques : analyse des posturogrammes

1) Patient Chap., homme 31 ans: fente syringomyélique de D5 à D10 ; Babinski gauche ; syndrome pyramidal gauche

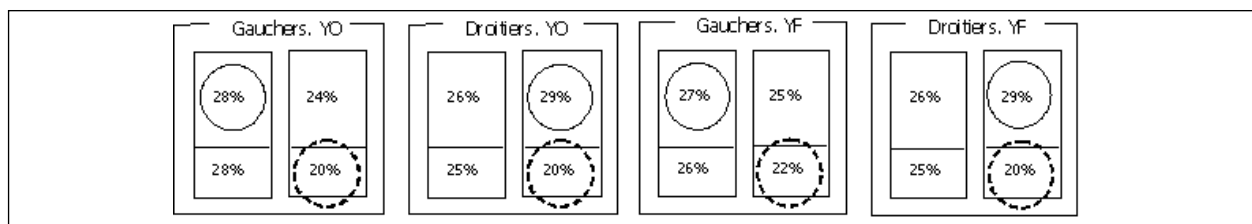


Fig. 16. – Dans ce tableau de répartition des quatre appuis podaux, l'appui dominant est sur l'avant pied homolatéral à la latéralité de la main (cercles en trait plein). On note que le talon droit est le moins chargé des 4 appuis, chez les droitiers comme chez les gauchers et dans les deux conditions visuelles (cercles en trait-tiré).

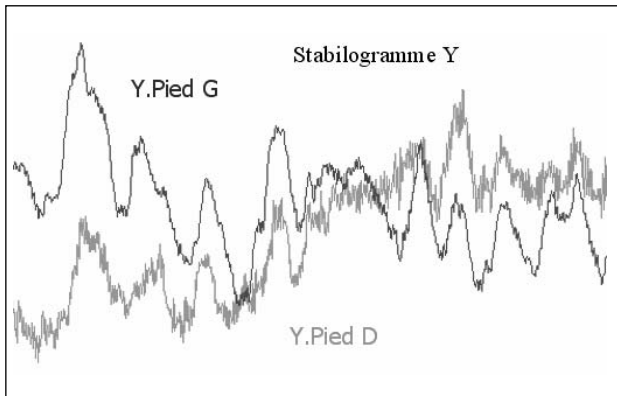


Fig. 17. – Le stabilogramme du pied droit paraît plus bruité que celui du pied gauche. Ce bruit est en réalité une composante rapide (trémor) à plus de 6 Hz, d'origine pathologique et qui se superpose à l'activité posturale du pied.

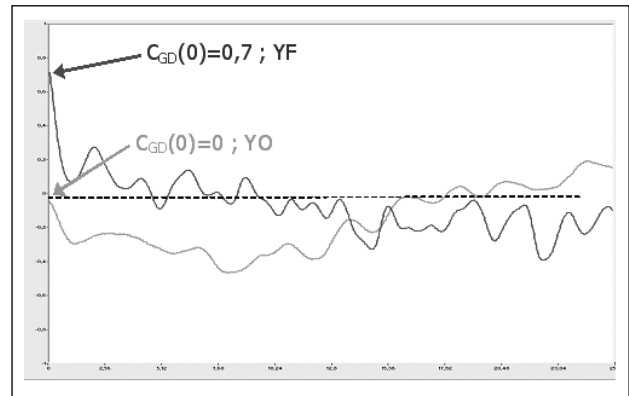


Fig. 19. – Intercorrélation des excursions sagittales gauche et droite (ICgd). Au délai zéro, ICgd doit être supérieure à 0,8 chez un sujet normal (bonne coordination des deux pieds). Chez ce patient, on n'observe une absence totale de coordination des mouvements des deux pieds, les yeux ouverts. Par contre, ICgd atteint 0,7 les yeux fermés. Le patient, en se raidissant, augmente le couplage entre les axes malléolaires.

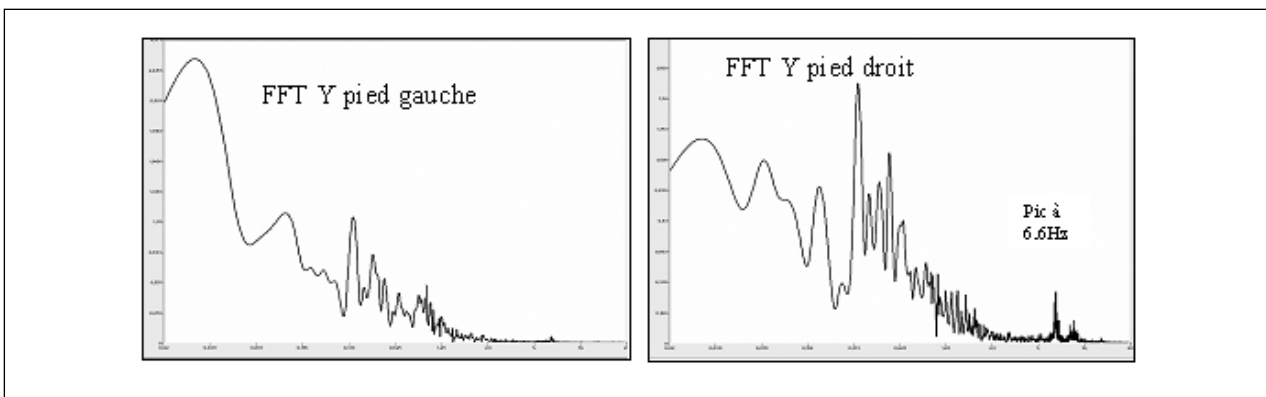


Fig. 18. – La composition spectrale (FFT) des stabilogrammes Y diffère d'un pied à l'autre. Notamment par la présence d'un pic à 6,6 Hz sur le spectre du pied droit d'origine pathologique.

Sur prescription de neurologue, ce patient qui présentait un syndrome neurologique, a subi une série d'examen posturographiques qui ont permis de mettre en évidence des troubles de la motricité, du control moteur, de la coordination motrice et une forme de spasticité. Nous observons en effet (fig. 17), un stabilogramme Y du pied droit beaucoup plus bruité que celui du pied gauche. La transformée de Fourier Y signale la présence d'une composante (trémor) haute fréquence de 6,6 Hz beaucoup plus ample sur le stabilogramme du pied droit (fig. 18). La variance de la vitesse qui rend compte de la raideur des muscles de la jambe [21] est de 160 les YO (Norme à 18) et de 360 les YF (Norme à 39). On observe par ailleurs au vu de l'intercorrélacion entre les stabilogrammes Droit et Gauche (IDG ; fig. 19), une absence totale de coordination (des activités motrice des deux pieds dans la condition YO (IDG = 0). On retrouve, toutefois, une meilleure coor-

dination les YF (IDG = 0,7), au prix d'un accroissement de la variance de la vitesse (360), donc de la raideur des muscles de la jambe. Ces observations sont en accord avec la symptomatologie clinique.

2) *Patient Mar., femme 61 ans: Neurinome intra-canalair gauche opérée par radiochirurgie (Gamma) en 2001, examinée en 2005*

Cette patiente, vestibulaire [24, 25], 4 ans après son opération, présente tout de même une asymétrie orthostatique avec une inclinaison gauche ($X_m = -13$ mm), un hyper appui du talon gauche à 36 %. La variance de la vitesse passe de 66 YO à 240 YF attestant d'une raideur exacerbée. La forte asymétrie tonique (pied moteur gauche) n'est cependant révélée qu'en posture dynamique : examen sur plateau instable.

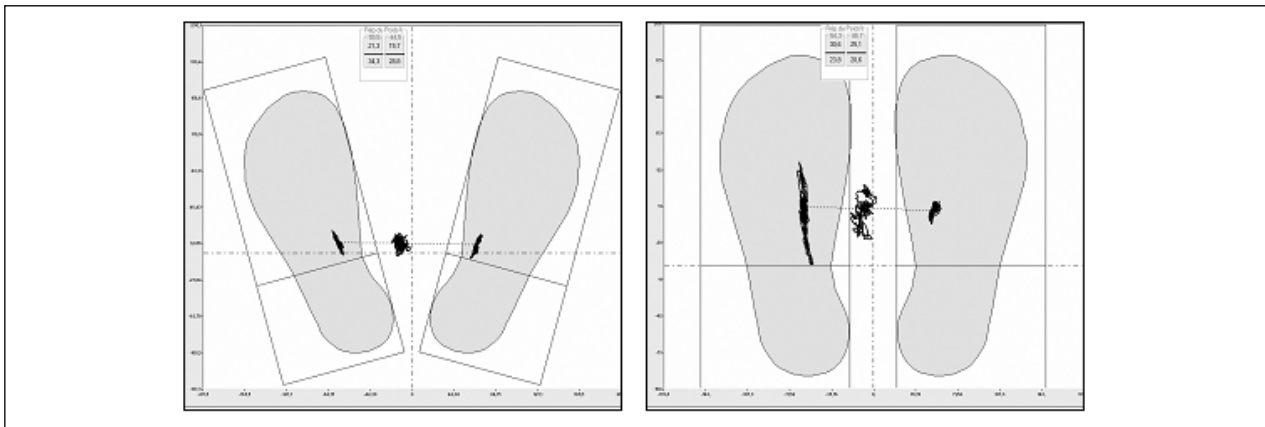


Fig. 20. – L’examen statique de ce patient « vestibulaire » (sabots sur support stable, figure de gauche) ne révèle pas distinctement de pied moteur. L’examen dynamique de ce même patient en situation instable (sabots sur plateau instable, figure de droite) révèle ostensiblement un pied moteur gauche.

Discussion et conclusion

La décomposition du CdP général en ses quatre composantes, a permis d’enrichir considérablement notre connaissance de la mécanique posturale. Elle a permis de mettre en lumière des formes d’asymétries statiques- distributions des charges sur les quatre appuis : notion de pied d’appui - et dynamiques : activité posturale différenciée donnant accès à des notions de pied « moteur », « ballant » ou « battant », à des notions d’inter corrélation, donc de coordination des mouvements des pieds. La décomposition spectrale peut révéler, parfois de façon sélective (sous l’un des pieds) des trémors d’origine pathologique. Mais ces avancées soulèvent aussi des interrogations. En premier lieu : à quelle normalité doit-on se référer ? Le terme « asymétrie », porte en lui une suspicion d’anormalité. Les données nous manquent pour considérer comme logique et normal, par exemple une répartition équitable de la charge pondérale sur ses quatre bases.

Que dire de l’asymétrie tonique des jambes ? Nous serions enclin à admettre que la bonne stratégie de

contrôle des oscillations corporelles serait l’activation des muscles d’une seule jambe (pied moteur), car elle est réductrice de degrés de liberté. Elle conduit à parfaire un geste postural économe en énergie. Par ailleurs, les asymétries dynamométriques observées sous les pieds ne sont que les effets de la dynamique sus-jacente. Le clinicien qui est tenté de corriger ces effets en intervenant au niveau du pied (semelle, talonnette, cale, etc.) doit en évaluer les conséquences. Une asymétrie peut en cacher une autre ! Ainsi, l’analyse du cas de la figure 11, du point de vue mécanique, est instructive : devant une asymétrie structurelle (Jambe courte ?), le sujet opte pour le maintien d’une symétrie fonctionnelle (réduction des degrés de liberté ?) en égalisant l’activité musculaire des soléaires de ses deux jambes. Le pied le moins chargé devra pour satisfaire les lois de la mécanique déplacer la charge vers l’avant par une inclinaison tibiale ad hoc. L’inégalité des angles tibio-tarsiens des deux pieds entraînerait une rotation du bassin, ou une posture déhanchée.

Ces analyses demandent confirmation grâce à une méthodologie plus analytique et un effectif plus important.

RÉFÉRENCES

1. AFP. – Normes 85 (1985) Editées par l’Association Française de Posturologie, 4 avenue de Corbéra 75012 Paris, France.
2. Bizzo G., Guillet N., Patat A., Gagey P.M. – Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1985, 23, 474-476.
3. Hugon M. – 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, 1999.
4. Gagey P.M., Bizzo G., Dimidjian J., Martinierie J., Ouaknine M., Rougier P. – La « *Dance* » du centre de pression et sa mesure. In: Lacour, Sauramps médical (eds). *Posture et Equilibre*. pp.: 167-180.
5. Ouaknine M. – Plate-forme de mesure de la position du centre de gravité chez un sujet debout (Brevet avril 1999 No: 9301840).
6. Gagey P.M, Ouaknine M., Sasaki O. – « *Pour manifester la dynamique de la stabilisation : la plate-forme 40/16* ». *Posture et équilibre*. Nouveautés, ed. M. Lacour. Solal, Marseille, 2001, 95-106
7. Ouaknine M., Arranz P., Litwak J. – Association d’un Podomètre Electronique et d’une Plate-forme de Posture pour l’Evaluation Précise des Appuis Podaux (brevet d’invention octobre 2000 No : 0013076).
8. Rampal J., Ouaknine M. – Pèse-Personne de Poche (Brevet juillet 2000 No : 0009144).
9. Ouaknine M., Boschat D. – Capteur Dynamométrique pour la Réalisation de Plate-formes de Posture et de Pesée (brevet Fev 2002, N° 0202218).
10. Ouaknine M., Romel R., Boschat D. – Procédé et dispositif de mesure de distribution de forces à l’aide d’une surface piezo-sensible (demande de brevet décembre 2004, N° 0412832).

11. Winter D.A. – A.B.C.of balance during standing and walking. 1995 University of Waterloo. Waterloo, Ontario. Canada).
12. Winter D.A., Prince F., Frank J.M.S., Powell C., Zabjef K.F. – Unified theory regarding A/P and M/L balance. *In: Quiet stance. J. Neurophysiol.*, 1996, 75, 2334-2343.
13. Ouaknine M. – Semelles dynamométriques pour l'évaluation des asymétries et des instabilités posturales chez l'homme ou l'animal (Brevet novembre 1999, No : 9915033).
14. Les sabots dynamométriques de M. Ouaknine. *In: Posturologie.* Gagey & Weber, éditions Masson. 3^e édition.
15. Ouaknine M. – Dispositif et procédé de stabilométrie posturale réalisée par détermination automatique de la position des pieds couplée a une dynamométrie des pressions podales au sol (demande de brevet 06 00656).
16. Ouaknine M., Bourgeois P. – Analyse de quelques asymétries de la posture à l'aide de sabots de posture dynamométriques. *In: API/B. Weber et Ph. Villeneuve, Masson (eds). Pied, Equilibre et Traitements posturaux.* pp: 189-200.
17. Ouaknine M. – L'université de la Méditerranée. procédé et dispositif autonome pour la détermination de la position relative de deux objets en mouvement, dans le plan ou dans l'espace (brevet Avril 2003 N° 03/04300).
18. Bessou P., Costes-Salon M.C., Dupui P.H., Montoya R., Pagés B. – Analyse de la fonction d'équilibration dynamique chez l'homme. *Arch. Int. Physiol. Bioch. Bioph.*, 1988, 96, A 103.
19. Gagey P.M., Bizzo G., Ouaknine M., Weber B. – La tactique du pied. *In: API/B. Weber et Ph. Villeneuve, Masson (eds). Pied, Equilibre et Traitements posturaux.* pp : 16-21.
20. Grini M.N., Ouaknine M., Giovanni A. – Contemporary postural and segmental modification of forced voice. *Rev. Laryngol.*, 1998, 119, 253-257.
21. Grini-Grandval M.N., Ouaknine M., Giovanni A. – Forcing the voice and variance of speed : correlation between the speed of displacement of the center of gravity and the work of postural muscles. *Rev. Laryngol. Otol. Rhinol.*, 2000, 121, 319-323.
22. Bourgeois P., Ouaknine M. – Normes et evolutions stabilométriques à partir de la plate-forme 40/16 des paramètres standards et séparés de chaque pied des enfants de 8 à 10 ans. *In: Lacour, Solal (eds). Posture et Equilibre, Physiologie, Techniques, Pathologies.* pp : 91-100.
23. Cornilleau-Peres V., Shabana N., Droulez J., Goh J.C.H., Lee G.S.M., Chew P.T.K. – Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait & Posture*, 2005, 22 (2). p. 96-106, Elsevier.
24. Ouaknine M., Hugon M., Roman S., Thomassin J.M., Sarabian N., Regis J. – Effets Posturaux du traitement par Gamma Knife des neurinomes de l'acoustique (Swannomes Vestibulaires). *Revue de Neurochirurgie*, 2004, 50, n° 2-3, 358-366.
25. Lacour M., Barthelemy J., Borel L., Magnan J., Xerri C., Chays A., Ouaknine M. – Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy. *Experimental Brain Research*, 1997, 115, 300-310.