

I.	INTRODUCTION.....	2
II.	ANALYSE CRITIQUE DES MESURES SUR PLATE-FORME	3
	Distribution des forces podales et centre de forces	3
	Asymétrie posturale et pied d'appui.....	3
	Problèmes liés au positionnement du sujet sur la plate-forme	3
	Problèmes liés au choix des zéros du référentiel.....	4
III.	LES SABOTS DYNAMOMETRIQUES.....	4
	Compatibilité ascendante des sabots avec la plate-forme AFP 85.....	4
	Quelques caractéristiques remarquables des sabots	6
	Les statokinésigrammes exhibés par les sabots : quelques cas	7
	Asymétries mises en évidence par les sabots.....	8
	Asymétries de type statique : distribution de la charge pondérale.....	8
	Asymétries de placement des centres de forces partiels et de la résultante générale.....	8
	Asymétrie de type dynamique : notion de pied pilier et de pied moteur.	9
IV.	Utilisation des sabots en mode « hors normes »	10
	Quelques exemples de disposition libre.....	11

I. INTRODUCTION

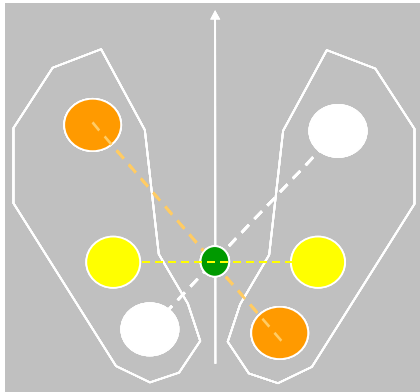
L'examen posturographique tel qu'il a été normalisé par l'ex Association Française de Posturologie (AFP) permet d'une part la comparaison d'un sujet à une population de référence et d'autre part d'établir un diagnostic d'atteinte posturale. La stabilométrie normalisée s'est particulièrement révélée précieuse pour l'évaluation des asymétries et des instabilités posturales. Cependant, 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. On perd en détails ce que l'on gagne en simplicité. Il suffit d'analyser 4 points de contact au sol (talon et métatarse de chaque pied) de la charge corporelle, pour trouver une infinité de façon de réaliser un même centre des pressions (Ouaknine et Bourgeois, Modena 2001. Ouaknine, Bruxelles 2002).

Par ailleurs, 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 avait conduit Kohen-Raz à développer un dispositif à 4 plaques : le Tetra-ataximètre. Dans le monde des cliniciens, cet appareil n'a suscité qu'un intérêt modeste en raison de l'interprétation complexe des descripteurs proposés par Kohen-Raz, de l'absence de normes, sur la métrologie, l'environnement et les paramètres exhibés. Bien que des études comparatives aient établi une certaine cohérence entre les paramètres issus des deux systèmes (Barthélémy Barateig : Comparaison entre la plate forme et les plaques tétra-ataximétriques. Thèse de médecine 1998), le tetra-ataximètre restait d'une utilisation marginale.

L'objet de notre étude a été de concevoir et de réaliser deux sabots dynamométriques (un par pied) dont l'utilisation, grâce à leurs propriétés métrologiques, est compatible avec celle d'une plate forme normalisée. Cette compatibilité « ascendante » trouve tout son intérêt dans la possibilité de réaliser deux statokinésigrammes, un pour chaque pied, et leur produit dont le tracé est topologiquement équivalent à celui obtenu sur plate forme. Les descripteurs utilisés sont ceux préconisés par les normes AFP auxquels nous en avons ajouté deux : un paramètre d'asymétrie diagonale des placements moyens et un descripteur de motilité différentielle du centre de pressions de chaque pied (tonicité différentielle).

II. ANALYSE CRITIQUE DES MESURES SUR PLATE-FORME

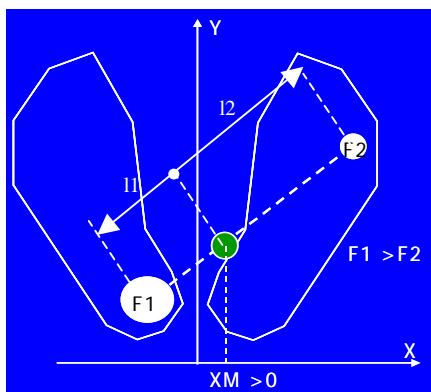
Distribution des forces podales et centre de forces



Tel qu'il est illustré ci-contre, le centre de forces donné par la plate-forme est réalisé par une infinité de façon par les centres de forces partiels de chaque pied. Un appui diagonal talon-gauche, métatarse-droit par exemple réalise le même placement qu'un appui diagonal talon-droit, métatarse-gauche

Asymétrie posturale et pied d'appui

La détermination du pied d'appui est une donnée capitale pour l'évaluation de l'asymétrie corporelle. Le pied d'appui est généralement donné par le côté du X moyen (composante frontale du centre de forces). Si le X moyen est positif, le pied d'appui est droit, inversement si le X moyen est négatif, le pied d'appui est gauche. Cette définition suppose que le pied d'appui est aussi celui qui porte la plus grande charge corporelle. Or, de par la disposition des pieds, en ouverture à 30°, les appuis podaux peuvent très bien réaliser un X moyen qui n'est pas du même côté que le pied d'appui, ainsi qu'il est illustré ci-dessous



Le point d'application de la résultante de deux forces F_1 et F_2 , est donné par l'égalité des moments. Ce point 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 le cas de figure ci-contre, le pied gauche porte majoritairement la charge corporelle (pied d'appui) sur le talon alors que le pied droit porte une moindre charge, mais sur le métatarse : incohérence du pied d'appui et de l'X moyen.

Problèmes liés au positionnement du sujet sur la plate-forme

Une force verticale appliquée sur un point quelconque de la plate forme se décompose en trois forces de réaction mesurées par les pesons disposés au sommet du triangle équilatéral de 40 Cm de côté, la référence zéro étant au barycentre du triangle. Mais les normes AFP 85 précisent que le référentiel de mesure doit être rapporté à un référentiel attaché aux pieds du

sujet. Pour que le logiciel de traitement puisse effectuer une transformation de repère, il est nécessaire de connaître avec précision la position des pieds sur la plate forme. On s'aide généralement d'un cale-pied amovible dont l'emplacement sur la plate-forme est connu. Le calage des pieds n'est cependant pas très précis à cause de problèmes de compliance et de dysmorphie des pieds. Les erreurs de positionnement des pieds qui dépassent largement le millimètre sont une des sources de non-reproductibilité des mesures chez un même sujet.

Problèmes liés au choix des zéros du référentiel

Les normes AFP 85 précisent que le référentiel de mesure doit être rapporté au centre du polygone de sustentation des appuis plantaires dont la taille dépend bien entendu de la pointure. Dans ce référentiel, le placement moyen sagittal du centre de forces (Normes AFP 85) est à environ -30 mm par rapport au centre du polygone. Le choix du zéro 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. Ce point très critique a guidé notre réflexion sur la conception d'un système qui offre aussi le choix d'autres références anatomiques telles que la base des talons ou mieux, l'axe malléolaire, comme origine de la composante sagittale du centre de forces. L'avantage étant de rendre les mesures indépendantes de la pointure.

III. LES SABOTS DYNAMOMETRIQUES

La conception des sabots dynamométriques s'est appuyé sur un cahier des charges dont les exigences formulées par ordre de priorité étaient :

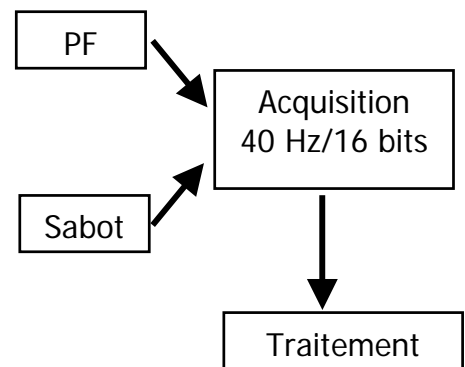
- 1) Compatibilité totale avec la plate-forme aux normes AFP 85, AFP 99
- 2) Asymétries frontales : la détermination du pied d'appui ne doit dépendre ni de la disposition des sabots ni du placement des pieds sur les sabots.
- 3) Asymétries sagittales : obtention de la composante sagittale moyenne du centre de force de chaque pied indépendamment de la disposition des sabots et du placement des pieds sur les sabots.
- 4) Les mesures doivent être naturellement rapportées aux pieds. En fait, la plate-forme 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.
- 5) Expression de tous les descripteurs normalisés pour chaque pied.
- 6) Possibilité de pratiquer des mesures hors normes avec une disposition quelconque des pieds
- 7) Coûts comparables à ceux d'une plate forme de qualité
- 8) Robustesse et fiabilité
- 9) Légèreté, compacité, portabilité

Compatibilité ascendante des sabots avec la plate-forme AFP 85

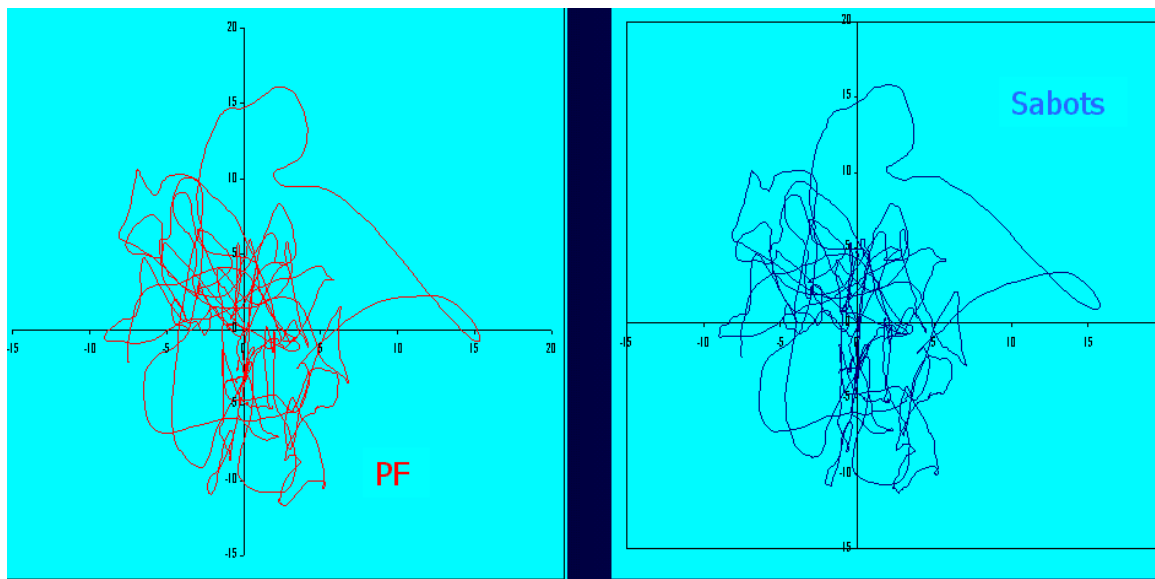
Pour démontrer l'identité de résultats de deux systèmes différents soumis aux mêmes phénomènes, nous avons réalisé plusieurs expériences selon le protocole suivant :

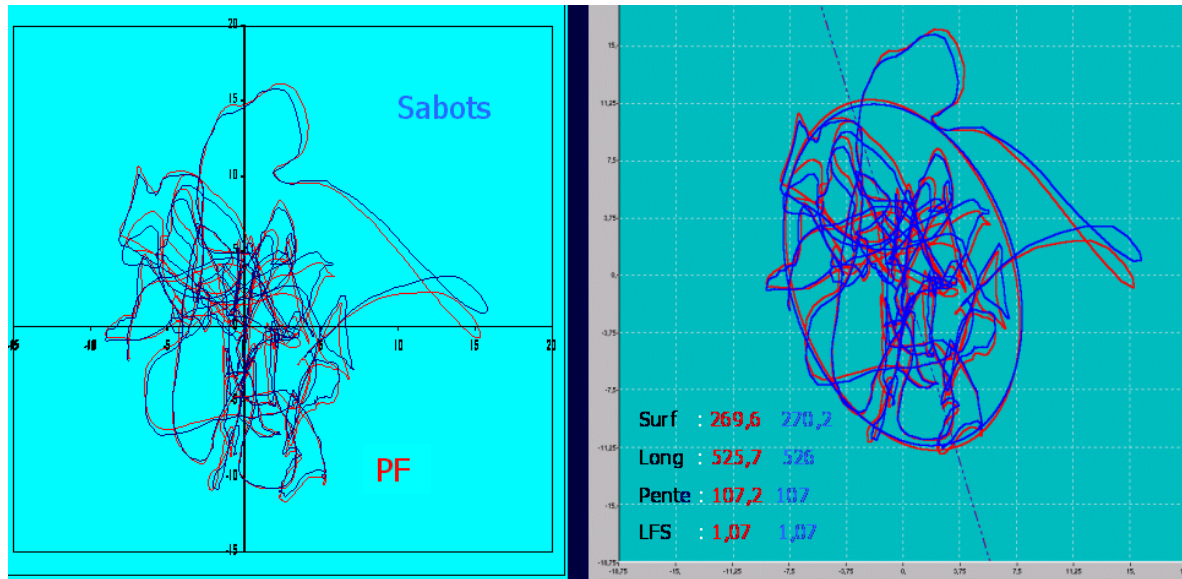
Les sujets sont debout en position standardisée sur les sabots superposés à la plate forme. Le recueil des signaux issus des deux systèmes est simultané. L'étude comparative des tracés est réalisée sur des critères morphologiques (superposition) et sur la différence de leur composition spectrale. Compte tenu de l'erreur de « Kode » (voir les 8 leçons de posturologie Ed. APE) introduite en rehaussant la distance entre le plan capteurs de la plate forme et l'axe inter-malléolaire, la grande similitude et la corrélation des signaux issus des deux systèmes, permet d'envisager l'examen postural à l'aide de sabots dynamométriques comme une alternative intéressante à celui pratiqué sur plate forme

- Les sabots sont positionnés sur la plate-forme.
- Les référentiels des systèmes sont superposés

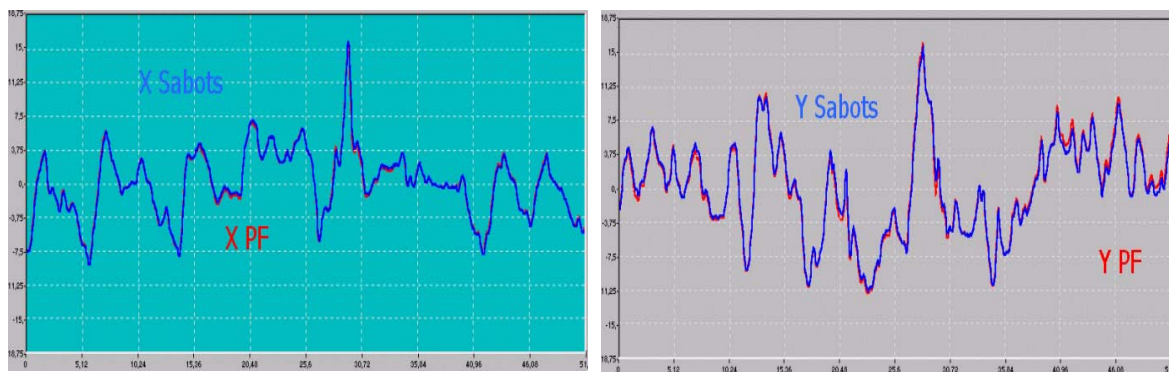


Exemple de statokinésigrammes obtenus chez un sujet féminin par les deux systèmes





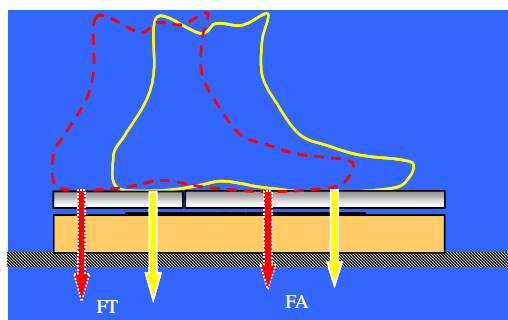
La superposition montre une étroite corrélation entre les deux tracés. Les principaux descripteurs sont pratiquement identiques



Les tracés rouges (PF) du stabilogramme sont entièrement recouverts par les tracés bleus (sabots)

Quelques caractéristiques remarquables des sabots

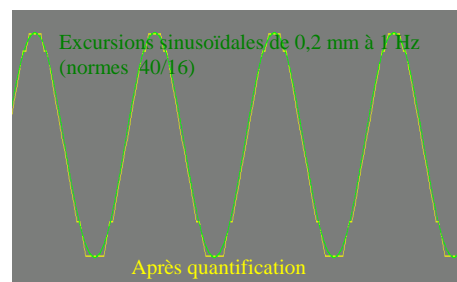
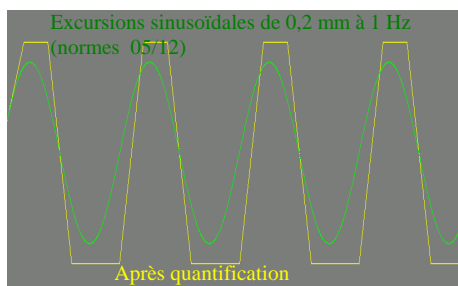
La réalisation des sabots dynamométriques met en oeuvre une technologie innovante



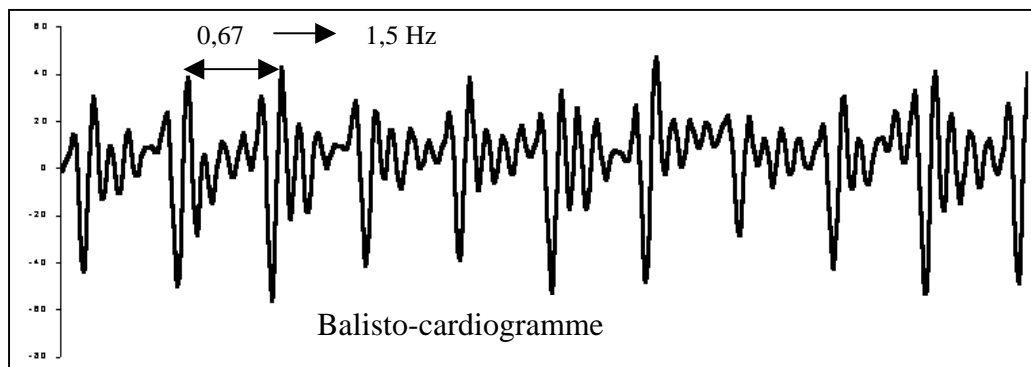
brevetée. Du point de vue mécanique, les sabots forment un monobloc qui leur confère : robustesse, insensibilité aux contraintes thermiques, absence totale de frottements, de points durs et d'hystérésis. La moindre variation de force s'exprime sans effets de seuil. Le fait de mesurer séparément à l'aide de deux plaques, les forces d'appui du talon et de l'avant-pied permet de simplifier considérablement l'examen. Les forces verticales exercées sur les plaques par l'avant-pied et le talon sont indépendantes de leur point d'application pour peu

que le talon et le métatarse reposent respectivement sur les plaques homologues. Du point de vue de la résolution temporelle et spatiale des excursions du centre de forces, nous avons choisi une fréquence d'échantillonnage de 40 Hz et une quantification en valeurs de 16 Bits (La plate-forme AFP 40/16 : P.M. Gagey, M. Ouaknine, O. Sasaki).

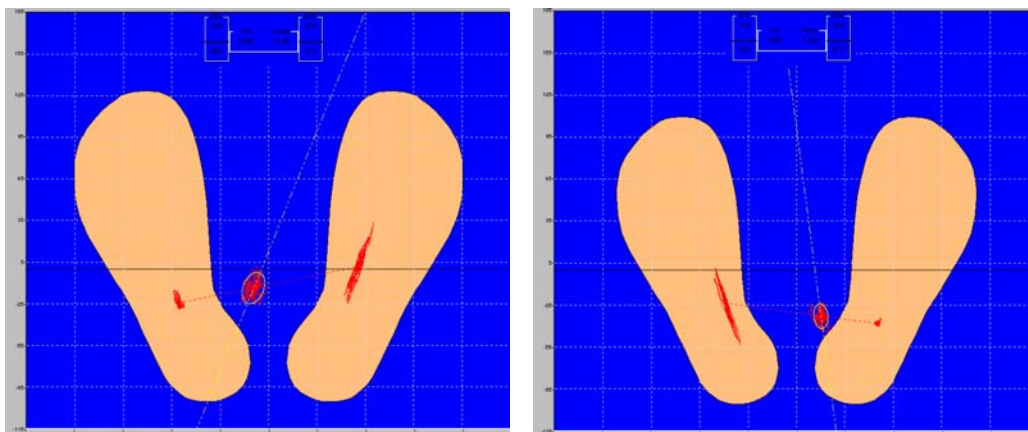
La résolution théorique (excursion minimale mesurée) pour un sujet de 60 Kg est de 20 μ . Il est bon de rappeler que tout phénomène physique qui relève de la mécanique classique, est continu et sa représentation sous forme numérique requiert en théorie une fréquence d'échantillonnage et une quantification en valeurs, infinies. La norme AFP 05/12 préconise une fréquence d'échantillonnage de 5 Hz et une quantification en valeurs de 12 bits (4096 points) . Cette numérisation est nettement insuffisante comme on peut le voir sur l' exemple de gauche ci-dessous.

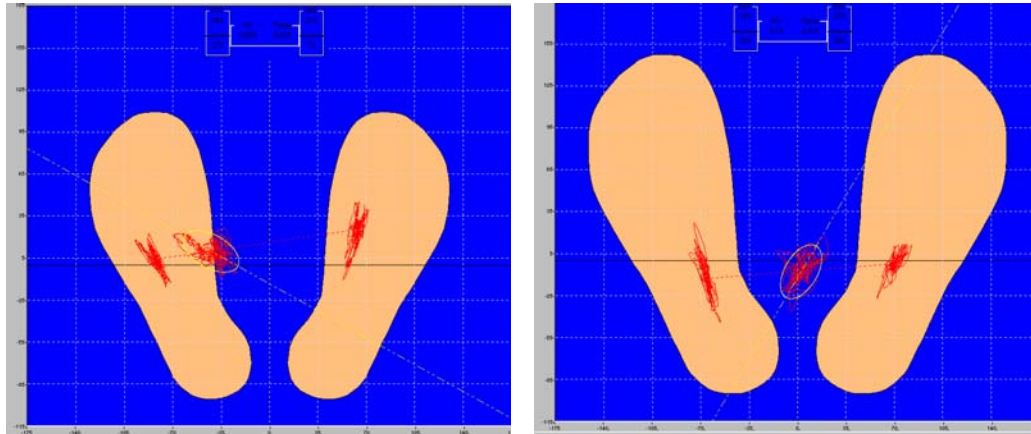


Les remarquables propriétés mécaniques et électriques des sabots confèrent une sensibilité telle qu'il est même possible d'enregistrer le balisto-cardiogramme d'un sujet (pulsations cardiaques)



Les statokinésigrammes exhibés par les sabots : quelques cas

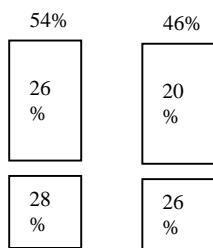




Asymétries mises en évidence par les sabots.

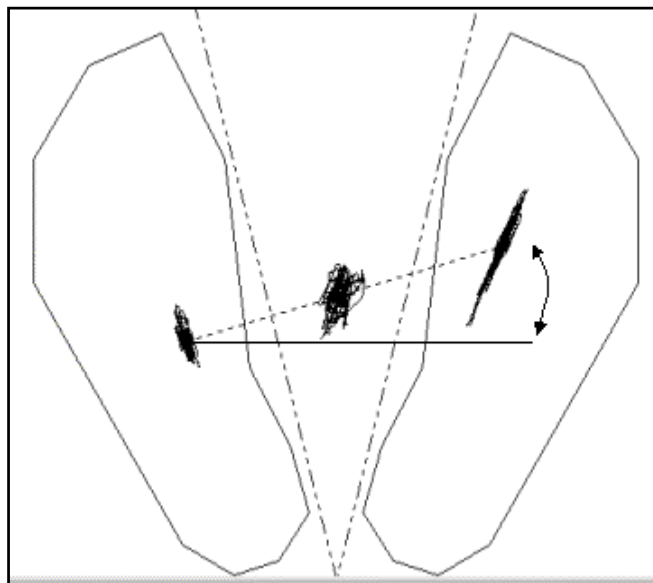
Les tracés ci-dessus suggèrent plusieurs formes d'asymétries que l'on va analyser.

Asymétries de type statique : distribution de la charge pondérale.



Quelle que soit la position des pieds, il est possible de mesurer la répartition moyenne de la charge pondérale sur les quatre appuis (talon, métatarse de chaque pied) à l'aide des sabots. Les résultats sont donnés en pourcentage du poids total. La répartition (balance) entre les deux pieds nous renseigne sur le pied d'appui

Asymétries de placement des centres de forces partiels et de la résultante générale.



Le placement moyen du centre de forces de chaque pied prend en compte la pointure et la distribution des charges entre talon et métatarse. Le placement du centre général de forces prend en compte le polygone des appuis.

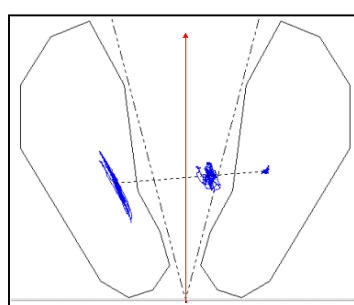
Nous avons vu que les asymétries de placement n'étaient pas forcément cohérentes avec la distribution des charges. Il nous est apparu intéressant de calculer la pente de la droite qui relie les placements du centre de forces de chaque pied et qui passe par le placement général. Cet indicateur nous l'appelons Indice de Placement Moyen (IPM)

Asymétrie de type dynamique : notion de pied pilier et de pied moteur.

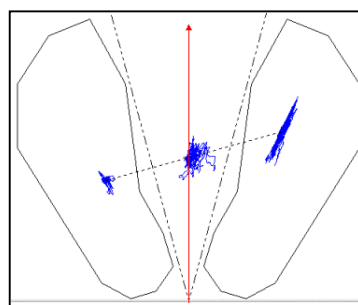
La comparaison des statokinésigrammes de chaque pied fait apparaître indiscutablement une asymétrie du rôle postural des pieds due à l'activation non-concomitante des muscles des deux jambes. On observe généralement un pied plus « expressif » que l'autre. Selon le degré d'asymétrie, nous avons qualifié de « pied moteur » le pied le plus actif et de « pied pilier » le pied le plus « silencieux ». Mais cette qualification évoque celle qui a été proposée dans l'épreuve dynamique du FUKUDA (pied pivot, pied moteur), qui couvre cependant une réalité différente. Le « spin » du FUKUDA témoigne d'une asymétrie du tonus musculaire des deux pieds dont l'origine est généralement vestibulo-spinale, donc pathologique, alors que 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. D'un point de vue bio-mécanique, ce contrôle qui s'exerce préférentiellement sur un pied, est réducteur de degrés de liberté.

Nous avons, pour éviter, toute confusion suggéré d'appeler cette tactique : « pied de référence – pied de réglage » à la manière dont on règle l'assiette d'un trépied. Cette tactique s'inscrit dans les concepts récemment développés par PM. Gagey sur la « danse du centre de pression » et sur « la tactique du pied ». Mais, curieusement, selon nos observations, le pied « pilier », n'est pas toujours le pied « d'appui ». En d'autres termes, la surcharge d'un pied ne réduit pas forcément son activité. Toutes les combinaisons possibles entre les cotés du X moyen et du pied « pilier » ont été observés. 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). Cette variable centrée et réduite exprime la différence entre les Variances de Vitesse pied Droit (VVD) et pied Gauche (VVG) : $IVV = (VVD - VVG) / (VVD + VVG)$: IVV peut varier de -1 à +1

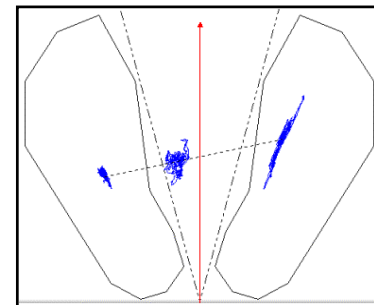
Ce descripteur exprime selon nous une différence d'activité musculaire tricipitale entre les deux pieds. Ci-dessous quelques cas enregistrés qui illustrent diverses stratégies



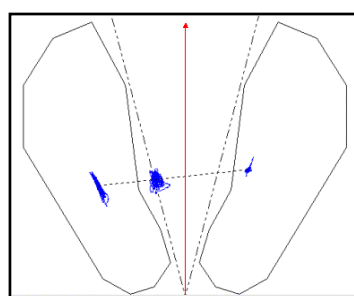
X droit ; Pilier droit



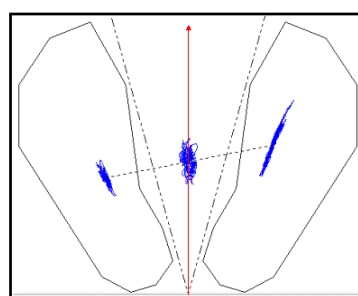
X droit ; Pilier gauche



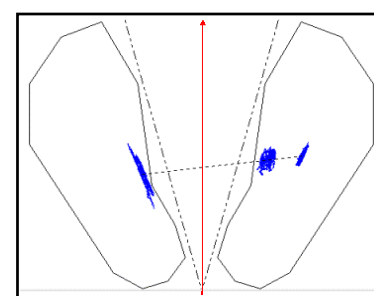
X gauche ; Pilier gauche



X gauche ; Pilier droit

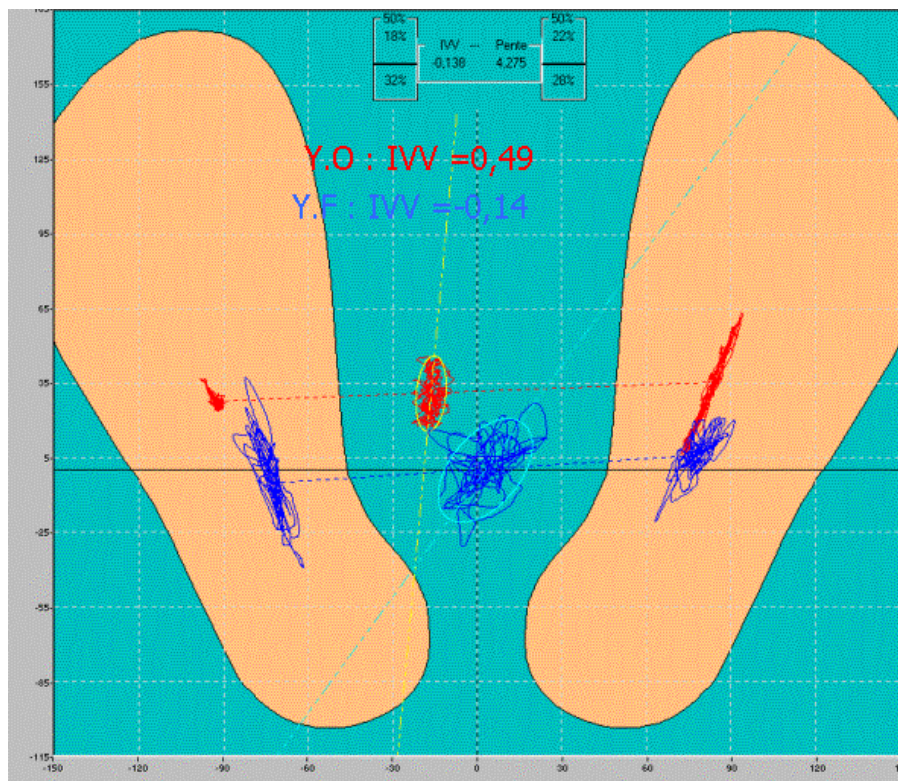


X centré ; Pilier gauche

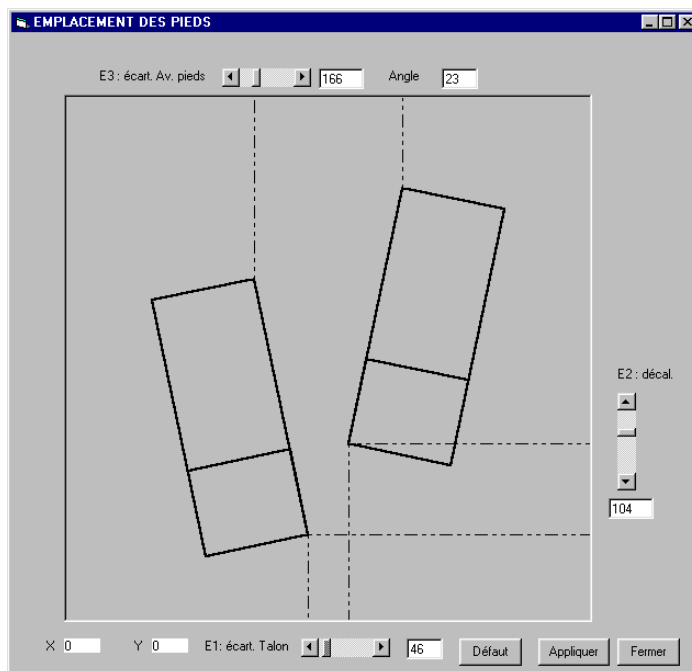


Appui quasi unipodal

Les tracés ci-dessous illustrent deux stratégies selon les situations. Les tracés en rouge effectués les yeux ouverts montrent une stratégie pied moteur droit alors que les tracés en bleu (yeux fermés) montrent une stratégie pied moteur gauche



IV. UTILISATION DES SABOTS EN MODE « HORS NORMES »



Il est possible d'extraire les sabots de leur support afin de les disposer librement et à convenance. Mais il est impératif de le signaler sous forme de 3 paramètres facilement mesurables puisqu'ils ne font intervenir que des longueurs. Ces paramètres sont : E1 (écartement des coins internes inférieurs), E2 (décalage sagittal des coins internes inférieurs) , E3 (écartement des coins internes supérieurs). Le logiciel se charge de calculer l'angle d'ouverture des pieds.

Quelques exemples de disposition libre.

Les exemples ci-dessous illustrent quelques dispositions libres des sabots. Dans ces exemples le zéro général est calculé à partir des axes malléolaires symbolisés par le trait séparant la plaque du talon et celle de l'avant-pied.

