

# HALLUX VALGUS ET STABILISATION POSTURALE

Serge HELBERT, Paris

## Introduction

A l'occasion d'un travail antérieur (Helbert, 1997) nous avons constaté que les sujets porteurs d'un hallux valgus présentaient des modifications massives de leur comportement de stabilisation debout au repos, en particulier un recul statistiquement très significatif de leur centre de pression. Cette constatation nous a intrigué. Il se trouve, en effet, que le muscle doté du bras de levier le plus important sur le levier inter-résistant que constitue le pied (figure 1) présente une réduction de force importante chez les patients porteurs d'un hallux valgus (Snijders, 1986). Ce muscle, normalement fort et même le plus volumineux des muscles profonds de la région jambière postérieure, le long fléchisseur propre du gros orteil (LFPGO), s'insère, en effet, sur la base de la *dernière phalange* du gros orteil.

Nous avons donc cherché à explorer cette relation entre modifications stabilométriques et diminution de force du LFPGO au cours des Hallux valgus, en posant deux questions :

- Cette relation est-elle fortuite ?
- Sinon, quelle est sa signification ?.

## Matériel et Méthodes

### *Patients*

49 sujets de sexe féminin, âge moyen 58 ans (40/80 ans) ont été sélectionnées pour cette étude parce qu'elles présentaient un ou deux hallux valgus d'au moins 15° (Regnauld, 1986 ; Lamur *et al.*, 1996).

Cette population sera nommée : «Population HalluxValgus».

### *Protocole*

Successivement, nous avons:

- a) Sur les sujets pieds nus,
  - Vérifié cliniquement la perte de force du LFPGO,
  - Fait un enregistrement stabilométrique.
- b) Sur les sujets pieds chaussés,

- Vérifié cliniquement la force du LFPGO,
  - Fait un enregistrement stabilométrique.
- c) Sur les sujets pieds chaussés et appareillés pour rehausser la force du LFPGO,
- Vérifié cliniquement la force du LFPGO (après mise en place de l'orthèse et avant chaussage du pied),
  - Pratiqué un troisième enregistrement stabilométrique.

De telle sorte qu'on puisse préciser que les modifications stabilométriques observées semblent bien en rapport avec une réduction de la force du LFPGO et non avec une épine irritative d'appui plantaire (Leporck & Villeneuve, 1996) ou l'absence de chaussures (Gagey et al., 1985 ; Lord & Bashford, 1996).

#### *Examen clinique de la force du LFPGO*

La force du muscle long fléchisseur propre du gros orteil a été évaluée cliniquement. Le pied nu du patient étant posé à plat sur le sol, le clinicien glisse son index entre le sol et la pulpe de la deuxième phalange du gros orteil, il demande alors au patient de chercher à écraser de toutes ses forces cet index avec son orteil. D'après les travaux de Gumina et Postacchini (1992) un clinicien entraîné est capable d'évaluer la force de cette phalange du gros orteil aussi précisément qu'un dynamomètre, à 100 grammes près.

#### *Examen stabilométrique*

Toutes les patientes ont été enregistrées sur une plate-forme de stabilométrie clinique informatisée, normalisée et dans les conditions normalisées de l'Association Française de Posturologie (Bizzo *et al.*, 1985; AFP, 1985; Plate-Forme de stabilométrie Dune)

Tous les enregistrements ont été réalisés yeux ouverts uniquement.

#### *Chaussures*

Les pieds des patientes ont été chaussés dans des gabarits à empreinte du procédé Orthofeuille, talon de 4 cm ( C.Aigrefeuille ; société Podofrance).

#### *Augmentation de la force du LFPGO*

.Pour augmenter la force du LFPGO, un élément sous capital de 2 millimètres d'épaisseur a été placé sous la première tête métatarsienne, pour chaque hallux valgus. L'effet de cet élément sur la force du LFPGO a été vérifié cliniquement et, éventuellement, sa position a été ajustée pour obtenir que la force du LFPGO soit effectivement améliorée.

*Analyse statistique*

L'analyse statistique a porté sur tous les paramètres retenus par l'Association Française de Posturologie : X moyen, Y moyen, surface, VFY, LFS, plus la variance de la vitesse de déplacement du centre de pression.

La distribution de ces différents paramètres observés dans cette population «HalluxValgus», en situation pieds nus, yeux ouverts a été comparée à leur distribution dans la population «Normes85» dans la même situation (AFP, 1985) par une comparaison de moyenne.

Puis les distributions de ces paramètres dans les trois situations pieds nus, pieds chaussés, pieds chaussés-appareillés ont été l'objet d'une comparaison à zéro de la moyenne de leurs différences appariées.

Les distributions asymétriques ont été normalisées par substitution de valeurs logarithmiques (logarithmes népériens) aux valeurs réelles.

## Résultats

### *Situation pieds nus*

Cohortes		X Moyen	Y Moyen	Surface	VFY	LFS	Variance
HalluxValgus	Moyenne	3,2	-35,7	5,057	5,2	0,332	16,9
	Écart-type	5,9	13,4	0,411	3,1	0,330	4,2
Normes85	Moyenne	0,8	-25,2	4,549	0,3	0,021	9,7
	Écart-type	5,4	13,7	0,168	3,6	0,020	3,3
Comparaison	t de Student	2,12	3,82	6,17	9,64	6,11	4,76
	p	ns	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

Tableau I — Moyenne et écart-type des paramètres stabilométriques observés en situation yeux ouverts et pieds nus, dans une population de 49 patientes atteintes d'hallux valgus (Cohorte HalluxValgus) et une population de 50 femmes normales (Cohorte Normes85).

X-Moyen et Y-moyen : en millimètres ; Surface: en logarithme népérien des valeurs réelles exprimées en millimètres carrés ; VFY : unité conventionnelle ; LFS : en logarithme népérien des valeurs réelles exprimées en U-C. ; Variance de la vitesse : en millimètres par seconde.

t de Student des comparaisons de moyenne entre les distributions des divers paramètres relevés dans les cohortes «Normes85» et «HalluxValgus»

**Situation pieds chaussés**

	X Moyen	Y Moyen	Surface	VFY	LFS	Variance
moyenne	3,1	-34	4,9904	4,7	0,3270	15,9
écart-type	6,3	12,8	0,5075	2,8	0,3109	3,1
t de Student	0,11	1,39	0,98	0,94	0,08	1,63
p	ns	ns	ns	ns	ns	ns

Tableau II — Moyenne et écart-type des paramètres stabilométriques observés en situation pieds chaussés, dans une population de 49 patientes atteintes d'hallux valgus.

X-Moyen et Y-moyen : en millimètres, Surface: en logarithme népérien des valeurs réelles exprimées en millimètres carrés ; VFY : unité conventionnelle ; LFS : en logarithme népérien des valeurs réelles exprimées en U-C. ; Variance de la vitesse : en millimètres par seconde.

t de Student de la comparaison à zéro de la moyenne des différences observées entre les situations pieds nus et pieds chaussés pour les différents paramètres relevés au sein de la cohorte «HalluxValgus».

### **Situation pieds chaussés-appareillés**

	X Moyen	Y Moyen	Surface	VFY	LFS	Variance
moyenne	2,8	-32	4,9831	4,3	0,2438	15,9
écart-type	6,3	12,8	0,4602	2,7	0,3466	3,1
t de Student	0,49	2,84	1,29	1,57	1,36	2,74
p	ns	<0,01	ns	ns	ns	P<0,01
t de Student. 2	0.63	2.12	0.13	0.87	1.59	1.99
p	ns	<0.05	ns	ns	ns	ns

Tableau III — Moyenne et écart-type des paramètres stabilométriques observés en situation pieds chaussés-appareillés, dans une population de 49 patientes atteintes d'hallux valgus.

X-Moyen et Y-moyen : en millimètres, Surface: en logarithme népérien des valeurs réelles exprimées en millimètres carrés ; VFY : unité conventionnelle ; LFS : en logarithme népérien des valeurs réelles exprimées en U-C. ; Variance de la vitesse : en millimètres par seconde.

t de Student de la comparaison à zéro de la moyenne des différences observées entre les situations pieds nus et pieds chaussés-appareillés pour les différents paramètres relevés au sein de la cohorte «HalluxValgus».

t de Student.2 : t de Student de la comparaison à zéro de la moyenne des différences observées entre les situations pieds chaussés et pieds chaussés-appareillés pour les différents paramètres relevés au sein de la cohorte «HalluxValgus».

## **Discussion**

Ces résultats nous permettent-ils de répondre aux deux questions posées ?

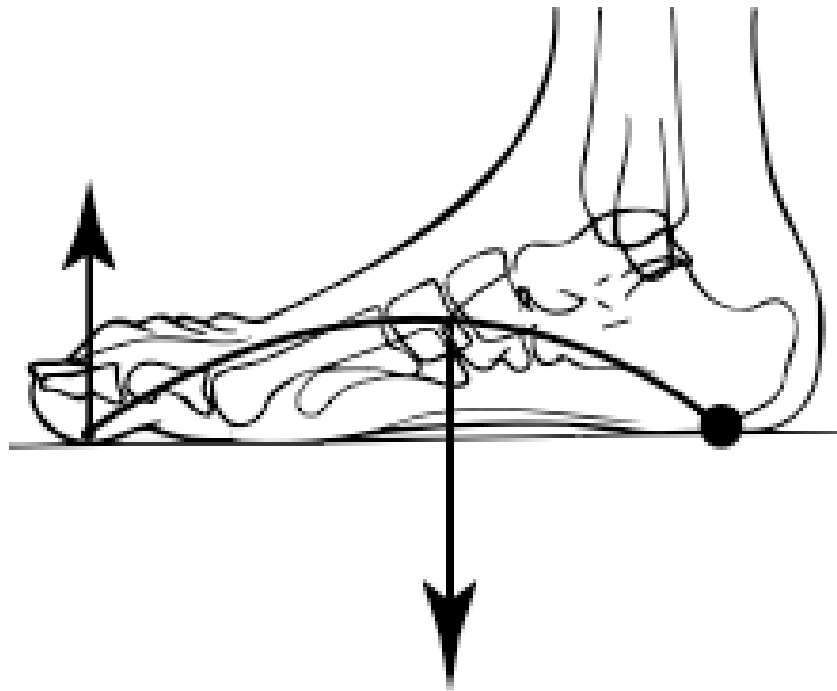
*a) La relation entre les modifications stabilométriques observées et la diminution de force du LFGGO ; est-elle fortuite ?*

Il est impossible de répondre avec certitude sur les bases de cette seule expérience, mais on peut remarquer que ce n'est pas simplement en chaussant les pieds des patientes qu'on a amélioré leurs performances stabilométriques, il a fallu ajouter l'élément sous-capital qui, lui, a amélioré la force du LFGGO et modifié significativement deux paramètres stabilométriques. De plus ces deux paramètres sont précisément les

paramètres les mieux liés à la force du LFPGO par une cohérence logique mécanique exposée dans le paragraphe suivant. Il semble donc bien que la force du LFPGO joue un rôle dans les phénomènes stabilométriques observés.

*b) Le système postural d'aplomb s'adapte à la capacité mécanique du muscle long fléchisseur propre du gros orteil.*

Lorsque la force du muscle long fléchisseur propre du gros orteil est diminuée, le centre de pression (Y-moyen) recule — 10mm en moyenne — sur l'axe sagittal du patient. Lorsque s'améliore — un peu — la force du muscle long fléchisseur propre du gros orteil, le centre de pression avance un peu — 3mm en moyenne — sur l'axe sagittal du patient. Tout se passe comme si, faute de pouvoir produire une pression suffisamment forte à l'extrémité antérieure du bras de levier inter-résistant de l'arche interne du pied (Fig. 1), le système postural d'aplomb s'adaptait en reculant le centre de gravité du sujet.

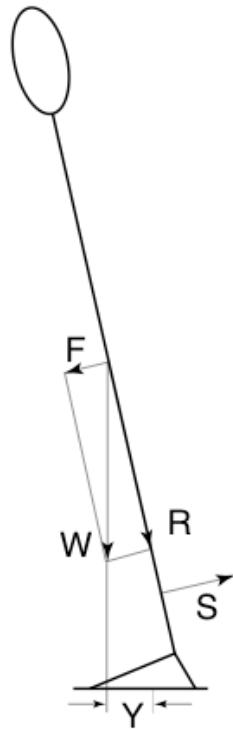


*FIG.1 — L'arche interne du pied, levier du deuxième genre, inter-résistant.*

*Le pivot au niveau de la tubérosité du calcanéum, la force appliquée par le long fléchisseur propre du gros orteil au niveau de la dernière phalange du*

*gros orteil, la résistance à la hauteur du bord postérieur de la styloïde du cinquième métatarsien.*

Ce recul du centre de gravité réduit le couple qui tend à faire chuter le sujet en avant du fait de la position antérieure du centre de gravité par rapport à l'axe de la tibio-tarsienne (fig.2), et par conséquent réduit aussi le couple égal et opposé qui s'oppose à la chute du sujet en avant et qui est dû à la tension des muscles de la loge postérieure des jambes, ce qui a pour effet d'élever la variance de la vitesse des déplacements du centre de pression (Gagey & Gentaz, 1986 ; Gagey et al., 1992 ; Toupet et al., 1992 ; Gagey & Weber, 1995).



*FIG.2 — Les couples autour de l'articulation tibio-tarsienne*

L'ensemble de ces modifications est cohérent avec l'hypothèse de la tactique du centre de pression.

*.c) L'hypothèse de la tactique du centre de pression*

Lorsque Gurfinkel (1973) puis Winter (Winter & al., 1997) ont admis puis montré qu'il était acceptable d'assimiler le comportement du corps de l'homme debout au repos à celui d'un pendule inversé, le pivot de ce pendule a été situé spontanément au niveau de la cheville par l'imaginaire des posturologues et cette idée spontanée a été — accidentellement — renforcée par la notion d'ankle strategy proposée par Nashner à la suite de



ses études des réponses EMG de sujets soumis à des déstabilisations (Nashner & Mc Collum, 1985).

Roberts (1995) puis Gagey (Gagey et al., 1997 ; Gagey, 1998) ont proposé une hypothèse alternative: le pivot du pendule inversé serait au niveau du centre de pression, comme lorsqu'on tient en équilibre sur le bout du doigt un balai renversé (Roberts, 1995). Ce modèle met en évidence une tactique possible de stabilisation qui utilise deux systèmes indépendants et couplés : un système inertiel passif qui n'est autre que le balai (ou le corps de l'homme), et un système actif dont le rôle est joué par le doigt (ou le pied) qui déplace le centre de pression. Gagey et Coll. (2003) ont nommé cette tactique la tactique du centre de pression (ou tactique du pied).

Cette hypothèse de tactique du centre de pression n'est pas démontrée, mais cette étude du comportement stabilométrique de patients porteurs d'hallux valgus met en évidence l'importance des muscles du pied dans le contrôle postural, comme Viladot (1979) l'avait pressenti depuis longtemps, et tout particulièrement l'importance du muscle long fléchisseur propre du gros orteil. Or le tendon du muscle long fléchisseur propre du gros orteil coulisse entre les deux tubercules postérieurs de l'astragale à faible distance du centre de rotation de la tibio-tarsienne sur les mouvements de laquelle il n'agit donc que très peu, alors qu'il possède un bras de levier imposant pour déplacer le centre de pression sous le pied.

## Conclusion

La cohérence mécanique mise en évidence par cette étude stabilométrique des Hallux Valgus attire l'attention sur le rôle des muscles du pied dans les phénomènes de stabilisation : en animant le clavier des métatarsiens et des orteils, ils modifient intensité et point d'application des forces de pression exercées par le pied sur le sol, et par conséquent la position du point d'application de la résultante de ces forces.

## 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.
- Bizzo G., Guillet N., Patat A., Gagey P.M. (1985) Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Med. Biol. Eng. Comput.*, **23**: 474-476.
- Gagey P.M., Bizzo G., Debrulle 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 P.M., Gentaz R. (1986) The variance of the speed of the center of pressure as a function of its mean position along the Y-axis. W. Bles

- (Ed.) *VIIIth Symposium of the international society of posturography*. Amsterdam 12-15/05/1986, pp. 56.
- Gagey P.M., Toupet M., Heuschen S. (1992) From ankle to hip strategyL ageing as shown by the parameter VFY. In M. Woollacott & F. Horak (Eds) *Posture and gait: control mechanisms*. University of Oregon Books (Portland): Vol.II, 251-254.
- Gagey P.M., Bizzo G., Dimidjian J., Martinerie J., Ouaknine M. & Rougier P. (1997) La «danse» du centre de pression et sa mesure. in Lacour M. (Ed) *Posture et Équilibre*. Sauramps, Montpellier, 167-180.
- Gagey P.M. (1998) Pied pilier et pied moteur. in Ph. Villeneuve (Ed.) *Pied, équilibre et rachis*. Frisson-Roche, Paris: 165-76.
- Gagey P.M., Weber B. (1999) *Posturologie; Régulation et dérèglements de la station debout*. Deuxième édition, Masson, Paris.
- Gagey P.M., Bizzo G., Ouaknine M., Weber B. (2003) La tactique du pied. In B. Weber & Ph. Villeneuve (Eds) *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Masson, Paris : 16-21.
- Gumina S, Postacchini F. (1992) Measurement of extensor hallucis longus power in patients with hallux valgus. Is the Dandy sign reliable in cases of hallux valgus? *Ital. J. Orthop. Traumatol.* **18**, 4: 491-5.
- Gurfinkel V.S. (1973) Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, **14**, C, 9-14.
- Helbert S. (1997) Étude stabilométrique de l'hallux valgus en charge. In : *Podologie 1997*. J. Samuel (Ed.) Expansion Scientifique Française, Paris, 1997, 44-47.
- Lamur K.S., Huson A., Snijders C.J. (1996) Geometric data of Hallux Valgus Feet. *Foot & Ankle International*, **17**, 9 : 548-54.
- Leporck A.M., Villeneuve Ph. (1996) Les épines irritatives d'appui plantaire ; objectivation clinique et stabilométrique. In Villeneuve [Ed.] *Pied, équilibre et posture*. Frison-Roche, Paris : 131-8.
- Lord S.R., Bashford G.M. (1996) Shoe characteristics and balance in older women. *J Am Geriatr Soc* 44: 429-33
- Nashner L.M., Mc Collum G. (1985) The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav. Brain Sci.*, **8**, 1: 135-167.
- Regnauld B. (1986) *Le pied*. Springer, Berlin.
- Roberts T.D.M. (1995) *Understanding Balance*. Chapman & Hall, Glasgow.
- Snijders C.J., Snijder J.G.N., Philippens M.M.G.M. (1986) Biomechanics of hallux valgus and spread foot. *Foot Ankle*, **7**, 1 : 26-39.
- Toupet M., Gagey P.M., Heuschen S. (1992) Vestibular patients and aging subjects lose use of visual input and expend more energy in static postural control. In B.Vellas, Toupet M., Rubenstein L., Albarède J.L. & Christen Y. (Eds) *Falls, Balance and Gait Disorders in the Elderly*. Elsevier (Paris): 183-198.
- Viladot A. (1979) *Pathologie de l'avant-pied*. L'expansion scientifique, Paris.

Winter DA, Prince F, Patla A. (1997) Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing. *Gait and Posture*, **5**: 153-154.