

POSTUROLOGIE CLINIQUE  
Tonus, posture et attitudes

## CHEZ LE MÊME ÉDITEUR

### *Des mêmes auteurs*

POSTUROLOGIE CLINIQUE. DYSFONCTIONS MOTRICES ET COGNITIVES. BERNARD WEBER, PHILIPPE VILLENEUVE, 2007, 184 PAGES.

PIED, ÉQUILIBRE ET TRAITEMENTS POSTURAUX. BERNARD WEBER, PHILIPPE VILLENEUVE, 2003, 192 PAGES.

PIED, ÉQUILIBRE ET MOUVEMENT. PHILIPPE VILLENEUVE, BERNARD WEBER, 2000, 168 PAGES.

### *Autre ouvrage*

POSTUROLOGIE. RÉGULATION ET DÉRÈGLEMENTS DE LA STATION DEBOUT. PIERRE-MARIE GAGEY, BERNARD WEBER, 3<sup>e</sup> ÉDITION, 2005, 224 PAGES.

*Ouvrage publié sous l'égide  
de l'Association Posturologie Internationale*

API  
20, rue du Rendez-Vous  
75012 Paris

---

# **POSTUROLOGIE CLINIQUE**

## **Tonus, posture et attitudes**

XVI<sup>es</sup> Journées de posturologie clinique

*Sous la coordination de*

**B. WEBER**  
**Ph. VILLENEUVE**

**Préface de**

**J. DUYSSENS**

*Avec la collaboration de*

C. Assaiante, I. Beltrán Ruiz, P. Bonin, F. Bonnetblanc, P. Brun-Engler, J.-Y. Cornu,  
F. Dahdouh, P. Dupui, J. Duysens, T. Ferrus, S. Flotte de Pouzols,  
P.-M. Gagey, S. Helbert, M. Janin, A. Kavounoudias, N. Keijsers, J.-M. Lehmans,  
F. Massaad, M. Mermillod, R. Nicault, P.M. Niedenthal, C. Plata Ortiz,  
M. Quancard-Rochoux, P. Quercia, S. Recoules, J.-P. Roll, R. Roll, C. Scheer,  
P. Souchet, A. de Tauzia, V. Usachev, S. Viera, S. Villeneuve



**ELSEVIER**  
**MASSON**



Ce logo a pour objet d'alerter le lecteur sur la menace que représente pour l'avenir de l'écrit, tout particulièrement dans le domaine universitaire, le développement massif du « photocopillage ».

Cette pratique qui s'est généralisée, notamment dans les établissements d'enseignement, provoque une baisse brutale des achats de livres, au point que la possibilité même pour les auteurs de créer des œuvres nouvelles et de les faire correctement est aujourd'hui menacée.

Nous rappelons donc que la reproduction et la vente sans autorisation, ainsi que le recel, sont passibles de poursuites. Les demandes d'autorisation de photocopier doivent être adressées à l'éditeur ou au Centre français d'exploitation du droit de copie : 20, rue des Grands-Augustins, 75006 Paris. Tél. : 01 44 07 47 70.

Illustrations 3.3, 11.4 et 11.11 : Éléonore Lamoglia.

Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés réservés pour tous pays.

Toute reproduction ou représentation intégrale ou partielle par quelque procédé que ce soit des pages publiées dans le présent ouvrage, faite sans l'autorisation de l'éditeur est illicite et constitue une contrefaçon. Seules sont autorisées, d'une part, les reproductions strictement réservées à l'usage privé du copiste et non destinées à une utilisation collective, et d'autre part, les courtes citations justifiées par le caractère scientifique ou d'information de l'œuvre dans laquelle elles sont incorporées (art. L. 122-4, L. 122-5 et L. 335-2 du Code de la propriété intellectuelle).

© 2010, Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés  
ISBN : 978-2-294-70943-2

## PRÉFACE

*Beaucoup d'étudiants ont peine à croire que l'étude de la posture puisse être fascinante. Après tout, se tenir debout leur paraît une activité anodine, bien éloignée d'un comportement ou d'une activité motrice importante. Pour les convaincre du contraire, il n'y avait rien de plus judicieux qu'une participation à la réunion de l'Association Posturologie Internationale (API) en janvier 2009 à Paris, car, à cet égard, cette réunion était extrêmement révélatrice (IX<sup>e</sup> Congrès européen de podologie et XVI<sup>es</sup> Journées de posturologie clinique). En rassemblant un bon nombre de chercheurs et de praticiens venus de plusieurs horizons, elle a fait apparaître qu'une méthodologie, parfois considérée comme « dépassée », était en effet plus que jamais vivante. D'une part, des cliniciens s'y sont montrés toujours à la recherche, pour de nouveaux groupes de patients (par exemple les patients dyslexiques), de nouvelles applications auparavant considérées comme inaccessibles aux techniques de la posturographie. D'autre part, les chercheurs y ont exposé leurs résultats, qui utilisent la même méthodologie pour résoudre des problèmes scientifiques dont l'objet apparaît bien au-delà de la simple mesure des pressions sous le pied. En effet, on le soupçonne rarement, il est possible d'étudier un sujet comme l'émotion, les grimaces ou la ventilation en utilisant la posturographie. C'est grâce aux organisateurs de ces journées, notamment messieurs Ph. Villeneuve et B. Weber, que nous avons pu partager cette vision très originale des potentialités, parfois inattendues, de cette technique.*

*Ainsi, ce volume se centre autour de quelques thèmes principaux. Le premier, « Tonus, posture et attitudes », part de l'idée que la mesure des forces de réaction des pieds au sol reflète beaucoup plus que simplement leurs interactions de proximité. En effet, les forces mesurées sont le reflet de la personne entière, y compris ses émotions, comme l'expriment ses attitudes. Certes, on n'est probablement pas encore près de voir tous les psychiatres installer des plates-formes de force dans leur cabinet ; mais, pour le moment tout au moins, il est clair qu'existe là une piste tout à fait originale à creuser et une ouverture inattendue des possibilités d'application de la posturographie. Cela dit, il est clair que la posturographie continue aussi à avancer dans les domaines plus directement liés aux pathologies de l'équilibre, tout en permettant une description quantitative du système d'aplomb.*

*Le deuxième thème de ce volume, « Régulation du tonus et comportement », nous invite à regarder un autre domaine assez novateur situé au-delà des applications dites « classiques ». Nous sommes de jour en jour mieux à même de mesurer les forces mises en jeu dans un comportement, en particulier pendant la marche. En général, ces méthodes sont associées à des techniques qui détaillent les mouvements en trois dimensions ; elles ouvrent la porte à des études très avancées, par exemple celles du développement de la marche chez l'enfant, avec ou sans anomalies.*

*Le troisième thème de ce volume, « Réaction tonique et comportement », s'établit sur la notion qu'il est possible de caractériser un système en introduisant des perturbations à son niveau et en enregistrant ses réponses. Cette technique a permis de proposer les notions de base sur le rôle joué par les différentes sources sensorielles qui interviennent pour maintenir la stabilité. Par exemple, l'idée que la propriocep-*

*tion et l'extéroception sont deux entités bien distinctes a été démolie par la démonstration des capacités proprioceptives de la peau. L'emploi original de techniques comme la vibration des tendons ou l'étude des post-effets moteurs d'origine proprioceptive a permis une meilleure compréhension de la façon dont le cerveau utilise les informations proprioceptives. Ces acquisitions nouvelles trouveront probablement des applications dans la réadaptation de certains patients, par exemple la correction de l'instabilité des amputés pendant la station debout.*

*Pour conclure, il est clair que ces journées ont apporté beaucoup de matériel original. Nous devons ainsi un grand merci à tous ceux qui, à l'API, ont aidé à organiser les communications et à faciliter la publication des actes de ce congrès.*

*Jacques Duysens  
Vice-président du IX<sup>e</sup> Congrès européen de podologie  
et des XVI<sup>es</sup> Journées de posturologie clinique*

1

# QUELQUES FAITS D'ACTUALITÉ CONCERNANT LA PROPRIOCEPTION : « LA PEAU DES MUSCLES »

J.-P. Roll<sup>1</sup>

*Les récepteurs sensoriels de la peau informent, au même titre que les mécanorécepteurs musculaires, le système nerveux central sur les actions du corps. Les analogies entre les modalités proprioceptive musculaire et tactile sont nombreuses, aussi bien dans leur organisation neurosensorielle que pour leur contribution au codage et à la perception du mouvement. Il est souhaitable et possible d'intégrer pleinement la peau, ou tout au moins l'une des fonctions qu'elle assure, dans la modalité proprioceptive.*

Le système nerveux central collecte de manière continue des informations sur l'état du corps et ses changements, que celui-ci soit « figé » dans une attitude posturale ou engagé dans l'action. Ces informations sont principalement issues de *mécanorécepteurs* distribués dans tous les tissus de l'appareil moteur et de la peau qui le « recouvre ». Ces flux afférents proprioceptifs spécifient tout à la fois la forme adoptée par le corps et ses déformations en termes de contraintes dynamiques et cinématiques. Le moindre de nos changements posturaux, tout comme la moindre de nos actions, active en effet – ou co-active – des populations de mécanorécepteurs, chacune étant « spécialisée » dans la détection d'une contrainte mécanique particulière. Ainsi, par exemple, les organes tendineux de Golgi sont spécialisés dans la détection des forces actives et passives qui s'exercent sur les tendons qui les contiennent, et les fuseaux neuromusculaires sont des capteurs sensibles à la longueur et à l'allongement des muscles qui les hébergent. Les récepteurs tactiles, quant à eux, codent pour les déformations et les étirements orientés de la peau, que les stimuli qu'elle reçoit soient transitoires ou permanents. Un tel concert d'informations somesthésiques alimente tout à la fois des boucles de régulation sensorimotrices réflexes et automatiques, est déterminant pour l'organisation des commandes motrices volontaires et enfin constitue la *source première* de la *représentation du corps* et de ses actions [1].

Selon le contexte environnemental et cognitif dans lequel nos actions s'inscrivent, ou selon le niveau d'apprentissage d'une habileté motrice, tel ou tel type d'information apparaîtra, selon la formule de Jean Lhermitte, « sur le devant de la scène », et le poids de chacune de nos modalités sensorielles variera alors dans sa prise en compte fonctionnelle par le système nerveux central.

Nos diverses modalités sensorielles mécanosensibles fournissent-elles des informations complémentaires ? S'agit-il d'un seul ensemble dont les composantes obéissent à une « hiérarchie mouvante » en fonction du contexte ? Ces systèmes sont-ils

---

1. Laboratoire de neurobiologie humaine, UMR 6149, université de Provence/CNRS, 3, place Victor-Hugo, 13331 Marseille cedex 03, France

redundants et donc au service d'une « sécurité comportementale » ? Autant de questions non totalement résolues aujourd'hui et qui font l'objet de très nombreux travaux (voir revue [2-4]).

Si l'on s'intéresse plus directement au codage neurosensoriel de nos postures et de nos mouvements, on observera tout d'abord que chacune de nos actions co-contraint ou co-déforme les tissus moteurs qu'elle engage (muscles, tendons, ligaments, etc.), mais aussi les tissus cutanés qui les recouvrent. Ainsi, par exemple, un mouvement d'extension de la main co-étirera-t-il les muscles fléchisseurs de celle-ci et la zone de peau qui recouvre ces muscles ainsi que l'articulation qu'ils mobilisent. S'agissant de l'articulation de la cheville et du pied, les « *synergies neurosensorielles* » sont encore plus évidentes : ainsi, une inclinaison du corps vers l'arrière activera les récepteurs tactiles situés dans la peau du talon, allongera les fléchisseurs dorsaux de la cheville et étirera la peau qui recouvre ces muscles, ainsi que la partie antérieure de l'articulation de la cheville.

Afin d'alimenter le débat sur la contribution conjointe des modalités musculaire et tactile à l'organisation posturale et au codage du mouvement, nous présenterons ici les propriétés communes à ces deux systèmes sensoriels avec pour perspective *l'inclusion fonctionnelle de la modalité tactile à la proprioception*.

## DES CODES NEUROSENSORIELS DE POPULATION COMMUNS À LA PROPRIOCEPTION MUSCULAIRE ET AU TACT

Les codes neurosensoriels qui régissent les modalités sensorielles musculaire et tactile ont été révélés chez l'homme grâce à la méthode microneurographique qui permet, grâce à des microélectrodes intraneurales, d'enregistrer les messages sensoriels évoqués par l'action lors de leur transit vers le système nerveux central [5-10].

*De remarquables analogies* ont récemment été mises en évidence dans notre laboratoire, s'agissant de l'encodage de la trajectoire du mouvement, aussi bien en termes de direction que de vitesse, par les *modalités musculaire et tactile* [5-8, 11, 12]. Ainsi, les capteurs sensoriels appartenant à ces deux modalités, c'est-à-dire les terminaisons fusoriales primaires (fibres Ia) pour la modalité proprioceptive et les récepteurs tactiles à adaptation lente (*slowly adapting receptors* [SAII]) pour la modalité tactile, partagent de nombreuses propriétés que l'on peut résumer de la façon suivante :

- les deux catégories de capteurs sont sensibles à *l'étirement orienté* des tissus qui les hébergent (figure 1.1) ;
- pour un muscle donné et la zone de peau qui le recouvre, les capteurs ne codent le mouvement que dans un secteur directionnel donné : le *secteur sensoriel préféré* (SSP) ;
- dans ce secteur, chaque capteur répond le mieux dans une direction particulière de mouvement, la *direction sensorielle préférée* (DSP) ;
- lorsque la direction du mouvement s'écarte de la direction sensorielle préférée, la fréquence de décharge des capteurs décroît suivant une fonction de type cosinus (*directional tuning*) ;
- tous les fuseaux neuromusculaires contenus dans un muscle donné ont des DSP très proches, de même que tous les récepteurs cutanés contenus dans une zone de peau donnée.

Lorsque l'on considère un muscle et la zone de peau qui le recouvre, les directions sensorielles préférées de l'ensemble des capteurs proprioceptifs et cutanés sont quasi superposables (figure 1.2).

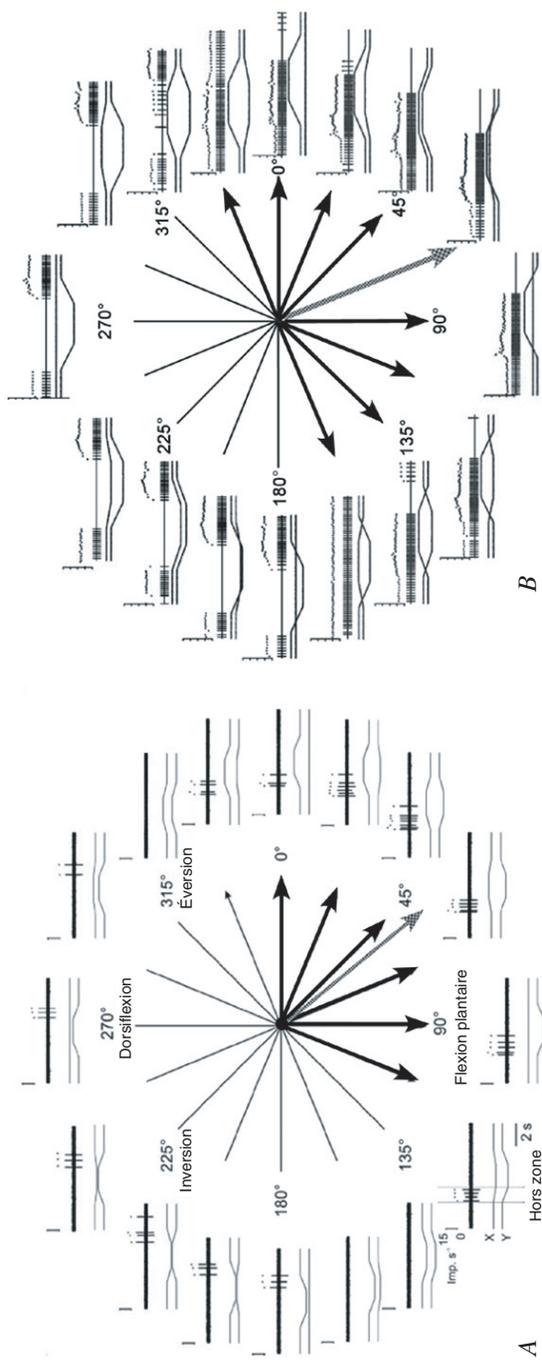


FIG. 1.1. A. Réponses d'un récepteur tactile (récepteur à adaptation lente de type 2 [AL2]) situé dans la peau qui recouvre les muscles de la loge antérieure de la jambe à des mouvements orientés de la cheville dans 16 directions différentes. B. Réponse d'un récepteur musculaire (terminaison primaire de fuseau neuromusculaire du jambier antérieur) aux mêmes mouvements orientés de la cheville. On notera que les récepteurs tactiles, tout comme les récepteurs musculaires hébergés dans les muscles que cette zone de peau recouvre, ne répondent qu'à certaines orientations du mouvement (secteur sensoriel préféré [SSP] : flèches noires). Au sein du SSP, une direction de mouvement est « préférée » par chaque capteur (direction sensorielle préférée [DSP] : flèche grisée).  
 D'après Bergenheim M et al. [5], Aimonetti JM et al. [8].

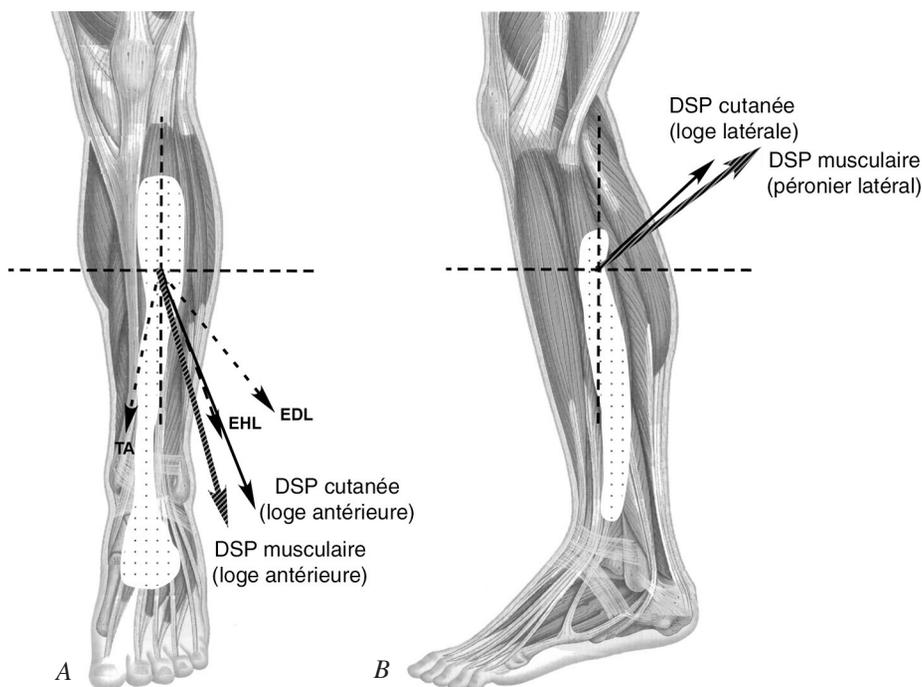


FIG. 1.2. Sensibilité orientée des mécanocapteurs musculaires et cutanés situés dans les zones de peau (blanches pointillées) qui recouvrent les muscles de la loge antérieure de la jambe (TA : tibialis antérieur ; EHL : extenseur halucis longus ; EDL : extenseur digitorum longus) et les muscles de la loge latérale de la jambe (péroniers latéraux) [B]. A. Flèches pointillées : directions sensorielles préférées (DSP) moyennes des récepteurs fusoriaux, situés dans chacun des muscles de la loge antérieure. Flèche noire : DSP moyenne des récepteurs tactiles situés dans la zone de peau qui recouvre ces muscles. Flèche hachurée : DSP moyenne des trois muscles de la loge antérieure de la jambe (TA, EHL et EDL). On notera la grande proximité des vecteurs de population des mécanorécepteurs musculaires et des populations de mécanorécepteurs cutanés situés dans la peau qui recouvre les muscles.

Enfin, s'agissant des codes sensoriels dans ces deux modalités, ils obéissent à un « code vectoriel de population ». C'est-à-dire que si, pour un mouvement donné, on représente à chaque instant par un vecteur les flux sensoriels orientés émis par chaque muscle ou ceux émis par la zone de peau qui les recouvre, les vecteurs sommes représentent correctement à la fois l'orientation instantanée de la trajectoire et sa vitesse d'exécution. L'évolution des vecteurs sommes au cours d'une trajectoire motrice la décrit en termes neurosensoriels dès l'instant où l'évolution de ceux-ci est fortement corrélée aux vecteurs de mouvement (figure 1.3), c'est-à-dire aux vecteurs de vitesse angulaire.

Pour résumer : les codes sensoriels dans la modalité proprioceptive musculaire tout comme dans la modalité tactile ont une organisation très proche, et toutes deux contribuent au codage de la trajectoire d'un mouvement donné, chaque muscle et chaque zone de peau qui le recouvre ayant une contribution orientée et pondérée à ce codage en fonction de l'évolution de la direction et de la vitesse de celle-ci. De tels codes neurosensoriels, ayant une organisation aussi proche, devraient faciliter l'intégration sensorimotrice et cognitive des informations que délivrent conjointement les muscles et la peau.

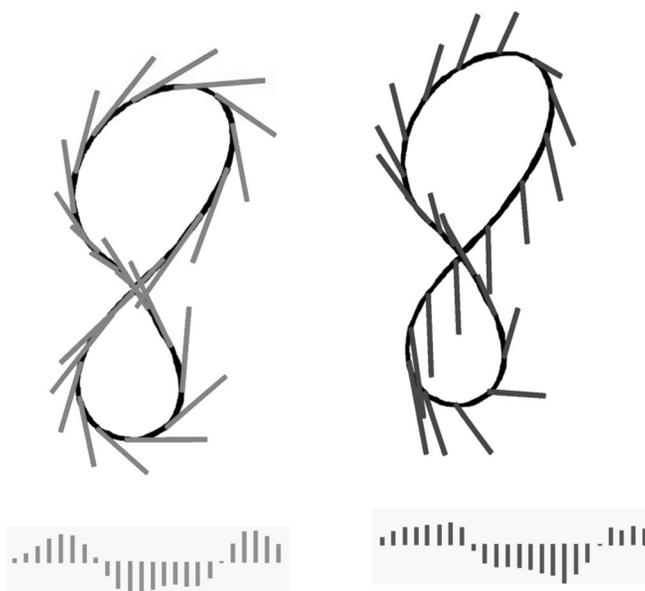


FIG. 1.3. Vecteurs de mouvement (à gauche) et vecteurs neurosensoriels proprioceptifs musculaires (vecteurs sommes) [à droite] décrivant le mouvement d'écriture du chiffre « 8 ». En bas, les vectogrammes montrent le niveau élevé de corrélation existant entre ces deux groupes de vecteurs.

### DES « SIGNATURES SENSORIELLES » PROCHES DANS LES MODALITÉS MUSCULAIRE ET TACTILE

Chaque mouvement évoque, au fur et à mesure qu'il se déroule, un ensemble de messages proprioceptifs issus de chacun des muscles agissant sur une articulation donnée et des régions cutanées qui les recouvrent. Ces patterns afférents sont propres à chacun de nos actes et ils sont parfaitement reproductibles si le même mouvement est répété. Ils constituent ce que nous avons appelé la « signature sensorielle » d'une action, qui peut être comparée à un véritable « code-barre neurosensoriel » spécifiant au système nerveux central les caractéristiques d'exécution d'un mouvement donné et de lui seul [11]. La figure 1.4 illustre la grande proximité des signatures sensorielles délivrées par un récepteur fusorial situé dans le muscle jambier antérieur et par un récepteur tactile situé dans la peau qui le recouvre au cours de l'exécution d'un même mouvement : ici, lors de l'écriture du mot « in ».

### MUSCLE ET PEAU CONTRIBUENT À LA KINESTHÉSIE

Les récepteurs fusoriaux et notamment leurs terminaisons primaires (fibres Ia) et les récepteurs tactiles, qu'ils soient à adaptation lente ou rapide, sont très sensibles à l'application de vibrations mécaniques de faible amplitude sur le tendon des muscles qui les abritent ou sur leur champ récepteur. Leur activation est quasi proportionnelle à celle de la vibration dans la gamme de fréquence 1 à 100-120 Hz [13]. Cette propriété fait du stimulus vibratoire un puissant moyen d'activation des canaux sensoriels proprioceptifs musculaire ou cutané, et constitue de ce fait un « leurre neurosensoriel » remarquable dans ces deux modalités (figure 1.5). Son utilisation permet d'évoquer des sensations illusoire de mouvement segmentaires ou posturales

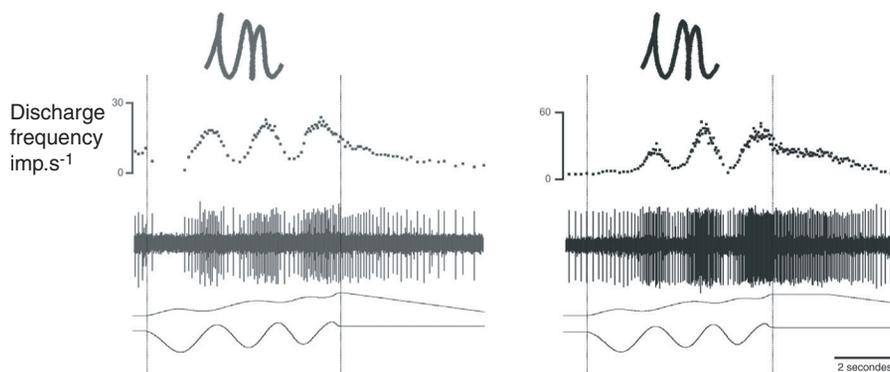


FIG. 1.4. Messages afférents d'origine tactile (à droite) et proprioceptive musculaire (à gauche) évoqués lors de l'exécution graphique du mot court « in ». De bas en haut : déplacements en X et Y de l'articulation, message nerveux afférents recueillis par microélectrodes intraneurales dans le nerf sciatique poplité, courbes de fréquences instantanées correspondantes. Noter la grande proximité des « signatures sensorielles » émises par les récepteurs fusoriaux et tactiles au cours de l'exécution d'un même mouvement.

D'après Roll JP et al. [11], Aimonetti JM et al. [8].

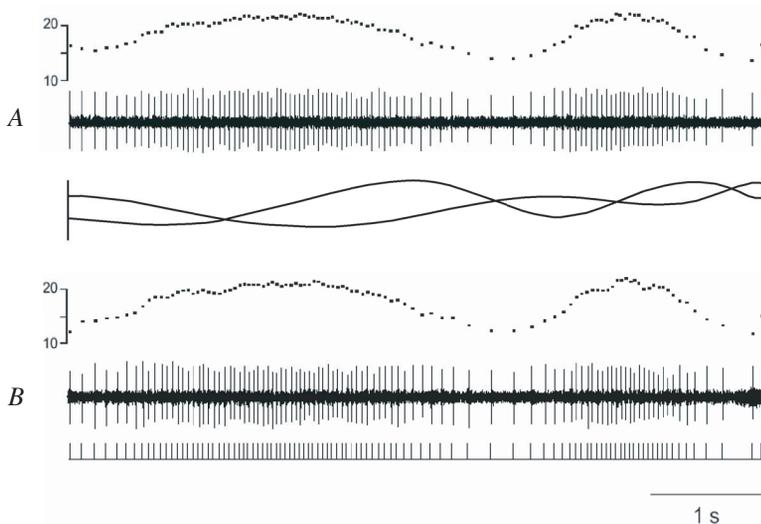


FIG. 1.5. La vibration tendineuse est un « leurre neurosensoriel ». **A.** Message afférent proprioceptif évoqué lors de l'exécution d'un mouvement réel. **B.** Message afférent induit par vibration en l'absence de mouvement. N.B. Le vibreur est piloté en **B** par le message afférent proprioceptif enregistré en **A**.

D'après Albert F et al. [7].

chez des sujets parfaitement immobiles [1, 14]. Ces sensations sont d'autant plus réalistes que l'on pilote un ensemble de vibreurs à l'aide de patterns de stimulation qui s'inspirent, dans leur organisation spatiotemporelle, de messages naturels préalablement enregistrés au cours du mouvement [7] (figure 1.6). De telles stimulations « neuromimétiques » peuvent d'ailleurs aujourd'hui être générées par un modèle mathématique inspiré des propriétés organisationnelles des codes neurosensoriels à

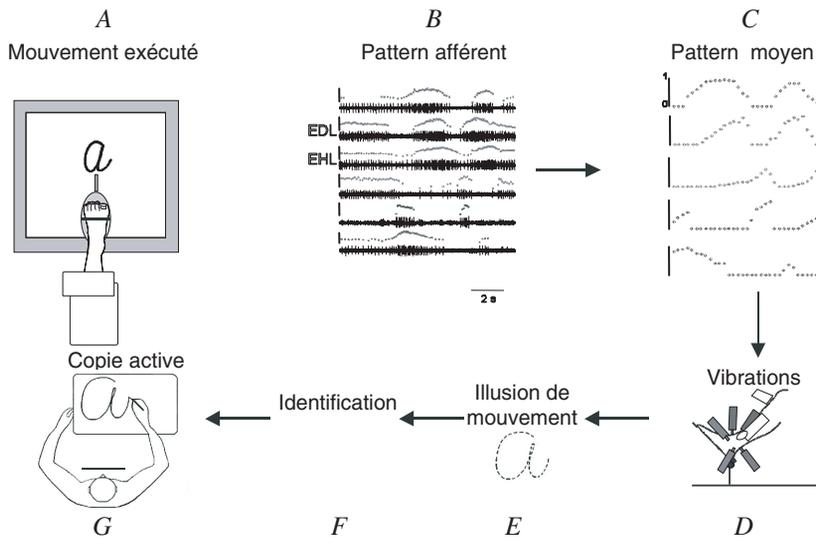


FIG. 1.6. Illusions de mouvements complexes évoquées par l'application de vibrations « neuromimétiques » (D, E, F). Le pilotage de chaque vibreur est asservi à un pattern de fréquence « naturel » préalablement enregistré par microneurographie au cours d'un mouvement réel (A, B, C).

D'après Albert F et al. [7].

l'œuvre dans ces deux modalités [12]. On peut ainsi évoquer des sensations illusoire de mouvements complexes s'exprimant dans un espace à deux (écriture, dessin) ou trois dimensions. L'étirement orienté de la peau en l'absence de mouvement est également susceptible d'évoquer des sensations illusoire de mouvement [15] (figure 1.7).

Les structures cérébrales qui sous-tendent ces sensations de mouvement sont aujourd'hui mieux connues, notamment grâce à l'utilisation de moyens modernes d'imagerie cérébrale fonctionnelle comme l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) ou la magnétoencéphalographie (MEG). Le réseau cérébral qui sous-tend l'émergence de ces sensations conscientes de mouvement est étendu, et inclut tout autant les régions post-rolandiques d'intégration sensorielle que les structures prémotrices, motrices et motrice supplémentaire ainsi que la partie antérieure du cortex cingulaire [16, 17]. Enfin, ces sensations de mouvements illusoire s'accompagnent de réponses motrices involontaires cohérentes avec la sensation ressentie [18-20]. De telles transformations perceptivomotrices, qui s'accomplissent au sein même du réseau cortical, font des stimuli vibratoires « neuromimétiques » de véritables générateurs de mouvement dont les applications éducatives et rééducatives ne sont plus à démontrer [12, 21-24].

## CONCLUSION

Les arguments développés ci-dessus mettent en évidence de nombreuses analogies entre les modalités proprioceptive musculaire et tactile, aussi bien dans leur organisation neurosensorielle que pour leur contribution au codage et à la perception du mouvement. Ces observations nous conduisent à considérer que les muscles et la peau qui les recouvre pourraient constituer un seul et même « couple » mécanosensible au

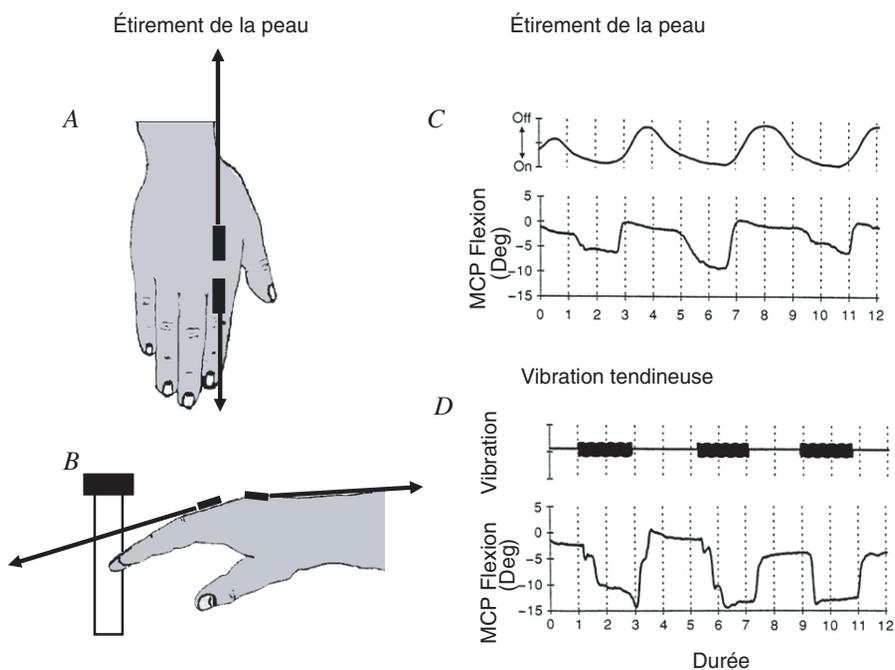


FIG. 1.7. **A, B, C.** Illusions de mouvement induites par étirement de la peau. **D.** Illusions de mouvement induites par vibration tendineuse.

D'après Collins DF et Prochazka A [15].

service de l'organisation motrice et de sa représentation consciente. Nous autorisant alors à *intégrer* pleinement la *peau*, ou tout au moins l'une des fonctions qu'elle assure, dans la modalité proprioceptive.

#### REMERCIEMENTS

Ce travail a été co-financé par l'Association française de lutte contre les myopathies (AFM) et l'Agence nationale de la recherche (ANR).

#### RÉFÉRENCES

- [1] Roll JP. Physiologie de la kinesthèse. La proprioception musculaire : sixième sens ou sens premier ? *Intellectica* 2003 ; 36-37 : 49-66. Roll JP, Kavounoudias A, Roll R, Ribot-Ciscar E, Albert F, Romaiquere P. La proprioception musculaire : sixième sens ou sens premier ? In : Weber B, Villeneuve Ph, eds. *Pied, équilibre et traitements posturaux*. Paris : Masson, 2003. p. 22-34.
- [2] Kavounoudias A, Roll JP, Anton JL, Nazarian B, Roth M, Roll R. Proprio-tactile integration for kinesthetic perception : an fMRI study. *Neuropsychologia* 2008 ; 46 : 567-75.
- [3] Ernst MO, Bulthoff HH. Merging the senses into a robust percept. *Trends Cogn Sci* 2004 ; 8 : 162-9.
- [4] Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ. Multisensory fusion : simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Cogn Brain Res* 2002 ; 14 : 164-76.

- [5] Bergenheim M, Ribot-Ciscar E, Roll JP. Proprioceptive population coding of 2-D movements in humans. Part I. Muscle spindle feedback during « spatially oriented movements ». *Exp Brain Res* 2000 ; 134 : 301-10.
- [6] Roll JP, Bergenheim M, Ribot-Ciscar E. Proprioceptive population coding of 2-D limb movements in humans. Part II. Muscle spindle feedback during « drawing like movements ». *Exp Brain Res* 2000 ; 134 : 311-21.
- [7] Albert F, Bergenheim M, Ribot-Ciscar E, Roll JP. The Ia afferent feedback of a given movement evokes the illusion of the same movement when returned to the subject via muscle tendon vibration. *Exp Brain Res* 2006 ; 19 : 1-12.
- [8] Aimonetti JM, Hospod V, Roll JP, Ribot-Ciscar E. Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. *J Physiol* 2007 ; 580 : 649-58.
- [9] Jones KE, Wessberg J, Vallbo AB. Directional tuning of human forearm muscle afferents during voluntary wrist movements. *J Physiol* 2001 ; 536 : 635-47.
- [10] Ribot-Ciscar E, Bergenheim M, Albert F, Roll JP. Proprioceptive population coding of limb position in humans. *Exp Brain Res* 2003 ; 149 : 512-9.
- [11] Roll JP, Albert F, Ribot-Ciscar E, Bergenheim M. « Proprioceptive signature » of cursive writing in humans : a multi-population coding. *Exp Brain Res* 2004 ; 157 : 359-68.
- [12] Roll JP, Albert F, Thyron C, Ribot-Ciscar E, Bergenheim M, Mattei B. Inducing any virtual two-dimensional movement in humans by applying muscle tendon vibration. *J Neurophysiol* 2009 ; 101 : 816-23.
- [13] Roll JP, Vedel JP, Ribot E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man. A microneurographic study. *Exp Brain Res* 1989 ; 76 : 213-22.
- [14] Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. Cutaneous afferent messages from human plantar sole contribute to body posture awareness. *NeuroReport* 2002 ; 13 : 1957-61.
- [15] Collins DF, Prochazka A. Movement illusions evoked by ensemble cutaneous input from the dorsum of the human hand. *J Physiol* 1996 ; 496 (Pt3) : 857-71.
- [16] Romaiuguère P, Anton JL, Roth M, Casini L, Roll JP. Kinaesthesia activates both motor and parietal cortical areas in humans : a parametric fMRI study. *Cognit Brain Res* 2003 ; 16 : 74-82.
- [17] Naito E, Ehrsson HH, Geyer S, Zilles K, Roland PE. Illusory hand movements activate cortical motor areas : a positron emission. *J Neurosci* 1999 ; 19 (14) : 6134-44.
- [18] Roll JP, Gilhodes JC, Tardy-Gervet MF. Effets perceptifs et moteurs des vibrations musculaires chez l'Homme normal : mise en évidence d'une réponse des muscles antagonistes. *Arch Ital Biol* 1980 ; 118 : 51-71.
- [19] Calvin-Figuere S, Romaiuguere P, Gilhodes JC, Roll JP. Antagonist motor responses correlated with kinesthetic illusions induced by tendon vibration. *Exp Brain Res* 1999 ; 124 : 342-50.
- [20] Calvin-Figuere S, Romaiuguere P, Roll JP. Relations between the direction of vibration-induced kinesthetic illusions and the pattern of activation of antagonist muscles. *Brain Res* 2000 ; 881 : 128-38.
- [21] Gay A, Parrate S, Salazard B, Pham T, Guinard D, Legre R. Vibratory stimulation for proprioceptive feedback enhancement in complex regional pain syndrome type I. *J Bone Spine* 2007 ; 74 : 461-6.
- [22] Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll JP, Forget R. Vibration-induced posteffects : a means to improve postural asymmetry in lower leg amputees ? *Gait and Posture* 2007 ; 26 (4) : 595-602.
- [23] Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll JP, Forget R. Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation. *J Electromyography Kinesiol* 2009 ; 19 : 214-22.
- [24] Neiger H, Gilhodes JC, Roll JP. Méthode de rééducation motrice par assistance proprioceptive vibratoire. Partie II. Restauration de la mobilité articulaire après immobilisation thérapeutique. *Ann Kinésithér* 1983 ; 1 : 13-23.

# TACT ET PROPRIOCEPTION MUSCULAIRE, DE LA POSTURE AUX MODÈLES CÉRÉBRAUX...

A. Kavounoudias<sup>1</sup>, J.-P. Roll<sup>1</sup>, R. Roll<sup>1</sup>

*Deux expérimentations complémentaires de l'équipe marseillaise permettent d'affirmer que la proprioception musculaire et le tact, deux sources d'information somesthésique au service de la régulation posturale, partagent un même réseau cérébral lorsqu'ils sont impliqués dans la perception d'un mouvement. Les capteurs cutanés plantaires et musculaires de la loge postérieure concourent conjointement au maintien postural. Ce constat peut être transposé aux récepteurs cutanés de la main et musculaires de l'avant-bras au cours d'une illusion de mouvement d'origine tactile, proprioceptive ou propriotactile. L'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf), utilisée conjointement, identifie des régions cérébrales de convergence pluri-modales. Ces résultats viennent enrichir le débat sur le modèle hiérarchique et/ou parallèle de la gestion centrale de ces informations.*

Tous nos sens sont susceptibles de renseigner le système nerveux central (SNC) sur les postures ou les mouvements adoptés par le corps en fonction du contexte dans lequel se trouve le sujet. Parmi eux, la sensibilité tactile et la sensibilité proprioceptive musculaire sont particulièrement pertinentes pour assurer de telles fonctions, probablement parce que leurs mécanorécepteurs sont distribués dans tous les segments corporels. Ainsi, par exemple, la sensibilité tactile plantaire et la sensibilité proprioceptive musculaire permettent-elles toutes deux d'estimer la position du corps érigé par rapport à la référence verticale. Comme l'ont montré une série de travaux expérimentaux de notre équipe de recherche, elles le font en codant la répartition des pressions sur la surface plantaire ou le niveau d'étirement relatif des muscles distribués autour de la cheville [1-3]. Cette estimation est, en retour, à l'origine d'éventuels ajustements moteurs qui permettent le maintien de cette posture fondamentale, la station debout, naturellement instable [1-7].

Si les contributions spécifiques des différentes entrées sensorielles à la représentation et au contrôle des mouvements corporels ont été largement démontrées, la question de leur co-implication et de leurs éventuelles interactions est, depuis une dizaine d'années, au cœur d'un nombre croissant d'études. Il s'agit en effet de comprendre comment le système nerveux identifie et intègre des messages sensoriels de nature différente qui sont associés à un même événement moteur. Pour estimer précisément le mouvement, en présence de retours sensoriels redondants portant une même information de mouvement, tient-il compte à parts égales de chacun de ces messages ou privilégie-t-il celui qui présente la plus grande fiabilité et la plus grande pertinence dans le contexte particulier où il a été émis ?

---

1. Laboratoire de neurobiologie intégrative et adaptative, UMR 6149, pôle 3C, case B, université de Provence, 3, place Victor-Hugo, 13331 Marseille, France

Dans ce cadre général, nous avons examiné, en deux études, l'importance relative dans l'estimation et le contrôle de la posture érigée des informations sensorielles issues d'une part de la peau des soles plantaires, de l'autre des muscles de la cheville.

### 1<sup>re</sup> ÉTUDE : RÉPONSES POSTURALES INDUITES PAR LA MANIPULATION ISOLÉE ET CONJOINTE DES MODALITÉS PROPRIOCEPTIVE, MUSCULAIRE ET TACTILE PLANTAIRE

Pour mettre en évidence les contributions relatives et les règles d'intégration des entrées tactile plantaire et proprioceptive musculaire dans la régulation posturale, nous avons simulé un conflit sensoriel entre ces deux modalités [18].

La zone antérieure des deux soles plantaires de sujets debout, les yeux fermés, a été stimulée isolément ou conjointement à l'application d'une stimulation vibratoire des muscles jambiers antérieurs. En effet, il est connu que ces deux types de stimulation, lorsqu'ils sont appliqués isolément, entraînent des réponses posturales orientées, la première vers l'arrière en simulant une élévation des pressions sous les zones des pieds stimulées [3, 6], la seconde vers l'avant en simulant un étirement des musculatures vibrées [4, 9] (figure 2.1).

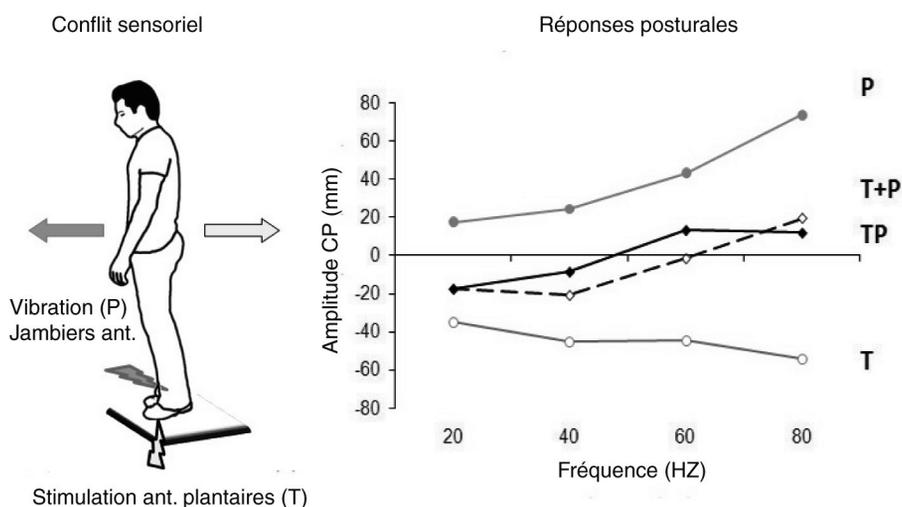


FIG. 2.1. Dispositif expérimental et réponses posturales induites par la stimulation isolée (T ou P) ou conjointe (TP) des entrées proprioceptives musculaires (P, -●-) et tactiles (T, -○-).

Les tracés correspondent aux déviations moyennes du centre de pression (CP) des 10 sujets en fonction de la fréquence de la stimulation (Hz). Noter que pour les quatre fréquences de vibration testées, l'amplitude des effets combinés (TP, -◆-) n'est pas significativement différente de l'amplitude théorique obtenue en sommant les amplitudes observées en conditions isolées (T+ P, -◇-).

D'après Kavounoudias A et al. [8].

Pendant ces stimulations, nous avons enregistré les déplacements du centre de pression (CP) de sujets sains debout, les yeux fermés, leurs pieds reposant sur une plate-forme de force incluant aussi les stimulations vibratoires plantaires. Au total, 10 adultes sains ont été testés dans 27 conditions de stimulation proprioceptive,

musculaire et tactile, isolées ou combinées, à différentes fréquences de vibration : 20, 40, 60 et 80 Hz.

Les résultats montrent que l'orientation et l'amplitude des réponses posturales évoquées dépendent étroitement du contraste des fréquences appliquées : les inclinaisons corporelles sont en effet toujours intermédiaires à celles obtenues en réponse aux conditions de stimulations isolées et sont en faveur de la modalité sensorielle la plus fortement stimulée. Plus précisément, dans toutes les conditions de combinaison vibratoire considérées, les effets posturaux observés sont additifs, en termes à la fois de direction et d'intensité (voire les courbes TP, - ◆ - et T+ P, - - ◇ - -, de la figure 2.1).

Toutefois, lorsque les deux modalités sensorielles sont stimulées de manière équivalente (selon un contraste fréquentiel nul, par exemple 20 Hz pour la stimulation tactile et 20 Hz pour la stimulation proprioceptive), les réponses posturales évoquées ne sont pas totalement annulées. Elles sont *en faveur de la modalité tactile pour les plus basses fréquences* de costimulation (20 et 40 Hz) et, inversement, *en faveur de la modalité proprioceptive musculaire pour les fréquences plus élevées* (60 et 80 Hz).

En accord avec un certain nombre de travaux déjà réalisés dans le domaine du contrôle postural [10, 11], ces résultats suggèrent que l'intégration propriotactile pourrait obéir à des règles communes de sommation vectorielle. Toutefois, les poids sensoriels des différentes entrées ne seraient pas équivalents [12, 13]. Les informations d'origine cutanée plantaire et celles issues des muscles de la cheville interviendraient conjointement mais de manière complémentaire dans le maintien de l'équilibre postural.

Dans la mesure où chaque système sensoriel emprunte ses propres voies et centres nerveux de traitement, on peut se demander comment la confrontation multisensorielle est possible. L'hypothèse la plus généralement retenue fait référence à un modèle d'*organisation hiérarchique* ; il comprendrait des aires cérébrales inférieures qui traiteraient spécifiquement chacune des modalités sensorielles ; en émergeraient des projections convergentes vers des aires d'intégration supérieures qualifiées de *supramodales* ou d'*hétéromodales* [14-17]. Cette hypothèse hiérarchique, selon laquelle le traitement intégratif de l'information interviendrait tardivement dans des aires associatives, a récemment été remise en question par des études en neuro-imagerie présentant une résolution temporelle élevée. Ainsi, par exemple, les données enregistrées en électroencéphalographie par Molholm et al. [18] et par Martuzzi et al. [19] suggèrent-elles que les processus intégratifs pourraient se produire de manière très précoce en impliquant les régions sensorielles primaires. Ces travaux sont en accord avec un autre modèle, postulant une *organisation parallèle* : l'existence de zones hétéromodales ne serait pas nécessaire ; le SNC n'aurait besoin que de détecter la synchronisation ou la coïncidence temporelle des signaux provenant d'un même événement pour qu'ils soient, de fait, associés dans un même réseau. Ce sont alors des relais sous-corticaux de convergence qui permettraient la détection de la relative synchronie des signaux [20, 21].

## 2<sup>e</sup> ÉTUDE : SUBSTRATS NERVEUX CENTRAUX DE L'INTÉGRATION PROPRIOTACTILE

La plupart des études menées sur les corrélats cérébraux de l'intégration multisensorielle sont basées sur des tâches de détection ou d'identification d'événements attachés à l'environnement ; nous avons cherché à identifier les structures centrales

responsables de l'intégration propriotactile au service de la perception kinesthésique au cours d'une expérience menée en IRMf.

Ce protocole permet d'évoquer *séparément* et *conjointement* des illusions kinesthésiques segmentaires d'origines cutanée et proprioceptive musculaire. Il a concerné un groupe de 10 sujets sains [22] : testés au cours d'une première séance au laboratoire, ils avaient pour consigne de reproduire, à l'aide d'un joystick tenu dans leur main gauche, l'illusion de mouvement ressentie au niveau de leur main droite. Cette illusion était induite soit par le défilement d'une surface sous leur main droite, soit par une vibration mécanique appliquée sur leur poignet. Le même protocole de stimulation, mais sans reproduction des mouvements perçus, a ensuite été mis en œuvre chez ces 10 sujets placés dans un imageur fonctionnel à 3 teslas (IRMf) au cours d'une deuxième séance réalisée au Centre d'imagerie fonctionnelle de la Timone à Marseille.

Ce protocole a nécessité de développer un stimulateur tactile amagnétique (figure 2.2). Il s'agit d'un disque recouvert d'une surface texturée qui, par son mouvement de rotation au contact de la surface palmaire de la main, génère des illusions de mouvement dans le sens opposé. Pour la manipulation de la sensibilité proprioceptive musculaire, nous avons aussi utilisé un vibreur amagnétique, également développé au laboratoire : appliqué sur la musculature du poignet, il provoque une sensation illusoire de rotation de la main dont la direction dépend du muscle stimulé [23, 24].

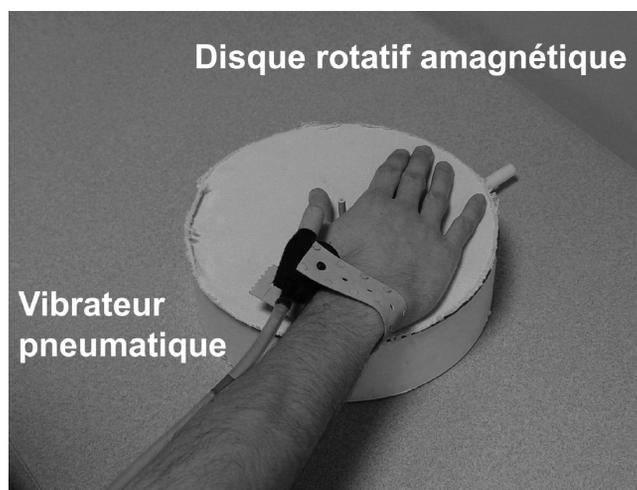


FIG. 2.2. Dispositif de stimulation tactile (disque) et proprioceptive (vibreur) induisant isolément ou conjointement des illusions de rotation externe de la main.

Le vibreur pneumatique était fixé à l'aide d'une bande élastique au niveau du muscle pollicis longus du poignet droit des sujets. La fréquence de vibration était de 50 Hz et restait constante tout au long des 6 s de stimulation. De même, le disque était toujours animé d'un mouvement rotatoire dans le sens horaire avec une vitesse constante de 30°/s. Ces deux stimulations étaient déclenchées soit isolément soit simultanément, suivant une présentation aléatoire des 15 essais réalisés pour chacune des trois conditions (tactile [T], proprioceptive musculaire [P] ou propriotactile [PT]).

Lorsque les sujets reproduisent en ligne les sensations qu'ils perçoivent, les déviations angulaires enregistrées montrent qu'ils rapportent une sensation illusoire de rotation de la main droite dans 95 % des essais réalisés, que cette sensation soit évoquée par les stimulations isolées ou combinées. De plus, dans le cas de la costimulation proprioceptive, la latence diminue et l'amplitude de la réponse perceptive augmente, toutes deux significativement (figure 2.3).

Les stimulations tactile et proprioceptive musculaire entraînent des effets perceptifs comparables ; une première question était donc de déterminer le degré de recouvrement des activations cérébrales associées à ces sensations kinesthésiques d'origine sensorielle différente.

L'analyse des enregistrements réalisés en IRMf montre que, globalement, le même réseau cérébral est activé chez l'ensemble des sujets au cours de la perception illusoire de rotation de la main, que celle-ci soit induite isolément par la stimulation tactile (en blanc) ou proprioceptive musculaire (en gris foncé) [figure 2.4]. En effet, bien que le niveau de significativité et l'étendue des activations soient un peu plus élevés dans le cas de l'illusion proprioceptive dont l'amplitude est légèrement supérieure à celle évoquée par la stimulation tactile (figure 2.3), on n'observe pas de différence significative entre les deux réseaux d'activations cérébrales d'origine tactile et proprioceptive (« illusion proprioceptive – illusion tactile » en analyse de groupe : « *random effects* »). Il existe donc un véritable réseau commun (figure 2.4, en noir) comprenant les aires motrices et sensorielles classiquement décrites dans des tâches d'exécution, d'imagination ou de perception illusoire de mouvement.

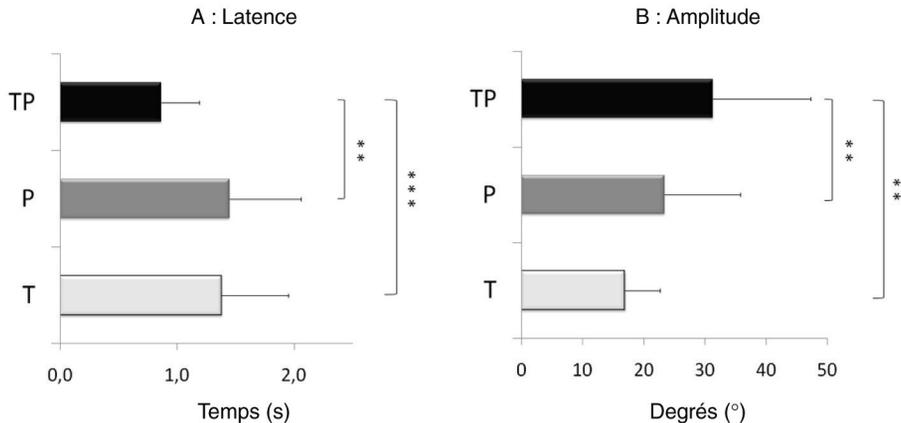


FIG. 2.3. Latences (A) et amplitudes (B) moyennes (+ écart-types) des sensations illusoires de rotation externe de la main évoquées chez les 10 sujets testés par des stimulations tactiles (T, histogramme gris clair) et proprioceptives musculaires (P, histogramme gris foncé), appliquées isolément ou conjointement (TP, histogramme noir). Niveau de significativité de l'analyse statistique (ANOVA) : \*\*  $p < 0,01$  ; \*\*\*  $p < 0,005$ .

Par ailleurs, lors de la costimulation congruente, comme déjà mentionné, les sujets rapportent une sensation de mouvement illusoire plus précoce et plus intense que lorsque les stimulations sont appliquées séparément. Cette sensation plus prégnante en situation de costimulation confirme que nous sommes bien dans une situation où le SNC prend en compte ces deux types d'informations redondantes et les traite conjointement pour aboutir à une perception unique et unifiée du mouvement simulé.

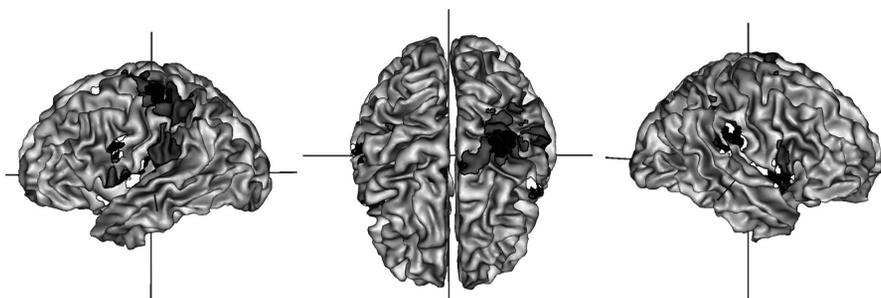


FIG. 2.4. Aires cérébrales activées lors des illusions de rotation de la main induites par les stimulations isolées tactiles (blanc) ou proprioceptives musculaires (gris foncé) [n = 10 sujets]. En noir, le réseau d'activation commun aux deux types de stimulation (T & P).

Nous avons observé, conformément au modèle d'*organisation hiérarchique*, que la condition d'intégration propriotactile s'est accompagnée d'une activation bilatérale de structures cérébrales spécifiques – déjà connues pour être des zones de convergence hétéromodale (*lobule pariétal inférieur* et *gyrus temporal supérieur*). Toutefois, l'activation d'autres structures de niveau inférieur telles que l'*insula* et le *cervelet*, et dont l'activité semble liée à des tâches de traitement temporel des messages sensoriels, est aussi en faveur du modèle d'*organisation parallèle* notamment soutenu par Olson et al. [21]. À l'intersection des deux hypothèses avancées dans la littérature, nos résultats suggèrent que l'intégration multisensorielle est sous-tendue par l'activité d'un réseau cortical et sous-cortical, impliqué dans le traitement du contenu à la fois spatial et temporel des informations.

Au total, la perception et le contrôle des mouvements de notre corps semblent bien reposer sur le traitement conjoint d'informations proprioceptives musculaires et tactiles suivant des règles de combinaison pondérée de chacune des entrées et impliquant des régions cérébrales spécifiquement dédiées à ce processus d'intégration. Des protocoles de rééducation sensorimotrice associant ces deux entrées sensorielles devraient donc permettre d'améliorer leur impact thérapeutique. De plus, qu'elle soit d'origine tactile ou proprioceptive musculaire, la similarité des réponses perceptives évoquées et de leurs corrélats cérébraux suggère que les processus de compensation sensorielle pourraient être facilités dans le cas d'un déficit sensoriel spécifiquement attaché à l'une ou l'autre de ces entrées somesthésiques.

#### RÉFÉRENCES

- [1] Lackner JR, Levine MS. Changes in apparent body orientation and sensory localization induced by vibration of postural muscles : vibratory myesthetic illusions. *Aviat Space Environ Med* 1979 ; 50 : 346-54.
- [2] Roll JP, Popov K, Gurfinkel V, Lipshits M, Andre-Deshays C, Gilhodes JC, et al. Sensorimotor and perceptual function of muscle proprioception in microgravity. *J Vestib Res* 1993 ; 3 : 259-73.
- [3] Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. *Neuroreport* 2002 ; 13 : 1957-61.
- [4] Eklund G. General features of vibration-induced effects on balance. *Ups J Med Sci* 1972 ; 77 : 112-24.

- [5] Kavounoudias A, Gilhodes JC, Roll R, Roll JP. From balance regulation to body orientation : two goals for muscle proprioceptive information processing ? *Exp Brain Res* 1999 ; 124 : 80-8.
- [6] Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a « dynamometric map » for human balance control. *Neuroreport* 1998 ; 9 : 3247-52.
- [7] Roll JP, Roll R. From eye to foot : a proprioceptive chain involved in postural control. In : Amblard B, Berthoz A, Clarac F, eds. *Posture and gait : development, adaptation and modulation*. Amsterdam : Elsevier ; 1988. p. 155-64.
- [8] Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol* 2001 ; 532 : 869-78.
- [9] Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res* 1982 ; 47 : 177-90.
- [10] Hlavacka F, Krizkova M, Horak FB. Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neurosci Lett* 1995 ; 189 : 9-12.
- [11] Mergner T, Rosemeier T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions : a conceptual model. *Brain Res Rev* 1998 ; 28 : 118-35.
- [12] Becker W, Nasios G, Raab S, Jurgens R. Fusion of vestibular and podokinesthetic information during self-turning towards instructed targets. *Exp Brain Res* 2002 ; 144 : 458-74.
- [13] Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ. Multisensory fusion : simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Cogn Brain Res* 2002 ; 14 : 164-76.
- [14] Banati RB, Goerres GW, Tjoa C, Aggleton JP, Grasby P. The functional anatomy of visual-tactile integration in man : a study using positron emission tomography. *Neuropsychologia* 2000 ; 38 : 115-24.
- [15] Bremner F, Schlack A, Shah NJ, Zafiris O, Kubischik M, Hoffmann K, et al. Polymodal motion processing in posterior parietal and premotor cortex : a human fMRI study strongly implies equivalencies between humans and monkeys. *Neuron* 2001 ; 29 : 287-96.
- [16] Calvert GA, Campbell R, Brammer MJ. Evidence from functional magnetic resonance imaging of crossmodal binding in the human heteromodal cortex. *Curr Biol* 2000 ; 10 : 649-57.
- [17] Macaluso E, Frith C, Driver J. Selective spatial attention in vision and touch : unimodal and multimodal mechanisms revealed by PET. *J Neurophysiol* 2000 ; 83 : 3062-75.
- [18] Molholm S, Ritter W, Murray MM, Javitt DC, Schroeder CE, Foxe JJ. Multisensory auditory-visual interactions during early sensory processing in humans : a high-density electrical mapping study. *Cogn Brain Res* 2002 ; 14 : 115-28.
- [19] Martuzzi R, Murray MM, Michel CM, Thiran JP, Maeder PP, Clarke S, et al. Multisensory interactions within human primary cortices revealed by BOLD dynamics. *Cereb Cortex* 2007 ; 17 : 1672-9.
- [20] Hadjikhani N, Roland PE. Cross-modal transfer of information between the tactile and the visual representations in the human brain : a positron emission tomographic study. *J Neurosci* 1998 ; 18 : 1072-84.
- [21] Olson IR, Gatenby JC, Gore JC. A comparison of bound and unbound audio-visual information processing in the human cerebral cortex. *Cogn Brain Res* 2002 ; 14 : 129-38.
- [22] Kavounoudias A, Roll JP, Anton JL, Nazarian B, Roth M, Roll R. Proprio-tactile integration for kinesthetic perception : an fMRI study. *Neuropsychologia* 2008 ; 46 : 567-75.
- [23] Duclos C, Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. Cerebral correlates of the « Kohnstamm phenomenon » : an fMRI study. *Neuroimage* 2007 ; 34 : 774-83.
- [24] Romaguera P, Anton JL, Roth M, Casini L, Roll JP. Motor and parietal cortical areas both underlie kinaesthesia. *Cogn Brain Res* 2003 ; 16 : 74-82.

## ÉMOTIONS ET INTÉGRATION SENSORIMOTRICE

M. Mermillod<sup>1</sup>, P. Bonin<sup>1</sup>, P.M. Niedenthal<sup>1</sup>

*Psychologues et neurophysiologistes ont vu les résultats de leurs expérimentations converger vers l'hypothèse que l'émotion est liée aux supports moteurs de son expression. Dans quelle mesure elle en est dépendante reste l'objet de débats, bien que l'expérimentation et l'imagerie cérébrale aient renouvelé les arguments sans résoudre leurs contradictions. La physiopathologie de trois syndromes cliniques, maladie de Parkinson, syndrome de Gilles de la Tourette et dépression chronique résistante, éclaire de son côté le même débat, dont les cliniciens de la posture ne peuvent plus ignorer les implications pour leur domaine particulier.*

Établir les liens qui unissent le système émotionnel et le système moteur est primordial à la fois pour le psychologue et le neurologue s'ils veulent comprendre comment l'inscription corporelle peut influencer le ressenti émotionnel. Comprendre, réciproquement, comment un ressenti émotionnel retentit sur le tonus et la posture de son patient est aussi essentiel pour le praticien de la posture. Mais il existe, en psychologie et en neurosciences, une opposition entre modèles symboliques et modèles de cognitions incorporées ; les pistes actuelles de recherche concernent plutôt les substrats neuroanatomiques impliqués dans cette intégration sensorimotrice des émotions. Ces tendances justifient l'intérêt, pour les posturologues, d'explicitier les liens qui unissent intégration motrice et intégration émotionnelle.

Historiquement, Darwin [1] est l'un des précurseurs de l'analyse scientifique des émotions. Il supposait une évolution phylogénétique des mécanismes neuromusculaires impliqués dans leurs expressions faciales et corporelles, pour lui directement liées au ressenti émotionnel ; par apprentissage associatif, elles pourraient se manifester en dehors des conditions de stimulation de l'environnement auxquelles elles sont adaptées. Ainsi suppose-t-il que l'expression de joie est systématiquement associée à un cambrement du dos et un gonflement du torse alors que, par opposition, l'expression de la tristesse passe par un avachissement des épaules et de la posture générale. Les liens entre expressions faciales et postures utiliseraient des processus d'intégration sensorimotrice identiques, puisqu'on retrouve la même opposition entre l'expression de la joie (laquelle se traduit par une courbure de la bouche vers le haut et un relèvement général du visage) et de la tristesse (accompagnée d'un avachissement facial). L'expression des émotions jouerait ainsi un rôle primordial dans les processus de communication. Parce qu'en partie génétiquement déterminées, elles seraient identiques dans différentes cultures. Cette première approche, bien que naïve et critiquable sur nombre de ses aspects, a néanmoins eu le mérite d'ouvrir la voie à une analyse scientifique des émotions.

---

1. Laboratoire de psychologie sociale et cognitive (LAPSCO – CNRS UMR 6024), université Blaise-Pascal, 34, avenue Carnot, 63037 Clermont-Ferrand, France

## THÉORIES PSYCHOLOGIQUES CONTEMPORAINES : MODÈLES SYMBOLIQUES CONTRE COGNITION INCORPORÉE

### Théorie de l'évaluation cognitive (*appraisal theory*)

Selon les modèles symboliques [2-5], l'individu évalue constamment les situations dans lesquelles il se trouve impliqué. Dans ce cadre, les émotions se déclencheraient et se diversifieraient par une évaluation subjective (*appraisal*) de la signification que véhicule une situation, un objet ou un événement. Cette évaluation impliquerait notamment une estimation en termes de valence (positive, plaisir ou négative, agression) et des bénéfices ou inconvénients pour l'individu. Bien que les différentes théories de l'évaluation soient issues de traditions disciplinaires et historiques variées, un certain consensus se fait jour en ce qui concerne les dimensions de cette évaluation. L'approche classique, basée sur les travaux pionniers d'Arnold [6] et de Lazarus [2], suggère que les individus utilisent un ensemble fixe de dimensions dans l'évaluation des situations qu'ils rencontrent [4, 7, 8]. Ces critères iraient des caractéristiques intrinsèques des objets ou des événements, telles que la nouveauté (ou le changement), le plaisir ou l'aversion (la valence) mais aussi la signification de l'événement en fonction des buts et besoins de l'individu ou la capacité de l'individu à influencer ou faire face aux conséquences de l'événement, à la compatibilité de l'événement avec des normes ou des valeurs sociales ou personnelles. Dans ces théories, les profils spécifiques résultant de l'évaluation effectuée selon ces différents critères détermineraient la nature de l'émotion ressentie. Ces critères ont, pour la majorité d'entre eux, été définis soit en demandant à des adultes de se souvenir d'une expérience émotionnelle spécifique, soit en induisant expérimentalement des émotions, puis en les questionnant sur les processus d'évaluation utilisés (voir Scherer [9]). Les participants sont donc généralement amenés à s'engager dans des processus conscients et complexes pour se remémorer leurs évaluations d'une situation ou d'un événement ou pour en inférer la nature. Cette méthode engendre un certain nombre de problèmes méthodologiques. Tout d'abord, elle ne permet pas de distinguer finement ce qui tient aux antécédents de l'expérience émotionnelle, de son contenu. Elle n'autorise pas non plus l'étude de la dynamique du processus d'évaluation. Ensuite, la possibilité que des évaluations cognitives aussi élaborées puissent être réalisées, automatiquement et inconsciemment, en un temps aussi court est discutable (quelques centièmes de seconde suffisent pour générer certains états émotionnels). Enfin, cette méthode pose le problème de la reconstruction consciente a posteriori de l'événement émotionnel ; ce type de reconstruction peut avoir été tout simplement élaboré au moment de l'évaluation.

Cette approche de Lazarus a donc été très contestée à partir des travaux de Zajonc [10, 11] qui soulignent l'importance de l'automatisme et la difficulté d'accès conscient aux processus émotionnels. Selon lui, la valeur émotionnelle d'un stimulus peut être appréciée sans aucune élaboration cognitive préalable alors que pour Lazarus [12], ardent défenseur des théories cognitives, l'évaluation cognitive est une condition nécessaire à toute expérience émotionnelle<sup>1</sup>. Ledoux [13], lui, estime que Lazarus a raison lorsqu'il affirme qu'une transformation du stimulus est toujours nécessaire à l'apparition d'une émotion, mais il souligne que ce traitement n'est pas nécessairement cortical et conscient. Par ailleurs, il suppose que Zajonc a tort de proposer qu'aucune transformation du stimulus n'est nécessaire, mais a, en revanche,

---

1. Une définition étroite du terme « cognition » se réfère aux processus symboliques complexes, verbaux, conscients et contrôlés. Cependant, une définition plus large de la cognition recouvre l'ensemble des processus impliquant n'importe quelle forme, consciente ou non, de traitement de l'information.

raison lorsqu'il affirme que le traitement de stimuli émotionnels n'implique pas nécessairement de traitement conscient. En effet, contrairement aux expériences sensorielles, les expériences émotionnelles ne représentent pas les caractéristiques physiques du monde : il n'existe pas de récepteurs sensoriels spécifiques pour la valeur émotionnelle d'une stimulation. De ce fait, l'extraction de la valeur émotionnelle requiert obligatoirement l'intervention de traitements plus ou moins complexes qui transforment l'information sensorielle en des représentations de la signification émotionnelle. En somme, si le traitement cognitif est défini de façon étroite pour n'inclure que les fonctions mentales complexes, l'émotion n'est alors pas nécessairement dépendante d'un traitement cognitif préalable. Si, en revanche, la cognition est définie de façon large, c'est-à-dire qu'elle inclut le traitement de l'information sensorielle, la majorité des chercheurs s'accordent sur l'idée selon laquelle l'émotion est fortement dépendante de la cognition [14].

### **Théorie de la cognition incorporée (*embodiment theory*)**

Cet ensemble de théories constitue ce que l'on appelle les approches de la cognition incorporée (ou théories de la cognition incarnée). Elles supposent que les processus cognitifs de haut niveau s'enracinent dans les systèmes moteurs [15, 16], perceptifs [17] et émotionnels [18-20]. Par exemple, le fait de penser à une action entraînerait l'activation partielle des états moteurs originellement impliqués dans sa réalisation. Quant à l'information émotionnelle, elle impliquerait la réactivation partielle des états neuronaux mis en jeu lorsqu'un individu en fait l'expérience ou qu'il traite un type particulier d'information émotionnelle. Ces comportements imitatifs, présents dès la naissance [21, 22], peuvent inclure tout type de mouvement corporel. Les données les plus convaincantes portent sur les expressions faciales d'émotion (EFE). Dans une étude de Wallbott [23], les participants classaient les émotions à partir de la présentation d'une série de photographies alors qu'ils étaient filmés à leur insu ; après plusieurs semaines, ils désignaient les émotions perçues en regardant ces enregistrements vidéo. Les résultats ont montré que ces sujets étaient capables d'identifier leurs émotions à partir de l'expression de leur propre visage, c'est-à-dire d'indices relativement subtils et non conscients. Ce processus imitatif survient de manière automatique, involontaire [24] et subliminale [25, 26]. La question se posant du bénéfice d'un tel fonctionnement, la littérature évoque deux raisons principales : premièrement, il peut permettre un apprentissage rapide par imitation [27, 28] ; deuxièmement, les circuits mis en jeu peuvent être responsables de la contagion sociale, comme l'induction d'états émotionnels congruents chez autrui. Ils seraient par conséquent impliqués dans l'empathie et la coopération sociale [24, 29]. Cette capacité à détecter le comportement non verbal contribuerait ainsi à la compréhension empathique des émotions. L'observation et l'imitation motrice des expressions faciales d'autrui nous permettent de détecter ses intentions [30] et de comprendre les raisons de ses réactions émotionnelles : l'une et l'autre servent de guide dans les interactions sociales quotidiennes ainsi que dans les situations incertaines, telle l'observation d'une expression faciale ambiguë.

## **BASES NEURALES ET INTÉGRATION SENSORIMOTRICE DU TRAITEMENT ÉMOTIONNEL**

### **Perception et émotions**

Plusieurs supports neuroanatomiques sont candidats au traitement des processus émotionnels. Ledoux [14] suggère que la notion de système limbique, proposée par Papez [31], doit être modifiée pour rendre compte de façon adéquate des bases

neurales de l'émotion. Alors que certaines de ses structures sont impliquées dans des fonctions non émotionnelles, d'autres qui ne lui appartiennent pas ont été depuis identifiées comme participant aux émotions. Pour Ledoux, les fonctions mnésiques de l'hippocampe ne constituent pas un maillon essentiel des circuits émotionnels, bien qu'ils puissent être largement modulés par la connotation émotionnelle des stimuli. Les structures mnésiques et émotionnelles sont suffisamment distinctes pour qu'elles puissent être considérées comme deux systèmes différents. Il propose donc un modèle à deux voies principales : la première, médiobasale, correspond au circuit de Papez ; la seconde relie l'hypothalamus ventromédian au thalamus dorsomédian, au cortex orbitofrontal et au cortex temporal.

L'amygdale, au rôle de laquelle Ledoux accorde un intérêt particulier dans le traitement émotionnel, permettrait une évaluation de la signification émotionnelle des informations perceptives et des pensées abstraites ; elle contrôlerait par ailleurs l'expression de certaines réactions émotionnelles. Deux voies perceptives y convergeraient : la première, de haute précision spatiale, est médiatisée par des zones corticales complexes (en particulier la voie ventrale émanant d'aires visuelles occipitales vers des aires du cortex temporal dédiées à des processus de cognition de bas niveau) ; la seconde, rapide mais dégradée, relierait le thalamus, centre d'intégration perceptif, à l'amygdale. Cette seconde voie constituerait, en quelque sorte, un « système de sauvegarde » qui court-circuite les processus corticaux plus évolués (mais aussi plus lents), par actions réflexes et mise en éveil rapide de l'organisme en présence d'un danger immédiat dans l'environnement perceptif (figure 3.1).

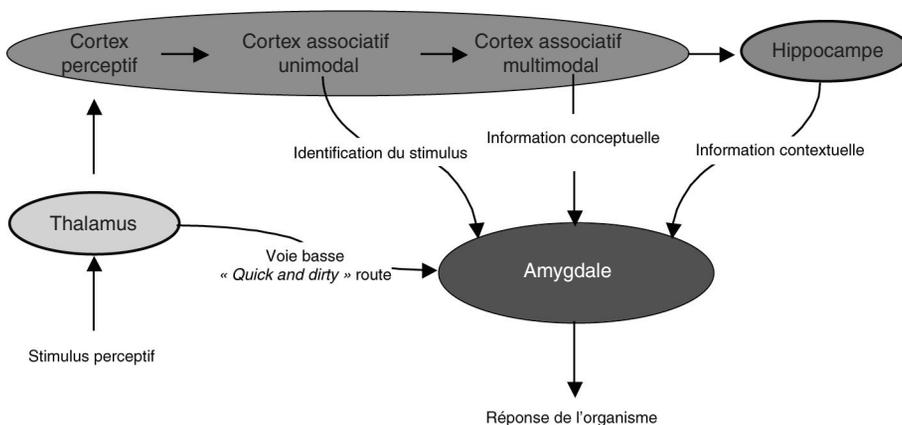


FIG. 3.1. Le modèle de Ledoux [14].

Sur la base de ces travaux, différentes recherches en psychologie et neuro-imagerie ont tenté de comprendre la complexité des circuits neuroanatomiques impliqués dans le traitement émotionnel et, en particulier, dans celui du danger. Tout d'abord au niveau perceptif, la voie basse du modèle de Ledoux pourrait trouver l'origine du traitement de l'information visuelle au niveau des corps genouillés latéraux du thalamus et, plus précisément, au niveau des voies magnocellulaires. Le système visuel primaire humain réalise en effet une décomposition de l'information en termes de fréquences spatiales de la rétine au cortex strié (ou cortex visuel primaire ou aire V1) via les corps genouillés latéraux, où se différencient notamment les voies magnocellulaires et parvocellulaires [32]. Ces deux voies visuelles ont des caractéristiques spatiotemporelles asymétriques : les voies magnocellulaires sont

achromatiques, passe-bas au niveau des fréquences spatiales mais passe-haut au niveau des fréquences temporelles (voies myélinisées) ; à l'inverse, les voies parvocellulaires, non myélinisées, véhiculent plus lentement l'intégralité du spectre fréquentiel.

L'intégration de l'information visuelle serait par ailleurs dirigée par un biais « *coarse-to-fine* » [33-36]. Autrement dit, l'information plus rapide, issue des basses fréquences (BF) spatiales (voies magnocellulaires), fournirait un aperçu global de la structure de l'image et permettrait une *première* catégorisation perceptive qu'affineraient les informations locales issues des hautes fréquences (HF) spatiales dont l'extraction est plus tardive (voies parvocellulaires) [figure 3.2]. Les voies magnocellulaires constituent ainsi le candidat idéal pour une voie rapide mais dégradée vers l'amygdale.

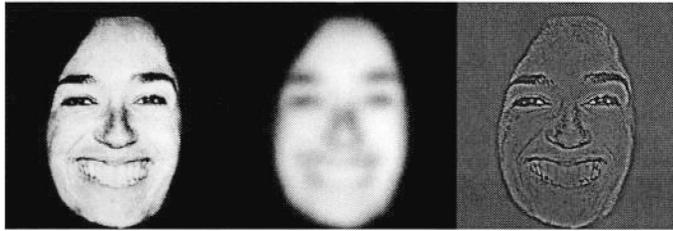


FIG. 3.2. Exemple de visage non filtré (image de gauche), filtré en basses fréquences spatiales (image du centre) et filtré en hautes fréquences spatiales (image de droite).

Différents travaux de neuro-imagerie ont testé le modèle de Ledoux chez l'Homme, par exemple l'expérience en imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) de Vuilleumier et al. [37]. Elle suggère l'existence d'une voie sous-corticale directe entre le système visuel primaire et l'amygdale, conformément à la conception de Ledoux : par rapport à une expression neutre, la présentation d'images de visages filtrées en basses fréquences spatiales et présentant une expression de peur entraîne une réponse hémodynamique au niveau de la voie sous-corticale impliquant le colliculus supérieur et l'amygdale via le pulvinar. La transmission du signal lié aux expressions faciales de peur pourrait ainsi court-circuiter le cortex visuel primaire en empruntant une voie sous-corticale véhiculant très rapidement l'information de basses fréquences spatiales (figure 3.1). À l'opposé, les images de visages filtrées en hautes fréquences spatiales activent peu ou pas l'amygdale : le signal issu de ces visages semble emprunter la voie ventrale (cortex visuel primaire ou V1, puis occipitotemporal). Ces travaux soutiennent l'hypothèse d'un couplage « propriétés du signal/circuiterie » aux fonctionnalités cognitives différentes : un couplage « BF/voie magnocellulaire » ayant pour objet la catégorisation émotionnelle des visages, contre un couplage « HF/voie parvocellulaire » ayant pour objet l'identification des visages. Malheureusement, la mauvaise résolution temporelle de l'IRMf (de l'ordre de plusieurs secondes) ne permet pas de déterminer actuellement si l'amygdale (ainsi que le colliculus supérieur et le pulvinar) sont activés avant ou après le traitement cortical élaboré au niveau de la voie ventrale. On retrouve sous une autre forme, celle de la neuroanatomie fonctionnelle, le débat qui a opposé Lazarus à Zajonc dans les années 1980 sur la possibilité d'un traitement émotionnel qui précéderait un traitement cognitif (identification et catégorisation d'objet) opérant au niveau de la voie ventrale.

Les potentiels évoqués (PE) ont été proposés pour pallier l'insuffisance de résolution temporelle de l'IRMf. Rossion et al. [38] ont suggéré une activation directe de

l'amygdale chez des patients hémianopsiques (c'est-à-dire des sujets ayant une lésion unilatérale du cortex visuel primaire) ayant subi une lésion de l'aire V1 lorsqu'ils sont exposés à des EFE dans leur hémichamp aveugle. Eimer et Holmes [39], Holmes et al. [40], Pourtois et al. [41] ont tenté de montrer l'antériorité du traitement de l'information BF sur l'information HF lors de la présentation d'EFE (mais aussi de stimuli émotionnels complexes tels que des images provenant de l'International Affective Picture System [IAPS]) [42]. Malheureusement, les techniques d'électroencéphalographie (EEG) ou magnétoencéphalographie (MEG), sur lesquelles reposent les PE, enregistrent l'activité électrique de l'encéphale en surface du scalp ; la résolution spatiale de ces enregistrements n'est pas encore possible, tout particulièrement en ce qui concerne les structures sous-corticales impliquées dans le traitement émotionnel.

Des études comportementales chez le sujet sain [43] et en psychopathologie [44], parallèles à ces techniques de neuro-imagerie, suggèrent néanmoins l'importance des basses fréquences spatiales dans le traitement d'EFE. La présentation de visages expressifs dans l'hémichamp aveugle de patients ayant subi une ablation unilatérale du cortex visuel primaire (*blindsight*) montre une perception non consciente, par des sujets hémianopsiques, de leur charge émotionnelle [38, 45, 46]. Ces résultats confortent l'existence de la voie basse proposée par Ledoux. Une hypothèse alternative suggère toutefois que les bases neuroanatomiques du *blindsight* pourraient se situer dans des connexions résiduelles (ipsi- ou contralatérales) au niveau de l'aire V1. À l'heure actuelle, l'hypothèse de la voie basse repose sur la convergence du faisceau de données provenant de la neuroanatomie, de la neuro-imagerie, de la psychologie, de la neuro- et de la psychopathologie ; aucune preuve formelle de l'existence de cette voie n'est actuellement disponible.

### **Structures sous-corticales et intégration sensorimotrice des émotions**

Les travaux de Ledoux suggèrent que l'amygdale est une composante importante du système responsable de l'acquisition, du stockage et de l'expression de la peur. L'amygdale est composée de différents centres neuronaux, dont les noyaux basolatéraux qui reçoivent des projections des aires corticales sensorielles de haut niveau et associatives du lobe temporal et de l'insula. Ces noyaux basolatéraux projettent à leur tour vers le cortex associatif limbique, le cortex préfrontal et la formation hippocampique. Les efférences des noyaux basolatéraux sont aussi dirigées, via la voie amygdalofuge ventrale, sur le noyau médial dorsal du thalamus, qui projette sur le cortex associatif préfrontal. Les noyaux basolatéraux projettent aussi vers le noyau basal de Meynert, constitué de neurones cholinergiques, puis diffusément sur le cortex. Enfin, ils projettent également sur les noyaux centraux de l'amygdale. Dans le modèle de Ledoux, les noyaux basolatéraux évaluent la signification émotionnelle des stimuli sensoriels et mémorisent ces stimuli. Les noyaux centraux reçoivent des afférences viscérosensorielles des noyaux solitaire et parabrachial, ainsi que des noyaux basolatéraux de l'amygdale. Ils projettent via la voie amygdalofuge ventrale sur le noyau moteur dorsal du nerf vague (X) et sur les autres noyaux parasymphatiques du tronc cérébral, mais aussi sur l'hypothalamus latéral. Les noyaux corticomédiaux reçoivent des projections du bulbe olfactif ; ils projettent, à leur tour, sur le bulbe olfactif ainsi que sur le noyau ventromédial de l'hypothalamus via la strie terminale.

Ces travaux, qui mettent en avant l'importance de l'amygdale dans le traitement de la peur, ont été confirmés par de multiples études en neurosciences cognitives (revue : Adolphs [47]). L'amygdale serait par ailleurs nécessaire pour éprouver la sensation de peur [48] et de nouvelles données laissent supposer une implication plus large : elle interviendrait dans toutes les situations ambiguës, qu'elles puissent ou non

constituer une menace directe pour l'organisme. Breiter et al. [49], Murphy et al. [50] et Whalen et al. [51] ont même réussi à montrer que l'amygdale répond à des visages souriants dans des situations limitant le phénomène d'habituation. D'autres recherches favorisent depuis l'idée que l'amygdale pourrait répondre aux six expressions faciales émotionnelles primaires (peur, dégoût, colère, joie, surprise et tristesse) dans certaines conditions de présentation [52-54].

Si un ensemble considérable de travaux se sont intéressés à l'implication de l'amygdale dans le traitement émotionnel, elle n'est évidemment pas la seule structure sous-corticale impliquée dans la régulation motrice et émotionnelle. Les ganglions de la base constituent en effet un réseau de structures sous-corticales nécessaires à la régulation émotionnelle. Parmi ces structures, le noyau caudé, en particulier sa tête, le noyau accumbens, semblerait particulièrement impliqué dans les processus d'approche/évitement. Ces structures réalisent le système de récompense [55-57]. Une méta-analyse réalisée par Phan et al. [58] suggère que ces zones sous-corticales seraient fortement impliquées dans la détection de la valence d'un stimulus et, en conséquence, des comportements primaires d'approche/évitement. Néanmoins, Davidson et al. [59] différencient ce sentiment primaire d'approche/évitement d'une conception plus élaborée régie par le cortex orbitofrontal qui pourrait ainsi intervenir en régulateur de ce type de processus. La situation est cependant encore plus compliquée qu'il n'y paraît. Le striatum, qui regroupe le noyau caudé, le putamen et le fundus (un réseau de fibres neurales qui inclut la partie ventrale du noyau caudé avec le putamen), ne serait pas uniquement impliqué dans le traitement émotionnel. Les travaux de Yelnik et al. [60] montrent en effet que cette structure, comme l'ensemble des ganglions de la base, regroupe au niveau fonctionnel les trois composantes : limbique (émotionnelle), associative (cognitive) et sensorimotrice.

Cette caractéristique des ganglions de la base constitue un véritable défi pour la recherche fondamentale aussi bien que clinique. Sur le fond, il s'agit de comprendre pourquoi le vivant a évolué, au niveau de ses structures neuronales les plus archaïques, en regroupant au sein de mêmes populations de neurones trois composantes fonctionnelles, sensorimotrice, associative et limbique. En clinique, en particulier dans les problématiques de la posturologie, il devient nécessaire de comprendre si cette intégration sous-corticale permet essentiellement une réponse rapide de l'organisme à une situation dangereuse ou si, plus largement, cette intégration participe aussi à une expression corporelle de l'émotion.

### **Bases neurales de la cognition incorporée**

Si les ganglions de la base constituent une des structures les plus archaïques du traitement émotionnel, leur rôle fonctionnel dans l'intégration des processus limbiques, associatifs et sensorimoteurs reste à déterminer. Cette fonction d'intégration intéresse au premier plan les tenants de la cognition incorporée [15-17, 19, 28, 61]. Ces conceptions supposent en effet que le traitement cognitif est intrinsèquement lié à chaque modalité perceptive (ou sensorimotrice) ; elles s'opposent donc à un traitement amodal des processus cognitifs. La plupart d'entre elles estiment que les états sensorimoteurs et émotionnels survenant durant la perception, l'action et l'introspection pourraient être, partiellement ou totalement, capturés par des aires cérébrales associatives [62]. Aucune preuve formelle à ce jour n'exclut toutefois la possibilité de trouver des traces de ce processus d'intégration au niveau des ganglions de la base. Ces théories prennent différentes formes, telle celle des marqueurs somatiques de Damasio [62] ou celle des neurones miroirs de Gallese [28, 63, 64] complétée par la notion d'intersubjectivité de Decety [19, 27]. Elles postulent la réactivation des états neuronaux sous-jacents à l'expérience de chaque émotion et donc l'intégration de

leurs trois composantes fonctionnelles. En accord avec les théories de la cognition incarnée, de nombreux chercheurs ont mis en évidence différentes séquences (*patterns*) d'activation des muscles faciaux propres au traitement de différentes EFE (cognition incorporée). Dimberg et al. [65, 66] ont, par exemple, montré que l'observation rapide de visages colériques ou joyeux produit chez l'observateur les réponses électromyographiques correspondantes dans les régions des muscles zygomaticus major et corrugator supercilii. La littérature suggère en outre que l'imitation ne constitue pas seulement une correspondance des aspects visuels du comportement d'autrui, mais qu'elle engendre également les aspects introspectifs (c'est-à-dire affectifs, émotionnels) correspondants [47, 67]. De récentes études de neurosciences [64, 68] suggèrent que l'imitation et ses corrélats neuronaux, en tant que constitutifs d'un mécanisme sous-tendant l'identification et la compréhension des expressions faciales, forment une base fondamentale dans les processus d'empathie [69] et ce dès le plus jeune âge [70, 71]. Il paraît peu probable que, au niveau de leurs supports neuroanatomiques, ces fonctions cognitives et émotionnelles de haut niveau reposent sur des structures aussi archaïques que les ganglions de la base, même s'ils entretiennent des liens étroits avec les structures corticales plus évoluées.

Les données de neuropsychologie humaine d'Adolphs et al. [72] montrent que reconnaître les six expressions faciales émotionnelles de base entraîne une implication cruciale du cortex somatosensoriel et du gyrus supra marginalis antérieur droit, de l'insula et de l'opercule frontal gauche. Néanmoins, la même équipe avait aussi montré, en 1996 [73], que des lésions des aires perceptives visuelles (particulièrement des aires du cortex visuel droit) entraînent des déficits de reconnaissance d'EFE (la peur, par exemple). Il est évident que ces deux déficits ne reposent pas sur les mêmes fonctions cognitives : le déficit perceptif concerne le cortex visuel et le déficit de reconnaissance d'EFE, qui se situerait plutôt dans le ressenti de l'émotion, concerne des lésions du cortex somatosensoriel. Ce dernier apparaît ainsi comme support neuroanatomique potentiel du ressenti émotionnel [72]. Cette hypothèse est défendue par Winston et al. [53] pour qui les cortex somatosensoriel et préfrontal ventromédial seraient impliqués dans des tâches de jugement explicite du ressenti émotionnel alors que l'amygdale réagirait aux EFE quelle que soit la nature de la tâche.

Cette implication de structures corticales évoluées dans le ressenti émotionnel est corroborée par les travaux de Gallese et al. [74], Rizzolatti et al. [75], Rizzolatti et Craighero [76] qui montrent, chez le Primate, une activation de « neurones miroirs » au niveau du cortex prémoteur (plus particulièrement l'aire F5 chez le singe) dans la reconnaissance d'actions par autrui. Des phénomènes similaires pourraient être à l'œuvre lors du ressenti émotionnel d'actions se produisant dans notre environnement perceptif mais aussi dans l'empathie : une étude en IRMf de Carr et al. [68] a montré que l'observation passive d'EFE aussi bien que l'imitation intentionnelle de ces EFE provoque une activation du cortex prémoteur ventral, de l'amygdale et de l'insula ; Wicker et al. [77] ont confirmé ces résultats : les zones corticales (partie antérieure de l'insula et, dans une moindre mesure, du cortex cingulaire antérieur) activées lors de la perception du visage d'un tiers éprouvant du dégoût (à l'exposition à une odeur désagréable) sont identiques aux zones activées lors de la propre sensation de dégoût éprouvée par les participants (à l'exposition à cette même odeur désagréable). Enfin, dans l'étude de van der Gaag et al. [78], une tâche d'observation ou de mimique volontaire d'EFE (sourire, peur, dégoût et neutre) active le cortex préfrontal (gyrus frontal inférieur) et le cortex pariétal inférieur, ce que ne fait pas une condition contrôle consistant à gonfler les joues<sup>1</sup>.

---

1. L'utilisation d'une condition contrôle dans cette expérience montre que la simple programmation motrice des mouvements n'est pas suffisante pour expliquer ces séquences d'activation.

Au total, ces processus d'intégration complexes sont à l'origine d'une vaste gamme de comportements humains qui vont de la réponse rapide à un danger immédiat à des processus plus complexes, et plus évolués sur le plan de l'intégration neuronale, tels que l'empathie envers autrui ; les capacités d'empathie pourraient ainsi aller de pair avec la densité neuronale des parties les plus évoluées de l'encéphale (le cortex). La complexité des bases neurales qui sous-tendent, au niveau fondamental, les liens entre système moteur et systèmes cognitif et émotionnel étant ainsi soulignée, les processus d'intégration plus simples et directement applicables en clinique de la posture peuvent être envisagés dans différentes psychopathologies.

## LA PSYCHOPATHOLOGIE COMME MODÈLE D'ÉTUDE EN POSTUROLOGIE

L'objectif de ce chapitre est, en effet, d'illustrer le lien existant entre système moteur et système émotionnel à travers trois psychopathologies : deux, la maladie de Parkinson et le syndrome de Gilles de la Tourette (GT), à forte composante motrice, peuvent entraîner des perturbations émotionnelles ; la troisième, la dépression chronique résistante, à forte composante émotionnelle, peut être à l'origine de comorbidités motrices.

### Maladie de Parkinson

La maladie de Parkinson idiopathique (MPI) est une affection neurodégénérative du système nerveux central (SNC) touchant environ 100 000 personnes en France (1,5 % des patients de plus de 65 ans). Débutant en général vers 55–60 ans, elle entraîne un ralentissement gestuel (bradykinésie), une rigidité de type extrapyramidal et un tremblement de repos. La diminution des concentrations en dopamine dans le striatum qui en est responsable est liée à la perte des neurones dopaminergiques de la substance noire-pars compacta (SNpc) qui envoie massivement des afférences dopaminergiques sur le striatum. La déplétion dopaminergique serait à l'origine d'une hyperactivité du noyau sous-thalamique et du pallidum interne, laquelle entraîne une hypoactivité de la voie thalamocorticale responsable des manifestations cliniques. Or différentes études ont récemment mis en évidence un déficit de traitement de l'information émotionnelle chez ces patients. Dujardin et al. [79] ont montré l'existence de déficits spécifiques dans la reconnaissance d'expressions émotionnelles chez des parkinsoniens avant qu'ils ne soient traités pharmacologiquement. Pell et Leonard [80], Sprengelmeyer et al. [81] ont de leur côté montré un déficit spécifique de ces patients avant traitement pour l'expression de dégoût – et dans une moindre mesure l'expression de colère – lorsqu'on les compare à d'autres parkinsoniens sous médication. Ces résultats, comme ceux plus récents de Suzuki et al. [82], sous-tendent l'implication possible de neurones dopaminergiques et du système limbique dans le déficit de la reconnaissance d'expressions émotionnelles de dégoût. Parallèlement, un certain nombre d'études soulignent le fait que la simulation du contenu émotionnel (y compris sa représentation motrice) est indispensable à sa compréhension [65, 83, 84]. En ce sens, le déficit de reconnaissance de l'expression faciale émotionnelle pourrait être directement relié à l'incapacité des parkinsoniens à simuler la représentation du stimulus [85]. Les facultés d'imitation étant tributaires de la capacité à mouvoir les muscles du visage, le niveau avancé d'amimie (typiquement observé chez ce type de patients) pourrait expliquer, en partie, leurs problèmes dans des tâches de reconnaissance d'expressions faciales émotionnelles. Néanmoins, il reste à déterminer si les perturbations émotionnelles résultent d'un déficit central (c'est-à-dire que l'hypo-dopaminergie sous-corticale réduirait directement les capacités de traitement

émotionnel des ganglions de la base) ou périphérique (les problèmes moteurs réduiraient les capacités de traitement émotionnel).

### Syndrome de Gilles de la Tourette

À l'inverse de l'hypodopaminergie qui caractérise les patients parkinsoniens, le syndrome de GT illustre une psychopathologie liée à une hyperdopaminergie sous-corticale.

Bien que la physiopathologie du syndrome de GT, une pathologie neuropsychiatrique, soit mal connue, il est admis aujourd'hui que son origine est multifactorielle, génétique, environnementale et neurobiologique [86]. Son expression clinique, variable et hétérogène associe des troubles moteurs, psychiatriques et comportementaux [87]. Les manifestations motrices consistent en des tics soit moteurs (mouvements anormaux involontaires brefs et intermittents), soit vocaux (émissions vocales incontrôlées). Elles peuvent être simples (mouvements simples, blépharospasme, cris, bruits de gorge) ou plus complexes (copro- et échophénomènes moteurs et vocaux : copropraxie, échopraxie, coprolalie, écholalie, palilalie). Les plus classiques des divers troubles psychopathologiques qui en ont été décrits sont les troubles obsessionnels et compulsifs (TOC), retrouvés dans 11 à 80 % des cas. Inattention, hyperactivité, impulsivité sont présentes dans 2 à 15 % des GT, ces symptômes faisant référence au trouble déficit de l'attention/hyperactivité [88]. Les comportements d'automutilation, décrits dans 33 à 53 % des cas, sont le plus souvent comorbides d'un TOC. L'anxiété est fréquente ; le risque de dépression sur la vie entière est évalué à 10 % et le risque de suicide à 15 % ; une association aux troubles bipolaires est de plus en plus admise : un tiers des GT présenterait un trouble de l'humeur du spectre bipolaire.

Deux hypothèses physiopathologiques sont actuellement dominantes. Celle d'une hyperdopaminergie sous-corticale tire argument de l'efficacité sur les tics des traitements qui bloquent les récepteurs dopaminergiques [89]. L'autre implique les circuits sous-corticaux. L'imagerie cérébrale a en effet mis en évidence que le cortex et des ganglions de la base (striatum [noyau caudé et putamen], pallidum [externe, GPe et interne, GPi], substance noire [reticulata compacta, SNr] et noyau subthalamique) sont impliqués dans le syndrome de GT [86, 90]. Ces ganglions reçoivent des informations des territoires sensorimoteur, limbique et associatif du cortex cérébral à travers trois circuits principaux. Une théorie soutient que ces informations sont transmises et traitées de manière indépendante tout au long des trois circuits [91], une autre postule que le traitement de ces informations produit un comportement dont les trois composantes motrice, cognitive et émotionnelle sont intégrées, associées et contrôlées [60]. Un dysfonctionnement au niveau des circuits cortico-striato-pallido-thalamo-corticaux expliquerait la diversité des symptômes du GT : Albin et Mink [92] envisagent une défaillance des mécanismes de sélection des programmes moteurs à leur niveau. En conditions physiologiques, quand le mouvement désiré a débuté, un mécanisme favoriserait ce programme moteur en freinant au niveau du GPi et de la SNr les programmes non désirés, concurrents potentiels. Dans le syndrome de GT, l'inhibition de certains programmes moteurs non désirés entraînerait les tics et les comportements répétitifs ; des neurones striataux anormalement actifs augmenteraient l'inhibition GABAergique exercée par le striatum sur les voies de sortie, les neurones du GPi et de la SNr, dont l'influence inhibitrice sur le thalamus diminuerait.

Différents travaux intéressant le comportement émotionnel montrent chez des patients GT des déficits dans la reconnaissance de mots connotés émotionnellement [93] et de certaines expressions faciales émotionnelles [94]. Sprengelmeyer et al, en particulier, ont montré que le déficit de reconnaissance faciale émotionnelle serait focalisé sur les expressions de dégoût pour les patients GT avec TOC : ce déficit

pourrait concerner des circuits neuronaux impliqués dans le traitement moteur et émotionnel ; les troubles moteurs et verbaux de ces patients avec comorbidité psychiatrique (TOC) pourraient donc être liés à une altération d'une ou plusieurs composantes du système limbique.

S'il était confirmé que, comme pour la maladie de Parkinson, les perturbations émotionnelles observées chez ces patients GT s'enracinent dans des problèmes moteurs (leurs tics), cela signifierait que *la posture du patient (avachissement ou tonicité anormale) peut avoir un effet sur ses capacités d'intégration émotionnelle*. L'investigation de ces deux psychopathologies permettrait alors, au-delà d'une meilleure prise en charge, d'élaborer des modèles pour des atteintes observées en clinique de la posture.

### Dépression chronique résistante

Cette pathologie, la forme la plus sévère de dépression, permet de questionner l'hypothèse inverse, quoique moins contre-intuitive, à savoir : un déficit émotionnel peut-il induire des déficits moteurs ?

La dépression chronique résistante est un trouble où dominant, de façon envahissante depuis un temps significatif (au moins 2 semaines), une humeur dépressive et/ou une diminution marquée de l'intérêt ou du plaisir (anhédonie) [88]. Dans les divers profils cliniques qu'identifie Jouvent et Carton [95], les dimensions symptomatiques plus centrales, les symptômes moteurs, cognitifs et végétatifs, sont eux-mêmes sous-tendus par la dérégulation de l'humeur. L'humeur, que Delay [96] a décrit comme une disposition affective fondamentale, riche de toutes les instances émotionnelles et instinctives et qui donne à chacun de nos états d'âme une tonalité agréable ou désagréable, l'humeur oscille entre les deux pôles extrêmes du plaisir et de la douleur. Pour lui, dans la dépression, tous les symptômes sont la conséquence d'une tristesse intense et durable (douleur morale). Pour Fossati et al. [97], l'anhédonie, définie comme l'incapacité à éprouver du plaisir [98], relève d'un aspect pathologique des émotions ; les déprimés vivent à la fois un excès d'affects négatifs et une tendance à traiter de manière prolongée les stimuli émotionnels négatifs.

L'apathie se caractérise essentiellement par une perte d'intérêt, une moindre participation aux activités quotidiennes, un manque d'initiative et de persévérance dans l'accomplissement d'une tâche, une indifférence envers soi-même et l'entourage, ainsi qu'un émoussement affectif [99]. Le diagnostic différentiel entre apathie et dépression reste un véritable défi ; certains symptômes leur sont communs, comme le manque de motivation. Or les bases neurobiologiques de la motivation impliquent le système dopaminergique avec ses projections sur le cortex, le noyau accumbens et l'amygdale, noyau accumbens que Schlaepfer et al. [100] supposent jouer un rôle central dans le dysfonctionnement des circuits neuronaux en lien avec l'anhédonie.

Toutes les grandes classes de traitements antidépresseurs aujourd'hui disponibles conduisent, en traitement chronique, à une facilitation de la neurotransmission sérotoninergique (5-HT) centrale par l'inhibition du catabolisme de la sérotonine, le blocage de sa recapture ou la promotion de sa libération axonale. Ces données bien établies ont conduit à formuler « l'hypothèse sérotoninergique de la dépression » que ne fondent que les observations indirectes, seules possibles chez l'Homme, selon laquelle la dépression serait associée à un abaissement de la 5-HT centrale.

D'un autre côté, le développement des techniques de neuro-imagerie fonctionnelle a considérablement renouvelé les conceptions physiopathologiques de la dépression. Plusieurs recherches confirment aujourd'hui qu'un vaste réseau neuronal est impliqué dans les désordres émotionnels et cognitifs de la dépression [101-106] ;

il inclut le cortex préfrontal dorsolatéral, médial, orbitofrontal, le cortex cingulaire antérieur dorsal et ventral, l'amygdale, l'hippocampe, et les ganglions de la base. Les circuits impliqués dans la dépression semblent être les mêmes que ceux mis en jeu dans la régulation émotionnelle et les fluctuations normales de l'humeur.

Plus généralement, la synthèse des données de neuro-imagerie fonctionnelle de sujets sains, de patients neurologiques, de patients psychiatriques et de l'animal offre un modèle anatomofonctionnel des émotions et de la motivation ; il implique un circuit limbique fronto-sous-cortical comprenant deux voies. La voie ventrale sollicite des structures comme l'amygdale, l'insula, le striatum, et des structures frontales dont le cortex préfrontal ventrolatéral, le cortex cingulaire antérieur ventral et le cortex orbitofrontal ; elle serait plus particulièrement impliquée dans l'identification de l'aspect émotionnel et la production d'une réponse émotionnelle primaire (figure 3.3). La voie dorsale comprend des structures comme le cortex préfrontal dorsolatéral et dorsomédial et le cortex cingulaire antérieur dorsal ; elle serait davantage impliquée dans la régulation de la réponse émotionnelle et l'adaptation du comportement à la situation [107].

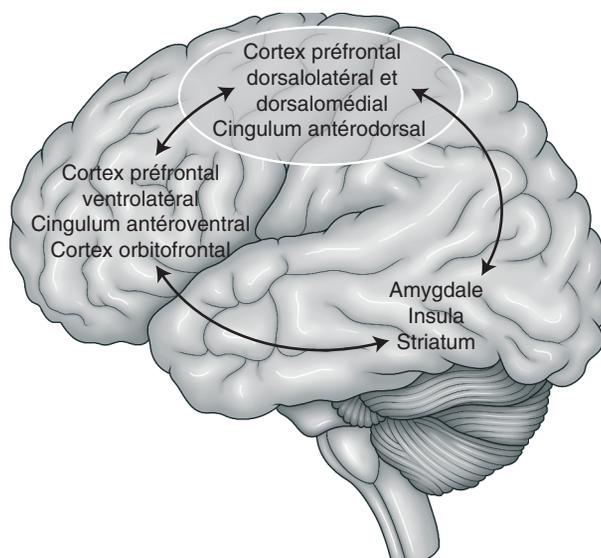


FIG. 3.3. Le modèle anatomofonctionnel des émotions et de la motivation qui prévaut actuellement solliciterait une voie ventrale (en clair) et une voie dorsale (en foncé) en interrelations (d'après Phillips MI et al. [107]).

Contrairement à la MPI et au syndrome de GT, ce sont les déficits au niveau des troubles de l'humeur qui seraient à l'origine du ralentissement moteur et des problèmes de posture (sensation d'écrasement) des patients dépressifs chroniques résistants. Il s'agit là d'une hypothèse à confirmer car, à l'inverse de la MPI et du syndrome de GT qui sont connus comme des pathologies avant tout motrices, la dépression chronique résistante pourrait relever d'une autre étiologie : rien, à l'heure actuelle, ne permet de supposer que c'est un problème de traitement émotionnel qui est à l'origine des problèmes moteurs et non l'inverse. Néanmoins, de nouvelles thérapies expérimentales de stimulation cérébrale profonde du circuit de récompense, par implant d'électrodes au niveau de la tête du noyau caudé et du noyau accumbens, permettront, dans un avenir proche, de déterminer si la régulation de l'humeur par électrostimulation permet de réguler, par ricochet, les problèmes posturaux des patients dépressifs.

## CONCLUSION

Ce chapitre de psychopathologie a tenté :

- d’opposer deux conceptions théoriques du traitement émotionnel (modèles symboliques contre modèles de cognition incorporée) ;
- d’actualiser les pistes de recherche dans la détermination des substrats neuro-anatomiques à l’origine de cette intégration ;
- de déterminer les applications possibles de ces travaux à la clinique posturale.

Les pistes de recherche actuelles devraient permettre une meilleure compréhension de l’intérêt fonctionnel qui a conduit le vivant à intégrer ces trois composantes sensorimotrices, associatives et émotionnelles au sein de mêmes structures neurales. Les patients souffrant de ces psychopathologies peuvent espérer de ces avancées fondamentales sur les aspects moteurs et émotionnels de leur pathologie une meilleure prise en charge thérapeutique et une meilleure maîtrise des effets secondaires des différentes thérapies (psychothérapies, traitements médicamenteux, neuro-chirurgie). Un travail effectué sur les problèmes de posture d’un patient dépressif devrait avoir des effets significatifs sur son ressenti émotionnel ; inversement, un traitement des problèmes émotionnels de ses troubles devrait permettre des améliorations posturales importantes de ce patient.

La psychopathologie constitue évidemment une situation limite, mais les mêmes processus d’incorporation sensorimotrice des états émotionnels sont à l’œuvre chez le sujet sain. Il paraît clair que, dans la prise en charge des patients par l’intermédiaire de nouvelles thérapies innovantes et en l’état actuel des connaissances, il est primordial de prendre en compte ces dimensions mais aussi, et surtout, l’interaction de ces deux composantes.

## RÉFÉRENCES

- [1] Darwin C. The expression of the emotions in man and animals. Londres : John Murray ; 1872.
- [2] Lazarus RS. Emotions and adaptation : conceptual and empirical relations. In : Arnold WJ, éd. Nebraska symposium on motivation. Vol. 16. Lincoln : University of Nebraska Press ; 1998. p. 175-270.
- [3] Mandler G. Mind and body : psychology of emotion and stress. New York : Norton ; 1984.
- [4] Scherer KR. On the nature and function of emotion : a component process approach. In : Scherer KR, Ekman P, éd. Approaches to emotion. Hillsdale : Erlbaum ; 1984. p. 293-328.
- [5] Scherer KR. Emotion as a multicomponent process : a model and some cross-cultural data. In : Shaver P, Wheeler L, éd. Review of personality and social psychology. Vol. 5. Beverly Hills : Sage ; 1984. p. 37-63.
- [6] Arnold MB. Psychological aspects. Emotion and personality. Vol. 1. New York : Columbia University Press ; 1960.
- [7] Frijda N. The emotions. Cambridge : Cambridge University Press ; 1986.
- [8] Smith CA, Ellsworth PC. Patterns of cognitive appraisal in emotion. *J Personal Social Psychol* 1985 ; 48 : 813-38.
- [9] Scherer KR. Appraisal theories. In : Dalgleish T, Power M, éd. Handbook of cognition and emotion. Chichester : Wiley ; 1999. p. 638-63.
- [10] Zajonc RB. Thinking and feeling : preferences need no inferences. *Amer Psychol* 1980 ; 35 : 151-75.

- [11] Zajonc RB. On the primacy of affect. In : Scherer KR, Ekman P, éd. Approaches to emotion. Hillsdale : Lawrence Erlbaum Ass ; 1984.
- [12] Lazarus RS, Folkman S. Stress, appraisal, and coping. New York : Springer ; 1984.
- [13] Ledoux JE. Emotion. Handbook of physiology. In : Plum F, Mountcastle V, éd. Nervous system. Vol. 5. Higher functions. Washington : American Physiological Society ; 1987. p. 419-59.
- [14] Ledoux J. The emotional brain : the mysterious underpinnings of emotional life. New York : Simon & Shuster ; 1996.
- [15] Gallese V. Embodied simulation : from neurons to phenomenal experience. *Phenomenol Cogn Sci* 2005 ; 4 : 23-48.
- [16] Glenberg AM, Havas D, Becker R, Rinck M. Grounding language in bodily states : the case for emotion. In : Pecher D, Zwaan R, éd. Grounding cognition : The role of perception and action in memory, language, and thought. New York : Cambridge University Press ; 2005. p. 115-28.
- [17] Barsalou LW. Perceptual symbol system. *Behav Brain Sciences* 1999 ; 22 : 577-660.
- [18] Barsalou LW, Niedenthal PM, Barbey AK, Ruppert JA. Social embodiment. The psychology of learning and motivation. San Diego : Academic Press ; 2003. p. 43-92.
- [19] Decety J, Jackson PL. The functional architecture of human empathy. *Behav Cognitive Neurosci Rev* 2004 ; 3 : 71-100.
- [20] Niedenthal PM, Barsalou LW, Ric F, Krauth-Gruber S. Embodiment in the acquisition and use of emotion knowledge. In : Feldman Barrett L, Niedenthal PM, Winkielman P, éd. Conscious and unconscious emotion. New York : Guilford ; 2005.
- [21] Heyes C. Causes and consequences of imitation. *Trends Cognit Sci* 2001 ; 5 : 253-61.
- [22] Meltzoff AN, Moore MK. Imitation in newborn infants : exploring the range of gestures imitated and the underlying mechanisms. *Develop Psychol* 1989 ; 25 : 954-62.
- [23] Wallbott HG. Recognition of emotion from facial expression via imitation ? Some indirect evidence for an old theory. *Brit J Soc Psychol* 1991 ; 30 : 207-19.
- [24] Hatfield E, Cacioppo JT, Rapson RL. Emotional contagion. *Curr Dir Psychol Sci* 1993 ; 2 : 96-9.
- [25] Strack F, Martin LL, Stepper S. Inhibiting and facilitating conditions of the human smile : a nonobstrusive test of the facial feedback hypothesis. *J Personal Social Psychol* 1988 ; 54 : 768-77.
- [26] Stepper S, Strack F. Proprioceptive determinants of emotional and non emotional feelings. *J Personal Social Psychol* 1993 ; 64 : 211-20.
- [27] Decety J, Chaminade T. Neural correlates of feeling sympathy. *Neuropsychol Special Issue Social Cogn* 2003 ; 41 : 127-38.
- [28] Gallese V. A neuroscientific grasp of concepts : from control to representation. *Philosoph Transact Royal Soc London* 2003 ; 358 : 1231-40.
- [29] Dijksterhuis A. Why we are social animals : the high road to imitation as social glue. In : Hurley S, Chater N, éd. Perspectives on imitation : from cognitive neuroscience to social science. Vol. 2. Cambridge : MIT Press ; 2005. p. 207-20.
- [30] Blakemore SJ, Decety J. From the perception of action to the understanding of intention. *Nature Rev Neurosci* 2001 ; 2 : 561-7.
- [31] Papez JW. A proposed mechanism of emotion. *J Neuropsychiat Clin Neurosci* 1937 ; 7 (1) : 103-12.
- [32] Hubel HD, Wiesel TN. Ferrier lecture : functional architecture of macaque monkey visual cortex. *Proceed Royal Soc London [Biology]* 1977 ; 98 : 1-59.
- [33] Bullier J. Integrated model of visual processing. *Brain Res Rev* 2001 ; 36 : 2-3, 96-107.
- [34] Marendaz C, Rousset S, Charnallet A. Reconnaissance des scènes, des objets et des visages : modèles théoriques et neuropsychologiques. In : Delorme A, Fluckiger M, éd. Perception et réalité. Chap. 11. Montréal : Gaëtan Morin ; 2003.
- [35] Ivry RB, Robertson LC. The two sides of perception. Cambridge : MIT Press ; 1998.

- [36] Mermillod M, Guyader N, Chauvin A. The coarse-to-fine hypothesis revisited : evidence from neuro-computational modeling. *Brain Cognition* 2005 ; 57 (2) : 151-7.
- [37] Vuilleumier P, Armony JL, Driver J, Dolan RJ. Distinct spatial frequency sensitivities for processing faces and emotional expressions. *Nature Neurosci* 2003 ; 6 (6) : 624-31.
- [38] Rossion B, de Gelder B, Pourtois G, Guérit JM, Weiskrantz L. Early extrastriate activity without primary visual cortex in humans. *Neurosci Letters* 2000 ; 279 (1) : 25-8.
- [39] Eimer M, Holmes A. An ERP study on the time course of emotional face processing. *Neuro Report* 2002 ; 13 : 427-31.
- [40] Holmes A, Winston JS, Eimer M. The role of spatial frequency information for ERP components sensitive to faces and emotional facial expression. *Cognit Brain Res* 2005 ; 25 : 508-20.
- [41] Pourtois G, Thut G, Grave de Peralta R, Michel C, Vuilleumier P. Two electrophysiological stages of spatial orienting towards fearful faces : early temporo-parietal activation preceding gain control in extrastriate visual cortex. *Neuroimage* 2005 ; 26 : 149-63.
- [42] Alorda C, Serrano-Pedraza I, Campos-Bueno JJ, Sierra-Vázquez V, Montoya P. Low spatial frequency filtering modulates early brain processing of affective complex pictures. *Neuropsychologia* 2007 ; 45 : 3223-33.
- [43] Schyns PG, Oliva A. Dr. Angry and Mr. Smile : when categorization flexibly modifies the perception of faces in rapid visual presentations. *Cognition* 1999 ; 69 : 243-65.
- [44] Deruelle C, Rondan C, Salle-Collemiche X, Bastard-Rosset D, Da Fonséca D. Attention to low- and high-spatial frequencies in categorizing facial identities, emotions and gender in children with autism. *Brain & Cognition* 2008 ; 66 : 115-23.
- [45] de Gelder B, Vroomen J, Pourtois G, Weiskrantz L. Non-conscious recognition of affect in the absence of striate cortex. *Neuro Report* 1999 ; 10 : 3759-63.
- [46] Pegna AJ, Khateb A, Lazeyras F, Seghier ML. Discriminating emotional faces without primary visual cortices involves the right amygdala. *Nature Neurosci* 2004 ; 8 : 24-5.
- [47] Adolphs R. Recognizing emotion from facial expressions : psychological and neurological mechanisms. *Behav Cogn Neurosci Rev* 2002 ; 1 : 21-62.
- [48] Calder AJ, Lawrence AD, Young AW. Neuropsychology of fear and loathing. *Nature Rev Neurosci* 2001 ; 2 (5) : 352-63.
- [49] Breiter HC, Etcoff NL, Whalen PJ, Kennedy WA, Rauch SL, Buckner RL, et al. Response and habituation of the human amygdala during visual processing of facial expression. *Neuron* 1996 ; 17 : 875-87.
- [50] Murphy FC, Nimmo-Smith I, Lawrence AD. Functional neuroanatomy of emotions : a meta-analysis. *Cogn Affect Behav Neurosci* 2003 ; 3 (3) : 207-33.
- [51] Whalen PJ, Rauch SL, Etcoff NL, McInerney SC, Lee M, Jenike MA. Masked presentations of emotional facial expressions modulate amygdala activity without explicit knowledge. *J Neurosci* 1998 ; 18 : 41-418.
- [52] Fitzgerald DA, Angstadt M, Jelsone LM, Nathan PJ, Phan KL. Beyond threat : amygdala reactivity across multiple expressions of facial affect. *Neuroimage* 2006 ; 30 : 1441-8.
- [53] Winston JS, O'Doherty J, Dolan RJ. Common and distinct neural responses during direct and incidental processing of multiple facial emotions. *NeuroImage* 2003 ; 20 (1) : 84-97.
- [54] Yang TT, Menon V, Eliez S, Blasey C, White CD, Reid AJ, et al. Amygdalar activation associated with positive and negative facial expressions. *Neuroreport* 2002 ; 13 : 1737-41.
- [55] Kawagoe R, Takikawa Y, Hikosada O. Expectation of reward modulates cognitive signals in the basal ganglia. *Nature Neurosci* 1998 ; 1 : 411-6.
- [56] Schultz W. Getting formal with dopamine and reward. *Neuron* 2002 ; 36 : 241-63.
- [57] Parkinson JA, Cardinal RN, Everitt BJ. Limbic cortical-ventral striatal systems underlying appetitive conditioning. *Prog Brain Res* 2000 ; 126 : 263-85.
- [58] Phan KL, Wager T, Taylor SF, Liberzon I. Functional neuroanatomy of emotion : a meta-analysis of emotion activation studies in PET and fMRI. *Neuroimage* 2002 ; 16 : 331-48.

- [59] Davidson RJ, Ekman P, Saron CD, Senulis JA, Friesen WV. Approach-withdrawal and cerebral asymmetry : emotional expression and brain physiology. *J Person Social Psychol* 1990 ; 58 : 330-41.
- [60] Yelnik J, Bardinet E, Dormont D, Malandain G, Ourselin S, Tandé D, et al. A three-dimensional, histological and deformable atlas of the human basal ganglia. I. Atlas construction based on immunohistochemical and MRI data. *NeuroImage* 2007 ; 34 : 618-38.
- [61] Niedenthal PM. Embodying emotion. *Science* 2007 ; 316 : 1002-5.
- [62] Damasio AR. *Descartes' error : emotion, reason, and the human brain*. New York : Harper Perennial ; 1994.
- [63] Gallese V. The « shared manifold » hypothesis : from mirror neurons to empathy. *J Consciousness Stud* 2001 ; 8 : 30-50.
- [64] Gallese V, Keysers C, Rizzolatti G. A unifying view of the basis of social cognition. *Trends Cognit Sci* 2004 ; 8 : 396-402.
- [65] Dimberg U, Thunberg M. Rapid facial reactions to emotional facial expressions. *Scandinav J Psychol* 1998 ; 39 : 39-46.
- [66] Dimberg U, Thunberg M, Elmehed K. Unconscious facial reactions to emotional facial expressions. *Psychol Sci* 2000 ; 11 : 86-9.
- [67] Hess U, Blairy S. Facial mimicry and emotional contagion to dynamic emotional facial expressions and their influence on decoding accuracy. *Intern J Psychophysiol* 2001 ; 40 : 129-41.
- [68] Carr L, Iacoboni M, Dubeau MC, Mazziotta JC, Lenzi GL. Neural mechanisms of empathy in humans : a relay from neural systems for imitation to limbic areas. *PNAS* 2003 ; 100 : 5497-502.
- [69] Sonny-Borgstrom M. Automatic mimicry reactions as related to differences in emotional empathy. *Scand J Psychol* 2002 ; 43 : 433-43.
- [70] Meltzoff AN. Imitation as a mechanism of social cognition : origins of empathy, theory of mind, and the representation of action. In : Goswami U, éd. *Handbook of childhood cognitive development*. Oxford : Blackwell ; 2002. p. 6-25.
- [71] Meltzoff AN, Decety J. What imitation tells us about social cognition : a rapprochement between developmental psychology and cognitive neuroscience. *Philosoph Transac Royal Soc London Series B, Biol Sci* 2003 ; 358 : 491-500.
- [72] Adolphs R, Damasio H, Tranel D, Cooper G, Damasio AR. A role for somatosensory cortices in the visual recognition of emotion as revealed by 3-D lesion mapping. *J Neuroscience* 2000 ; 20 : 2683-90.
- [73] Adolphs R, Damasio H, Tranel D, Damasio AR. Cortical systems for the recognition of emotion in facial expressions. *J Neuroscience* 1996 ; 16 : 7678-87.
- [74] Gallese V, Fadiga L, Fogassi L, Rizzolatti G. Action recognition in the premotor cortex. *Brain* 1996 ; 119 : 593-609.
- [75] Rizzolatti G, Fadiga L, Fogassi L, Gallese V. The space around us. *Science* 1997 ; 277 : 190-1.
- [76] Rizzolatti G, Craighero L. The mirror-neuron system. *Ann Rev Neurosci* 2004 ; 27 : 169-92.
- [77] Wicker B, Keysers C, Plailly J, Royet JP, Gallese V, Rizzolatti G. Both of us disgusted in my insula : the common neural basis of seeing and feeling disgust. *Neuron* 2003 ; 40 : 655-64.
- [78] van der Gaag C, Minderaa R, Keysers C. Facial expressions : what the mirror neuron system can and cannot tell us. *Social Neurosci* 2007 ; 2 : 179-222.
- [79] Dujardin K, Blairy S, Defebvre L, Duhem S, Noël Y, Hess U, et al. Deficits in decoding emotional facial expressions in Parkinson's disease. *Neuropsychologia* 2004 ; 42 : 239-50.
- [80] Pell MD, Leonard CL. Facial expression decoding in early Parkinson's disease. *Cognit Brain Res* 2005 ; 23 (2-3) : 327-40.
- [81] Sprengelmeyer R, Young AW, Mahn K, Schroeder U, Woitalla D, Büttner T, et al. Facial expression recognition in people with medicated and unmedicated Parkinson's disease. *Neuropsychologia* 2003 ; 41 (8) : 1047-57.
- [82] Suzuki A, Hoshino T, Shigemasa K, Kawamura M. Disgust-specific impairment of facial expression recognition in Parkinson's disease. *Brain* 2006 ; 129 (3) : 707-17.

- [83] Gallese V, Goldman AI. Mirror neurons and the simulation theory of mind-reading. *Trends Cognit Sci* 1998 ; 2 : 493-501.
- [84] Goldman AI, Sripada CS. Simulationist models of face-based emotion recognition. *Cognition* 2005 ; 94 : 193-213.
- [85] Lawrence AD, Goerendt IK, Brooks DJ. Impaired recognition of facial expressions of anger in Parkinson's disease patients acutely withdrawn from dopamine replacement therapy. *Neuropsychologia* 2007 ; 45 : 65-74.
- [86] Stern E, Silbersweig DA, Chee KY, Holmes A, Robertson MM, Trimble M, et al. A functional neuroanatomy of tics in Tourette syndrome. *Arch Gen Psychiat* 2000 ; 57 (8) : 741-8.
- [87] Robertson MM. Tourette syndrome, associated conditions and the complexities of treatment. *Brain* 2000 ; 123 (3) : 425-62.
- [88] Amer Psychiat Assoc. DSM-IV-TR. Critères diagnostiques [traduction française par Guelfi JD, et al.]. Paris : Masson ; 2003.
- [89] Graybiel AM, Rauch SL. Toward a neurobiology of obsessive-compulsive disorder. *Neuron* 2000 ; 28 (2) : 343-7.
- [90] Peterson BS, Skudlarski P, Anderson AW, Zhang H, Gatenby JC, Lacadie CM, et al. A functional magnetic resonance imaging study of tic suppression in Tourette syndrome. *Arch Gen Psychiatry* 1998 ; 55 (4) : 326-33.
- [91] Alexander GE. Basal ganglia-thalamocortical circuits : their role in control of movements. *J Clin Neurophysiol* 1994 ; 11 (4) : 420-31.
- [92] Albin RL, Mink JW. Recent advances in Tourette syndrome research. *Trends Neurosci* 2006 ; 29 (3) : 175-82.
- [93] Johannes S, Weber A, Muller-Vahl KR, Kolbe H, Dengler R, Munte TF. Evidence for changed recognition of emotionally charged words in patients with Gilles de la Tourette syndrome and obsessive compulsive disorder. *Cogn Neuropsychiat* 1999 ; 4 (1) : 37-53.
- [94] Sprengelmeyer R, Young AW, Pundt I, Sprengelmeyer A, Calder AJ, Berrios G, et al. Disgust implicated in obsessive-compulsive disorder. *Proceed Biol Sci* 1997 ; 264 : 1389, 1767-73.
- [95] Jouvent R, Carton S. L'émotion dérégulée. In : Wildocher D, éd. *Traité de psychopathologie*. Paris : PUF ; 1994. p. 561-81.
- [96] Delay J. *Les dérèglements de l'humeur*. Paris : PUF ; 1946.
- [97] Fossati P, Hevenor S, Graham S, Grady C, Keightley M, Craik FIM, et al. In search of emotional self. A fMRI study with positive and negative emotional words. *Amer J Psychiat* 2003 ; 160 : 1938-45.
- [98] Ribot T. *L'évolution des idées générales*. Paris ; Alcan : 1897.
- [99] Marin RS. Differential diagnosis and classification of apathy. *Am J Psy* 1990 ; 147 (1) : 22-30.
- [100] Schlaepfer TE, Cohen MX, Frick C, Kosel M, Brodessaer D, Axmacher N, et al. Deep brain stimulation to reward circuitry alleviates anhedonia in refractory major depression. *Neuropsychopharmacology* 2007, doi : 10.1038/sj.npp.1301408.
- [101] Drevets WC. Neuroimaging studies of mood disorders. *Biol Psychiat* 2000 ; 48 : 813-29.
- [102] Mayberg HS. Depression. II. Localization of pathophysiology. *Am J Psy* 2002 ; 159 (12).
- [103] Mayberg HS. Defining the neural circuitry of depression : toward a new nosology with therapeutic implications. *Biol Psychiatry* 2007 ; 61 : 729-30.
- [104] Davidson RJ, Lewis DA, Alloy LB, Amaral DG, Bush G, Cohen JD, et al. Neural and behavioral substrates of mood and mood regulation. *Biol Psychiatry* 2002 ; 52 : 478-502.
- [105] Seminowicz DA, Mayberg HS, McIntosh AR, Goldapple K, Kennedy S, Segal Z, et al. Limbic-frontal circuitry in major depression : a path modeling meta-analysis. *Neuroimage* 2004 ; 22 : 409-18.
- [106] Carlson PJ, Singh JB, Zarate CA, Drevets WC, Manji HK. Neural circuitry and neuroplasticity in mood disorders : insights for novel therapeutic targets. *Neuro Rx* 2006 ; 3 : 22-41.
- [107] Phillips MI, Drevets WC, Rauch SL, Lane R. Neurobiology of emotion perception. II. Implication for major psychiatric disorders. *Biol Psychiatry* 2003 ; 54 : 504-14.

# ÉMOTIONS, TONUS MUSCULAIRE ET RÉGULATION POSTURALE : LA FACE COMME TÉMOIN PRIVILÉGIÉ

Ph. Villeneuve<sup>1</sup>, S. Villeneuve<sup>1</sup>

*Depuis Duchenne de Boulogne, il est admis que le visage reflète les émotions. Les données expérimentales et cliniques ont, depuis, mis en évidence des interactions plus globales entre corps et émotion, émotions qui sont traduites à travers l'état du tonus musculaire qui gère la régulation posturale. La stimulation de la sphère orale, soit par l'intermédiaire des Alphas, soit par une thérapie manuelle ostéopathique, est capable de modifier la régulation posturale. Ses résultats posent, sous une autre forme, la question de ces interactions, celle de leur partage entre impact local et réponse tonique générale et celle de leurs liens avec l'émotion.*

Au hasard de vos pérégrinations, il vous est arrivé d'apercevoir une silhouette dans une attitude connue qui vous fait tourner la tête. Cette première analyse visuelle rapide de la posture, le plus souvent inconsciente, vous permet d'initier des processus de reconnaissance : « Je le connais ! » En comparant ensuite l'image réelle avec celles que vous aviez mémorisées, vous pouvez dire : « Ah ! oui, ce doit être... » Et si vous décidez d'entrer en contact avec cette personne, que vous n'aviez pas vue depuis longtemps, avant même d'avoir terminé cette identification, vous avez supputé sa situation émotionnelle ; ce jugement conclut l'analyse rapide et involontaire de sa posture. Ensuite, voir son visage vous permet certes de confirmer la première hypothèse, « C'est bien lui », mais surtout d'affiner la perception de son état émotionnel : « Tu as l'air en forme », ou : « Dis-moi, cela n'a pas l'air d'aller bien fort. »

## TONUS MUSCULAIRE ET COMMUNICATION

Chacun sait sans l'avoir appris que la posture d'un individu est une forme essentielle de communication, comme le sont les expressions de son visage. Les artistes, peintres, sculpteurs, danseurs, photographes et acteurs en sont depuis toujours les témoins. Et si le masque, artifice qu'utilise l'acteur du théâtre grec comme celui du Nô japonais, permet de traduire l'émotion en associant à la parole une posture sans mimique, le mime, muet, exprime ses affects en associant gestes et grimaces.

Tels des spectateurs avertis, les posturologues perçoivent presque toujours chez leurs patients une forte imprégnation émotionnelle ; mais de quels moyens cliniques disposent-ils pour l'appréhender ? En apparence, bien peu.

Relire, à la lumière de nos savoirs sur la régulation posturale, les remarquables travaux de Duchenne de Boulogne sur le mécanisme de la physionomie humaine pourrait sans doute les éclairer. Sa taxinomie des émotions publiée en 1862 [1] décrit « le mécanisme de la physionomie humaine », ce que nous exprimerions en termes

---

1. Institut de posturologie, 20, rue du Rendez-vous, 75012 Paris, France

contemporains : « Les liens qui unissent les contractions des muscles de la face aux expressions de la physionomie humaine. » La classification qu'il a proposée s'est fondée sur la stimulation électrique des muscles du visage [2], application particulière d'une technique qui lui était personnelle [3, 4] (figure 4.1). Il objectivait les réponses de ces muscles en photographiant les modifications de la face qu'elles induisent. Ce protocole l'a conduit à interpréter les réponses, normales ou pathologiques, en termes d'émotion [5]. Que sont devenues ces données anciennes et leurs interprétations novatrices, particulièrement dans une perspective de posturologie ?



FIG. 4.1. Duchenne de Boulogne pratiquant l'électrostimulation (1862) [1].

La relation entre expressions du visage (considéré comme une partie du corps) et émotions a trouvé une suite dans les analyses plus récentes des rapports entre émotions et posture. Et comme ces émotions sont en général associées à la douleur, notamment dans les motifs de consultation du posturologue, l'Anaes (devenue HAS) les a intégrées dès 1999 dans sa définition de la douleur chronique : « Expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, [...] évoluant depuis plus de 3 à 6 mois et/ou susceptible d'affecter de façon péjorative le comportement ou le bien-être du patient, attribuable à toute cause non maligne » [6].

### Petite histoire des relations entre corps, face et émotions

La source des émotions a erré dans différentes parties du corps. Hippocrate (vers 460 à 370 av. J.-C.) les localisait exclusivement au cerveau : « Non seulement notre plaisir, notre joie et notre rire, mais aussi nos chagrins, douleurs, peines et pleurs sont issus du cerveau, et du cerveau uniquement. » Aristote (384 à 322 av. J.-C.) les faisait provenir du cœur : « Ce n'est pas le cerveau ou "encéphale", mais le cœur, source de vie, qui recèle intelligence et sentiments. » Deux mille ans plus tard, Descartes les situe dans la glande pinéale (épiphyse) : « L'homme se distingue des animaux par une âme unique, immatérielle et immortelle qui se situe dans la glande pinéale, unique comme la conscience » [7].

Le lien entre l'aspect d'une personne ou d'un animal et son caractère est connu depuis l'antiquité : il est déjà cité par Aristote sous le nom de « physiognomonie », terme provenant du grec *phusis*, nature, et *gnomon*, qui connaît. « Physiognomie », qui comporte les mêmes racines, l'a remplacé plus tard ; c'est celui qu'utilise Duchenne de Boulogne. Aujourd'hui, si l'on en croit le *Petit Larousse*, « physiognomonie » qualifie

la « science qui se propose de connaître les hommes par l'étude de la conformation de leur corps, de leur visage », alors que « physionomie » désigne « l'ensemble des traits du visage ayant un caractère particulier et exprimant l'humeur, le tempérament, le caractère ».

Les plus grands savants des XVIII<sup>e</sup> et XIX<sup>e</sup> siècles se sont intéressés à la face humaine et à ses expressions. En 1749, Buffon décrivait les conséquences de l'agitation de l'âme : « La face humaine devient un tableau vivant où les passions sont rendues avec autant de délicatesse que d'énergie » [8]. Une cinquantaine d'années plus tard, Charles Bell, chirurgien connu pour avoir décrit le nerf facial et pour avoir donné son nom à sa paralysie, rédige le premier traité connu d'anatomie et de physiologie sur l'expression faciale [9]. Dix ans après Duchenne de Boulogne, avec qui il est entré en contact, Charles Darwin complète ses travaux par l'étude du comportement postural de l'homme et l'animal. Le livre qui en découle [10] pose les fondements de l'expression des émotions ; il est à l'origine du courant évolutionniste en psychologie des émotions qu'il décrit, à la suite de Duchenne, comme innées, universelles et communicatives (figure 4.2).

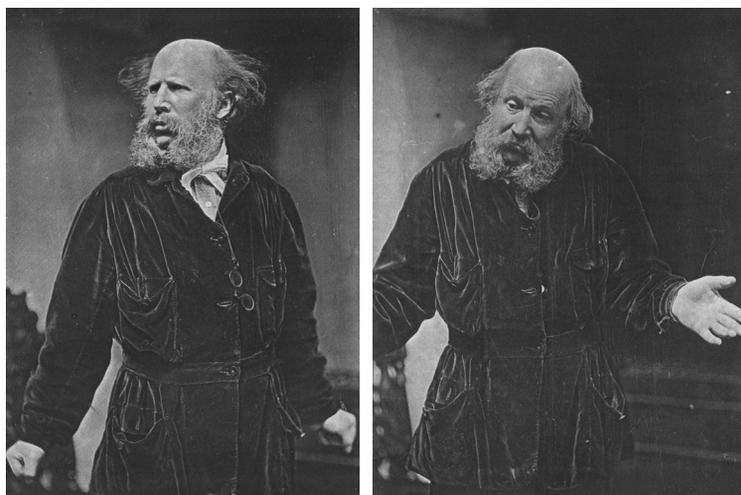


FIG. 4.2. Charles Darwin se met en scène pour illustrer le lien entre posture et émotion (1872) [2].

Mais c'est un psychologue américain, Paul Ekman, qui, dans la seconde partie du XX<sup>e</sup> siècle, renouvelle les études scientifiques sur la communication non verbale [11]. Il analyse notamment les liens entre émotions, expressions faciales et posture [12], et contribue à définir les émotions de base [13]. Ses observations sur les aborigènes d'une tribu de Papouasie-Nouvelle-Guinée, isolée du monde, ayant une culture de « l'âge de pierre » [14], lui ont permis de confirmer les observations de Duchenne et de Darwin sur l'universalité de la représentation corporelle des émotions [15] et de définir les six émotions de base : tristesse, joie, colère, peur, dégoût, surprise [16]. Son équipe devient capable de distinguer les « vrais » sourires, ceux qui expriment une joie sincère (ils impliquent la contraction de *orbicularis oculi*, muscle entourant les yeux, qu'elle nomme « sourires de Duchenne » [17]) des « faux », sourires de convenance, volontaires, activés uniquement par les grands zygomatiques [18, 19]. Mais si « à chaque émotion correspond une configuration des muscles sous-jacents » de la face, le reflet des émotions n'y est pas uniquement localisé : « De la même façon qu'il y a des universaux dans ce qui provoque l'émotion, il y en a aussi dans les changements que subit notre corps lorsque nous ressentons une émotion » [15]. Cet

élargissement de l'expression des émotions à l'ensemble des muscles est, en 1997, repris par Berthoz : « La posture n'est pas seulement maintien de l'équilibre, elle est aussi l'expression des émotions. Darwin avait montré comment les différentes synergies posturales sont utilisées pour exprimer des sentiments. Chacune des postures est à la fois expression d'une émotion et préparation à l'action » [20].

## CLINIQUE POSTURALE ET ÉMOTION

Ceci dit, les posturologues se posent quotidiennement la question soit de la participation émotive dans le déséquilibre tonique du défaut d'aplomb [21] soit, réciproquement, de la perception comme émotion des anomalies du tonus musculaire [22, 23] que Da Cunha qualifiait de « syndrome de déficience posturale » (SDP). Deux tests cliniques caractéristiques de l'examen postural du tonus, le test dit de Romberg postural et l'épreuve posturodynamique, permettent, par exemple, d'illustrer ces interactions complexes. Le premier explore essentiellement la direction et l'amplitude des oscillations posturales, le second les hypertonies de l'axe corporel et leur répartition.

### Oscillations posturales et émotions : le test de Romberg

Deutsch est certainement le premier clinicien à avoir examiné, en 1949, les oscillations posturales de patients présentant des troubles émotionnels [24, 25]. Suivant l'enseignement de Baron [26], puis de Gagey [27], le test de Romberg a été systématiquement intégré, depuis 25 ans, dans l'examen clinique posturologique de routine. Primitivement décrit en 1846 comme élément de l'examen neurologique du *Tabes dorsalis* [28], il consiste à observer les oscillations posturales d'un patient debout, les bras tendus, les pieds joints et les yeux fermés (figure 4.3). Deutsch



FIG. 4.3. Test de Romberg.

estime qu'il peut être un indice de troubles émotionnels, surtout lorsque l'amplitude des oscillations antéropostérieures est majorée, ce que semblent confirmer deux travaux cliniques récents [29, 30] : une oscillation supérieure à deux phalanges sur l'axe antéropostérieur décèlerait des patients « instables », émotionnellement « déséquilibrés », alors que l'absence d'oscillation témoignerait d'un hypercontrôle lors de troubles obsessionnels-compulsifs. L'amplitude des oscillations antéropostérieures enregistrées en stabilométrie semble aussi liée au niveau d'anxiété [31, 32].

### **Hypertonie généralisée et syndrome de déficience posturale**

Le SDP tel que l'a décrit Da Cunha en 1979 [33] comporte une hypertonie paravertébrale de l'ensemble des unités vertébrales. Unilatérale [34] ou bilatérale, elle signe le « véritable syndrome postural systématisé » (Boquet [35]). Ce type d'hypertonie, que l'on retrouve fréquemment chez les rachialgiques chroniques et les fibromyalgiques [36], avait été étudié chez l'animal par Magnus [37], initiateur des travaux sur les réflexes posturaux. Il a mis en évidence que des stimulations corticales engendrent des *réactions statiques générales*, alors que des stimulations sous-corticales, thalamiques ou « myélocéphaliques » (du bulbe rachidien) entraînent des réactions statiques segmentaires ou locales.

Fibromyalgie, lombalgie chronique, syndrome des intestins irritables, récemment regroupés sous le terme de « pathologies neurofonctionnelles », auraient comme point commun une hyperexcitabilité centrale [38-40]. Elles pourraient provenir de traumatismes cervicaux [40, 41] et être associées à des troubles émotionnels [42] parfois très précoces [43]. Cette hyperexcitabilité centrale entraînerait un abaissement du seuil douloureux [43] et du seuil de réaction musculaire [41] traduit par une hypertonie neuromusculaire de l'axe rachidien. Or l'épreuve posturodynamique [45] permet d'évaluer la physiologie de la biomécanique et du tonus musculaire au niveau rachidien.

### **L'épreuve posturodynamique et les émotions**

Reproductible [46-48], maillon essentiel de l'examen clinique [49], elle permet de classer les patients posturaux en fonction de leur hypertonie localisée ou systématisée [34], ces derniers présentant une symptomatologie plus riche.

La cinétique vertébrale physiologique associe, aux niveaux lombaire et thoracique, toute latéroflexion à une rotation controlatérale. Si le rachis cervical supérieur subit la loi commune – latéroflexion avec rotation controlatérale –, le *rachis cervical inférieur* associe une rotation homolatérale à l'inclinaison. Ces deux mouvements de rotation opposés au niveau cervical se neutralisent : une inclinaison latérale de la tête s'effectue physiologiquement dans un plan parfaitement frontal, sans rotation. L'épreuve posturodynamique met en évidence la conformité ou non de cette réponse à une flexion du tronc sur le patient debout [45] (figure 4.4). Lorsque cette réponse ne s'effectue pas selon la physiologie, la case correspondante du tableau de résultat est marquée d'une croix (tableau 4.1).



FIG. 4.4. Épreuve posturodynamique. **A.** Au niveau cervical, le praticien ne retrouve normalement pas de rotation, lors de l'inclinaison. **B.** Au niveau lombaire, en revanche, le praticien doit trouver une rotation opposée à l'inclinaison. Ces réponses sont dites « physiologiques ». D'après Villeneuve Ph [45].

TABLEAU 4.1 – EXEMPLE DE COTATION DE L'ÉPREUVE POSTURODYNAMIQUE DANS LES TROIS SITUATIONS DE L'HYPERTONIE PARAVERTÉBRALE.

<i>a. Dysfonction localisée dorsale gauche</i>		
	Gauche	Droite
Cervical		
Dorsal	×	
Lombaire		
<i>b. Dysfonction systématisée latéralisée droite</i>		
	Gauche	Droite
Cervical		×
Dorsal		×
Lombaire		×
<i>c. Dysfonction systématisée généralisée</i>		
	Gauche	Droite
Cervical	×	×
Dorsal	×	×
Lombaire	×	×

## ESSAI DE TRAITEMENT MANUEL DES DYSFONCTIONS POSTURALES LIÉES À CERTAINS TROUBLES ÉMOTIONNELS

### Premières constatations

L'hypothèse, ancienne, qui sous-tend la suite de cet exposé résulte de la conviction que stimuler les muscles de la face se justifie pour deux raisons. La première, anatomique, est liée à leur très importante représentation corticale somatotopique des aires sensitive et motrice. La seconde, clinique, découle de la possibilité, démontrée avec Alfredo Marino [50], de réguler la posture par des traitements intrabuccaux comme les podologues savent le faire avec les orthèses plantaires [51]. Les Alphs, collages de résine photopolymérisée, sont positionnés spécifiquement sur les faces vestibulaire ou linguale des dents des deux arcades dentaires. Stimulant soit la muqueuse labiale, soit la muqueuse linguale, ils induisent des réactions posturales dont l'orientation est prévisible. Le résultat de ces essais est localement perceptible par un examinateur entraîné (analyse/palpation sensorielle), au niveau des muscles de la face. Il est contrôlable au niveau de l'ensemble de l'axe corporel par l'épreuve posturodynamique. Outre cette traduction sur le tonus, il l'est aussi par des modifications stabilométriques [52] et par des modifications de la localisation visuelle spatiale [53]. Des réflexes d'orientation posturale à départ buccal comparables ont été décrits dès 1936 par Hooker [54] sur le fœtus puis (1952) par André Thomas et Sainte-Anne Dargassies sur des nouveau-nés et de jeunes nourrissons [55].

Le traité de physionomie de Duchenne pose alors une question : peut-on envisager que les Alphs agissent non seulement en régulant le tonus, mais également par une « régulation émotionnelle » ? En effet, s'il existe un rapport direct entre le mouvement d'un muscle et une émotion, si, en suivant Darwin et Ekman, cette émotion peut se traduire en une posture particulière, il est envisageable de supposer qu'une émotion répétée de nombreuses fois modifie peu à peu la morphologie du visage, sculptant des rides dites « d'expression ». Et cette variation du tonus des muscles du visage liée à l'émotion pourrait être synergique d'adaptations posturales. Cette supposition nous a incités à essayer de compléter la stimulation par les Alphs des seuls muscles liés à la bouche par un traitement informationnel manuel de l'ensemble des muscles du visage.

### Approche clinique

Il n'est certes pas ici question d'une recherche, mais d'une tentative de confrontation d'idées en rapport avec la posturologie, dans l'espoir de susciter échanges et communications.

L'expérience nous a montré que les meilleurs résultats de traitement sont obtenus, chez les patients qui se déclarent anxieux ou phobiques, à l'interrogatoire, et dont l'épreuve posturodynamique révèle une hypertonie, uni- ou bilatérale, sur l'ensemble de l'axe rachidien, associée à des oscillations antéropostérieures importantes au test de Romberg.

#### *Hypertonie posturale et hypertonie des muscles de la face*

Il est alors apparu cohérent de vérifier si, chez ces patients, cette hypertonie posturale s'accompagne d'une hypertonie localisée à un muscle de la face. Une analyse/palpation permet de l'identifier et éventuellement de la traiter. Le patient est placé en décubitus dorsal, la tête en légère extension afin de sensibiliser le tonus des muscles du visage. Le praticien, assis à la tête du patient, teste avec l'index trois étages, un supérieur, un moyen et un inférieur, déterminés par leur innervation sensi-

tive trigéminal (V), respectivement le nerf ophtalmique (V1), le nerf maxillaire (V2) et le nerf mandibulaire (V3). Le centre de chaque zone détermine le point à explorer (figure 4.5) : celui de l'étage supérieur à la partie inférieure du frontal, entre les sourcils ; celui de l'étage moyen au niveau du maxillaire, à la partie supérieure du sillon nasolabial, juste sous le nez ; celui de l'étage inférieur (mandibulaire) juste au centre du sillon labiomentonier. À la pression légère que le praticien effectue alternativement sur chaque point il ressent, en cas de dissymétrie tonique, une traction latérale ou pendulaire orientée vers le muscle hypertonique.

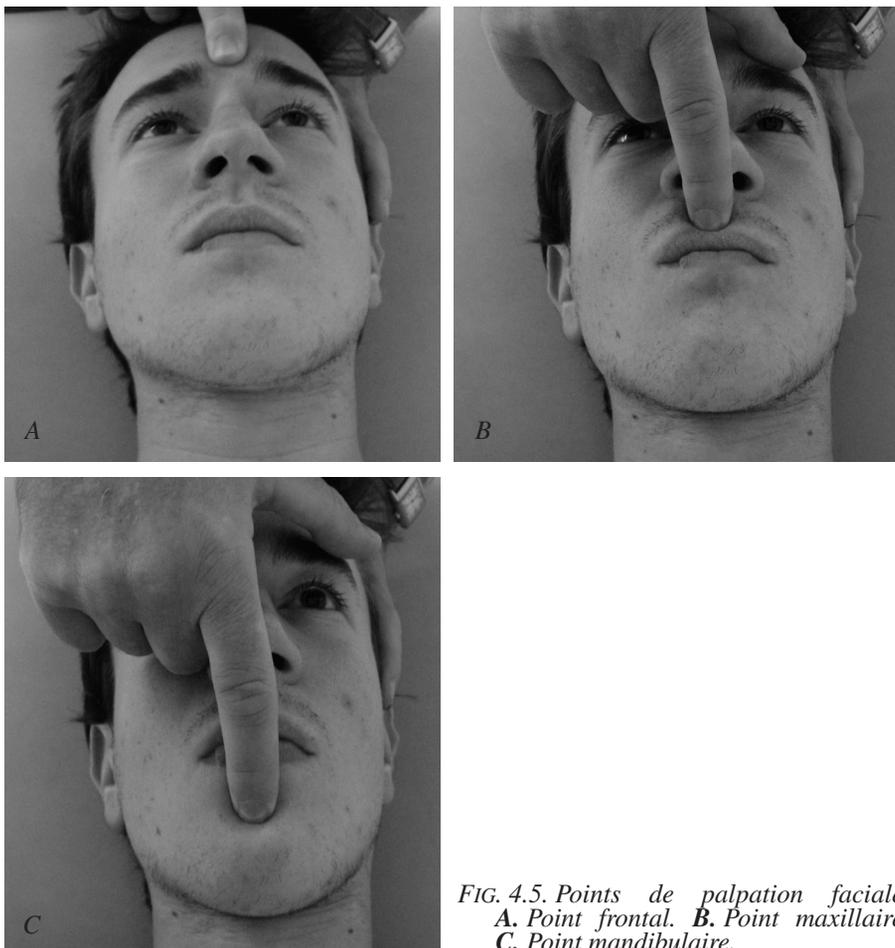


FIG. 4.5. Points de palpation faciale.  
A. Point frontal. B. Point maxillaire.  
C. Point mandibulaire.

### Possibilités thérapeutiques

Les données ici rapportées ont été obtenues avec la technique dite « d'inhibition », l'une des plus anciennes techniques de manipulation pratiquée en ostéopathie ; d'autres peuvent sans aucun doute être utilisées. Dans sa forme habituelle, une pression ferme et constante avec un ou deux doigts sur la zone à traiter modifie après quelques secondes la tension des tissus sous-jacents qui apparaissent relaxés (plus mobiles) alors que le patient annonce une diminution de sa douleur [56]. Au niveau de la face, la sensation de relaxation musculaire que perçoit le praticien peut être isolée : la zone traitée n'est pas toujours initialement douloureuse. L'action générale sur le tonus prime ici l'action locale.

L'épreuve posturodynamique, le test de Romberg et la diminution de la douleur traduisent immédiatement le résultat du traitement manuel sur la régulation posturale. Sans un protocole spécifique, il est plus difficile d'objectiver ces résultats sur les troubles émotionnels, bien que les patients ressentent le plus souvent une détente immédiate ; ils disent, le mois suivant, se sentir moins anxieux, voire moins phobiques. Deux publications très récentes semblent confirmer ce type d'approche : des traitements qui améliorent la stabilité posturale diminuent l'anxiété et améliorent l'estime de soi, chez l'enfant [57] ; agir sur le tonus des muscles buccaux modifie les émotions [58].

Il est ainsi possible que, chez des patients présentant des troubles émotionnels et notamment de l'anxiété, des traitements manuels appliqués à la face modifient favorablement la régulation posturale et puissent participer à la modulation de ces émotions excessives.

## CONCLUSION

Les relations entre posture, attitudes et émotions ouvrent un chapitre passionnant, mais difficile, de recherche clinique. Autant le posturologue trouve profit à connaître ces relations, autant une intervention de sa part dans la gestion des états émotionnels demande le recours aux diverses compétences que peut apporter un réseau structuré : l'examen clinique postural élargit le champ déjà complexe des rapports entre émotion et corporalité.

## RÉFÉRENCES

- [1] Duchenne (de Boulogne) GB. Le mécanisme de la physionomie humaine, ou analyse électro-physiologique de l'expression des passions. Paris : J.-B. Baillière ; 1862.
- [2] Duchenne (de Boulogne) GB. Fonction des muscles de la face démontrée par l'électrisation localisée. Bull Acad Méd 1851 ; XVI : 609.
- [3] Duchenne (de Boulogne) GB. De l'art de limiter l'excitation électrique dans les organes, sans piquer ni inciser la peau, nouvelle méthode d'électrisation, appelée « électrisation localisée ». Comptes-rendus de l'Académie des Sciences, 1847.
- [4] Duchenne (de Boulogne) GB. De l'électrisation localisée et de son application à la physiologie, à la pathologie et à la thérapeutique. Paris : J.-B. Baillière ; 1855.
- [5] Duchenne (de Boulogne) GB. Album de photographies pathologiques complémentaire du livre intitulé « De l'électrisation localisée ». Paris : J.-B. Baillière ; 1862.
- [6] Anaes. Évaluation et suivi de la douleur chronique chez l'adulte en médecine ambulatoire. Recommandations 1999.
- [7] Descartes R. L'homme. Paris : Jacques Le Gras ; 1664.
- [8] Buffon (Leclerc de) GL. Histoire naturelle. Tome II. De la nature de l'homme. Imprimerie Royale, Paris, 1749.
- [9] Bell C. Essays on the anatomy of expression in painting. 1806.
- [10] Darwin C. The expression of emotions in man and animals. Londres : Murray ; 1872.
- [11] Ekman P. A methodological discussion of nonverbal behavior. J Psychol Interdiscipl Appl 1957 ; 43 : 141-9.
- [12] Ekman P. Body position, facial expression and verbal behavior during interviews. J Abnormal Social Psychol 1964 ; 68 (3) : 295-301.

- [13] Ekman P, Friesen WV. The repertoire of nonverbal behavior : categories, origins, usage, and coding. *Semiotica* 1969 ; 1 : 49-98.
- [14] Ekman P. *Face of man : universal expression in a New Guinea village*. New York : Garland ; 1980.
- [15] Ekman P. L'universalité de l'émotion. In : Goleman D, éd. *Surmonter les émotions destructrices*. Paris : Pocket ; 2003. p. 223-85.
- [16] Ekman P. Sixteen enjoyable emotions. *Emotion Res* 2003 ; 18 : 6-7.
- [17] Ekman P, Davidson RJ, Friesen WV. The Duchenne smile : emotional expression and brain physiology. II. *J Personality Social Psychol* 1990 ; 58 (2) : 342-53.
- [18] Ekman P, O'Sullivan M. Who can catch a liar. *Am Psychol* 1991 ; 46 : 913-120.
- [19] Ekman P, Davidson RJ. Voluntary smiling changes regional brain activity. *Psychol Sci* 1993 ; 4 (5) : 342-5.
- [20] Berthoz A. *Le sens du mouvement*. Paris : Odile Jacob ; 1997.
- [21] Bonnier LR. Prise en charge des ADAM : faut-il tenir compte des facteurs émotionnels ? *Chir Dentiste France* 2008 ; 361 (1) : 341-6.
- [22] Kemoun G, Carette P, Watelain E, Floirat N. Thymocognitive input and postural regulation : a study on obsessive-compulsive disorder patients. *Neurophysiol Clin* 2008 ; 38 (2) : 99-104.
- [23] Carette P, Kemoun G, Watelain E. Aspects psychothymiques et posturographiques dans la lombalgie chronique. In : Thoumie P, Lacour M, éd. *Posture et équilibre, de la recherche à la pratique clinique*. Marseille : Solal ; 2008. p. 185-97.
- [24] Deutsch F. Thus speaks the body : an analysis of postural behavior. *Trans NY Acad Sci* 1949 ; 12 (2) : 58-62.
- [25] Deutsch F. Analytic posturology. *Psychoanal Q* 1952 ; 21 (2) : 196-214.
- [26] Baron JB. Données récentes sur l'équilibre et le vertige. *Rev Psychol Fr* 1959 ; 4 : 205-11.
- [27] Gagey PM, Asselain B, Ushio N, Baron JB. Les asymétries de la posture orthostatique sont-elles aléatoires ? *Aggressologie* 1997 ; 18 (2) : 277-83.
- [28] Romberg MH. *Lehrbuch der Nervenkrankheiten des Menschen*. Berlin : A. Dunker ; 1846.
- [29] Meunier C. Anxiété et posture. *Postura* 2006 ; 10 : 7-9.
- [30] Couture F, Reuillon J. Reproductibilité inter- et intra-praticiens du test de Romberg postural dans le plan sagittal. *Mémoire de posturologie*. Communication personnelle, 2008.
- [31] Ohno H, Wada M, Saitoh J, Sunaga N, Nagai M. The effect of anxiety on postural control in humans depends on visual information processing. *Neurosci Lett* 2004 ; 364 (1) : 37-9.
- [32] Wada M, Sunaga N, Nagai M. Anxiety affects the postural sway of the antero-posterior axis in college students. *Neurosci Lett* 2001 ; 302 (2-3) : 157-9.
- [33] Da Cunha HM. Syndrome de déficience posturale. *Actualité en rééducation fonctionnelle et en réadaptation*. 4<sup>e</sup> série. Paris : Masson ; 1979. p. 27-31.
- [34] Villeneuve P, Desenne P, Nouhet B, Schuwer F, Villeneuve Parpay S. Le syndrome de déficience posturale est-il objectivable cliniquement ? In : Villeneuve P, éd. *Pied équilibre et rachis*. Paris : Frison-Roche ; 1998. p. 209-21.
- [35] Boquet J. Asymétries toniques nucales et déséquilibres proprioceptifs. In : Gagey PM, Weber B, éd. *Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout*. Paris : Masson ; 1995. p. 121-8.
- [36] Giesecke T, Grasely RH, Grant MA, Nachemson A, Petzke F, Williams DA, et al. Evidence of augmented central pain processing in idiopathic chronic low back. *Arthritis Rheum* 2003 ; 48 : 1420-9.
- [37] Magnus R. Some results of studies in the physiology of posture. *Lancet* 1926 ; 531-6, 585-8.
- [38] Wallace DJ, Claw DJ. *Fibromyalgia and other central pain syndromes*. Philadelphie : Lippincott Williams & Wilkins ; 2005.

- [39] Buskila D, Neumann L, Vaisberg G, Alkalay D, Wolfe F. Increased rates of fibromyalgia following cervical spine injury. A controlled study of 161 cases of traumatic injury. *Arthritis Rheum* 1997 ; 40 : 446.
- [40] Yunus MB. Central sensitivity syndrome : a new paradigm and group nosology for fibromyalgia and overlapping conditions. *Semin Arthritis Rheum* 2008 ; 37 : 339-52.
- [41] Banic B, Petersen-Felix S, Andersen OK, Radanov BP, Villiger PM, Arendt-Nielsen L, et al. Evidence for spinal cord hypersensitivity in chronic pain after whiplash injury and in fibromyalgia. *Pain* 2004 ; 107 : 1-2, 7-15.
- [42] Malt EA, Berle JE, Olfsson S, Lund A, Ursin H. Fibromyalgia is associated with panic disorder and fonctionnal dyspepsia with mood disorders. *J Psychosom Res* 2000 : 49 : 285-9.
- [43] Stisi S, Cazzola M, Buskila D, Spath M, Giamberardino MA, Sarzi-Puttini P, et al. Etiopathogenetic mechanisms of fibromyalgia syndrome. *Reumatismo* 2008 ; 60 (1) : 25-35.
- [44] Ambalavanar R, Moutanni A, Dessem D. Inflammation of craniofacial muscle induces widespread mechanical allodynia. *Neurosci Letter* 2006 ; 399 (3) : 249-54.
- [45] Villeneuve P. L'épreuve posturo-dynamique. In : PM Gagey, B Weber, éd. Entrées du système postural fin. Paris : Masson ; 1995. p. 51-6.
- [46] Weber B, Villeneuve P, Villeneuve-Parpay S. Épreuve posturodynamique chez le sujet sain. Comparaison de sa cotation qualitative par plusieurs examinateurs. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Contrôle postural, pathologies et traitements, innovations et rééducation. Marseille : Solal ; 2002. p. 21-7.
- [47] Lemaire J, Morin D, Joyal C, Masse S. Fidélité, sensibilité et validation clinique de tests posturaux, posturostatiques et posturodynamiques. In : Villeneuve P, Weber B, éd. Pied, équilibre et traitement posturaux. Paris : Masson ; 2002. p. 117-22.
- [48] Dubuis C, Millien B. Degré de concordance dans l'estimation, par deux podologues, des tests posturodynamiques et morphostatiques. In : Villeneuve P, Weber B, éd. Pied, équilibre et traitement posturaux. Paris : Masson ; 2002. p. 123-7.
- [49] Gagey PM, Weber B. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. Paris : Masson ; 1995.
- [50] Marino A, Bressan P, Villeneuve P. Des réflexes à point de départ labial ou lingual font-ils partie des réflexes posturaux ? In : Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et rachis. Paris : Frison-Roche ; 1998. p. 223-9.
- [51] Villeneuve P. Régulation du tonus postural par informations podales. *Rev Podologie* 1989 ; 49 : 54-8.
- [52] Marino A, Villeneuve Ph, Gagey PM. Postural stomatognathic origin reflexes. *Posture & Gait* 1999 ; 9 Suppl.
- [53] Marino A, Quercia P. Stimulations trigéminales bipolaires : vers une orthodontie neurosensorielle au cours de la dyslexie de développement. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 76-81.
- [54] Hooker D. Early fetal activity in mammals. *Yale J Biol Med* 1936 ; 8 (6) : 579-602.
- [55] Thomas A, Dargassies SA. Études neurologiques sur le nouveau-né et le jeune nourrisson. Paris : Masson ; 1952.
- [56] DiGiovanna E, Schiowitz S, Dowling DJ. An osteopathic approach to diagnosis and treatment. Philadelphie : Lippincott Williams & Wilkins ; 2005.
- [57] Bart O, Bar-Haim Y, Weizman E, Levin M, Sadeh A, Mintz M. Balance treatment ameliorates anxiety and increases self-esteem in children with comorbid anxiety and balance disorder. *Res Dev Disabil* 2009 ; 30 (3) : 486-95.
- [58] Wiswede D, Münte TF, Krämer UM, Rüsseler J. Embodied emotion modulates neural signature of performance monitoring. *PLoS One* 2009 ; 4 (6) : e5754.

# TROUBLE MOTEUR EN PODOLOGIE, LE REGARD D'UN PSYCHIATRE

C. Plata Ortiz<sup>1</sup>

*La parole n'est pas un langage exclusif ; le pied peut traduire en gestes ce que les mots ne disent pas. Il en est des exemples indiscutables pour qui pratique l'interdisciplinarité.*

## **QU'EST-CE QU'UN TROUBLE MOTEUR ?**

Lorsque, dans le corps humain, un trouble moteur se manifeste au niveau des pieds – « trouble » évoquant manque de clarté, confusion, manque d'ordre, déséquilibre et « moteur » la mise en mouvement, le mouvement – c'est l'édifice tout entier qui est en déséquilibre.

## **À QUEL ÉTAGE DE CET ÉDIFICE LE PSYCHIATRE TRAVAILLE-T-IL ?**

Son travail ne se limite pas au niveau mental et émotionnel, mais comprend aussi tout l'aspect physique et animal dans le sens de « matière animée ». En tant que psychiatre, je suis de plus en plus intéressé par les problèmes qui touchent aux bases de l'édifice parce qu'ils témoignent de façon concentrée de la problématique globale d'un patient.

Ce qui nous est commun, à nous thérapeutes, c'est notre intérêt pour les forces qui animent le corps, ces forces qui tournent autour d'un axe situé entre la tête et les pieds de l'homme.

Il est évident qu'un trouble, quelle que soit sa localisation, induit chez le patient, au moment où il se manifeste, un comportement, une attitude devant la vie. La question qui nous occupe ici est de savoir si une certaine attitude devant la vie peut induire ou cacher un trouble. Il s'agit de comprendre le sens du trouble pour mieux répondre à la demande qui nous est adressée.

Si le podologue constate la dimension psychosomatique de l'appel au secours – l'appel au secours pouvant remonter très loin – le recours au spécialiste est souhaitable. C'est alors que le médecin psychiatre peut trouver une place à ses côtés en tant que thérapeute chercheur de sens.

---

1. 2, rue Racinay, 78120 Rambouillet, France.

## **QUELLE CONFIANCE POUVONS-NOUS ACCORDER À CE CORPS QUI S'EXPRIME ?**

Sa manifestation, son mouvement ont-ils un sens ? Ce trouble peut-il être l'expression d'un message du corps, message venant d'un inconscient adressé au conscient pour que le sens apparaisse, soit décrypté ? Ce que confirme ma pratique, c'est que nous pouvons faire confiance au corps qui s'exprime, ne pas avoir peur des troubles qui se manifestent à travers lui mais chercher à comprendre ce langage qu'il nous adresse et auquel nous ne sommes pas sensibilisés.

Nous avons peut-être donné trop d'importance aux mots dans notre pratique ; l'observation de l'ensemble de l'individu, de son corps, sa démarche, son allure est passée au deuxième plan. Nous savons pourtant que 70 % de la communication et des échanges avec les autres sont infraverbaux. Une femme qui boite, un homme qui marche le dos courbé, une douleur à la hanche, un problème de genou, des pieds qui n'obéissent pas ou la maladresse à la marche, les douleurs ou la fatigue sont des modes d'expression.

Quand un patient nous demande de l'aider à trouver une solution à ces troubles ou un soulagement à sa douleur, nous ne pouvons qu'orienter notre esprit à la recherche de leur origine. Si notre regard se limite à la périphérie, nous ne donnerons que des remèdes périphériques. En revanche, un regard plus global, plus central nous donne un champ d'observation élargi pour mieux comprendre la personne qui souffre.

Bien sûr, cela peut n'être qu'une manifestation parmi d'autres, un symptôme parmi d'autres, du trouble. Mais pour pouvoir identifier les autres aspects, il faut un œil exercé ; là est la difficulté. Quand il s'agit de choses invisibles, de l'inconscient ou du subconscient, il faut « aller les chercher ». Ce que nous dit le corps est cependant un bon point de départ.

Il n'y a pas à s'étonner du grand intérêt porté dans les recherches actuelles à tous niveaux, en neurosciences, au cerveau, bien entendu, mais aussi au pied, comme on peut le voir dans l'étude de la réflexologie plantaire et de la posturologie. Le cerveau et le pied sont tous deux reliés dans la sensibilité et dans la motricité, dans la perception et dans le mouvement. À meilleure qualité d'écoute, meilleure qualité de réponse. Mieux les pieds « écoutent », mieux le cerveau répond.

Partons d'un exemple qui vient d'un fait constaté dans le service du P<sup>r</sup> Jouvent, psychiatre à l'hôpital de la Salpêtrière. Le service évalue et traite des patients phobiques grâce à la réalité virtuelle : le patient équipé d'un casque avec écran intégré à hauteur des yeux, à la manière des jeux vidéo, se promène dans une ville virtuelle, accompagné par la voix du thérapeute qui, dans une autre pièce, devant son ordinateur, suit et encourage sa progression. Le professeur Jouvent nous a relaté, lors d'un séminaire, le cas d'une patiente présentant une agoraphobie qui au cours de l'expérience que je viens de décrire, marchant « virtuellement », « trébuchait » lorsqu'elle enjambait un trottoir en même temps qu'elle sursautait sur son siège. Le thérapeute qui conduisait l'expérience a enquêté pour comprendre la nature de ce phénomène. Il a fini par découvrir que la patiente avait une jambe plus courte que l'autre, ce dont elle ne s'était jamais aperçue auparavant. Pourquoi trébuchait-elle lorsqu'elle se prêtait à cet exercice virtuel alors que, dans la vie réelle, cela ne lui arrivait pas ? Nous pouvons penser que dans la vie réelle, la patiente corrigeait son défaut inconsciemment et que dans un contexte virtuel son corps, privé des sensations réelles, ne pouvait pas corriger ce déséquilibre.

Cette expérience telle que relatée a nourri ma réflexion sur le travail de thérapie de groupe que j'anime pour la même pathologie : il apparaissait comme une évidence

que les bons résultats obtenus en travail de groupe ainsi que la rapidité de l'amélioration des troubles procédaient en partie de différents aspects, parmi lesquels :

- les patients, dans les jeux de rôle, mettent en jeu leur corps entier avec toutes ses sensations, émotions, dans l'exécution de gestes chargés d'affect et même de promenades ou de marches « comme si » ils étaient en situation réelle bien que s'agissant d'un jeu ; la situation n'est, en quelque sorte, « pas vraie ». Ce qui offre au patient une opportunité unique de s'exprimer et de se manifester sans risque dans une situation concrète ;
- le thérapeute participe activement aux jeux de rôles ; il se met en jeu lui-même, ce qui crée une atmosphère de confiance dans les relations. Une ou deux personnes intégrées au groupe sont des personnes ayant résolu leur problème ;
- dans le groupe, on interagit avec de vraies personnes (ou les « personnages » qu'elles incarnent). Le sujet observe les autres et les autres l'observent ;
- un autre élément non moins important est que la thérapie se déroule dans une salle aménagée pour que l'ensemble des participants puisse se déchausser afin de garder un contact permanent avec le sol.

Dans ce contexte, la salle devient un véritable observatoire où se déroulent quantité de scènes de la vie. Les patients peuvent marcher, courir, boiter ou faire semblant. L'ensemble des observations offre un matériel d'informations considérable sur ce que le patient exprime à travers son corps en mouvement. Cette expérience en groupe devient un outil thérapeutique très efficace au cours duquel le thérapeute peut intervenir à tout moment si nécessaire.

## **L'OUTIL THÉRAPEUTIQUE**

Ce que nous avons constaté, c'est que ce « quelque chose » qui cherche à s'exprimer, qu'on pourrait dire du domaine du subconscient, ne cherche qu'à rétablir un équilibre, un état naturel perdu. Voici un espace d'observation à visée thérapeutique vers lequel un patient vu en consultation de podologie peut être orienté de façon plus aisée que vers une consultation de psychiatrie classique. Cette réponse ou vue complémentaire ne peut aller que dans le sens d'une meilleure qualité de prise en charge. Une possibilité de mieux articuler nos interventions et nos relations autour du soin est que des praticiens tels que podologues ou autres thérapeutes participent à ce travail de groupe, même ponctuellement. Je veux insister ici sur la richesse de ces rencontres où le point de vue de l'autre peut m'apporter des lumières sur mon propre travail. Tout ce qui va dans le sens d'une prise en charge pluridisciplinaire ou transdisciplinaire va nous permettre, avec les moyens dont nous disposons aujourd'hui, de former un front commun, élargi, plus disponible, plus flexible, plus humain. Un front qui reconnaît le conscient, le subconscient et l'inconscient comme des domaines naturels de l'être humain qui s'exprime à travers son corps ; front dont le but premier est de soulager les souffrances et de les prévenir.

# ANTHROPOLOGIE DU CORPS ET DE LA POSTURE DES PREMIERS HOMINIDÉS À NOS JOURS : UNE APPROCHE DE LA POSTUROLOGIE DEPUIS UN PARCOURS DE L'HISTOIRE ET DE LA CULTURE DU CORPS

I. Beltrán Ruiz<sup>1</sup>

« Ces visions, qui ne peuvent renfermer trois mille ans d'histoire, sont condamnées à tourner dans la noirceur et à vivre confinées entre les frontières du jour. »

Goethe

*La conquête d'une légitimité scientifique et sociale de la posturologie dans le système de soin actuel ne doit pas nous faire oublier que la station bipède permanente caractérise l'Homme. Examiner l'aplomb en anthropologue devrait inciter chaque thérapeute à sortir, pour lui et pour ses patients, de sa carapace technique.*

## UNE HISTOIRE DU CORPS

Un jour, sur la terre africaine, il y a environ deux millions d'années, un hominidé a décidé de lever son regard et d'aller « plus loin à la recherche »... Cependant, cette fois, il a essayé de marcher en position bipède maintenue, sans jamais revenir à la quadrupédie, se donnant donc la possibilité de libérer ses mains, et redessinant ainsi petit à petit sa mémoire génétique, entraînant des transformations qui changeront l'histoire.

La démarche humaine commencée, il n'est plus possible de reculer. Des changements du crâne, conséquence de cette nouvelle perspective, on passe aux pieds avec l'alignement de leur premier rayon et la neutralisation relative du calcaneus, transmise à l'ensemble tibia/fémur et à la colonne qui passe d'un système de courbes uniques à des courbes avec inflexions lordocyphotiques, plus performantes pour la nouvelle verticalité acquise.

Le visage change, en rapport avec la mimique gesticulaire, l'apparition de la phonation, et des changements importants s'opèrent aussi dans le complexe maxillaire/mandibule qui voit ses canines très fortement diminuées. Globalement, on peut dire que la bouche passe de l'agression primitive à une évolution progressive vers l'éros : sa fonctionnalité était de mordre, déchirer et émettre des sons gutturaux ;

---

1. Institut de Posturología i Podoposturología, Barcelone, Espagne, institutpost@yahoo.es

désormais apparaît un langage de communication, caresses, sensualité par l'intervention de la bouche et des lèvres.

Toujours en rapport avec l'éros, depuis la connaissance du feu et les possibilités récentes d'une cuisine rudimentaire, le fait d'entrer en contact avec une texture qui diffère de la nourriture crue détermine l'apparition d'un goût alimentaire plus évolué et facilite la communication pendant les repas.

La libération des mains fut un événement réellement important. Mais plus encore, faut-il noter, fut leur nouvel usage parallèle au développement du cerveau : les outils, la création artistique, symbolique de l'habitus, ainsi qu'un processus progressif de socialisation. De Lucy – nom qu'on a donné à la première hominidée – à l'apparition de l'homme *Sapiens sapiens*, nous pouvons nous promener sur les chemins d'un corps qui est toujours dans un « continuum » évolutif.

Il est clair qu'à partir de ce moment, on peut considérer l'homme comme un être symbolique. En effet, c'est à partir de cette époque que l'on date les représentations des grottes. L'homme y apparaît petit, plus petit que la femme, dont les parties les plus grandes sont celles liées à la maternité ; enfin les plus grandes représentations sont les silhouettes des animaux, source de survie. On imagine les représentations individuelles englobées dans un environnement infini, méconnu et parfois dangereux. Il est clair qu'à l'époque, l'anthropocentrisme actuel n'existait pas encore.

Pour simplifier, on remarque alors l'apparition croissante du corps, surtout celui de la femme : figure qui exprime l'importance vitale de la fécondité pour la continuité de la tribu. Et on voit bien qu'en ces débuts la beauté reste associée aux attributs liés à la procréation (les anciennes Vénus).

En effectuant un saut lointain dans l'histoire, on arrive aux cultures grecque et romaine. Plusieurs articles seraient nécessaires pour décrire avec justesse la conceptualisation que ces cultures avaient du corps, de la polis et de l'univers. Ces quelques lignes sont donc une simplification exagérée, « mutilée », pour dire l'essentiel et souligner l'harmonie mise en évidence à cette époque entre ces trois éléments. On recherche chez l'être humain la proportion et l'ordre de l'univers dans tous les domaines corporels – l'esthétique, la beauté – et aussi dans le domaine culturel. Cette recherche s'exprime alors aussi bien dans les statues que dans les temples et son rayonnement culturel traverse les siècles.

Au Moyen Âge, l'homme commence à représenter ce qu'on pourrait appeler un microcosme, à la fois inséré dans le macrocosme de l'univers et qui maintient des rapports tellement étroits avec ce dernier qu'il n'y a aucune solution de continuité entre eux.

Peu après, avec la disparition du féodalisme et la naissance des villages renaissants, le corps cessera d'être indissociable et se fragmentera, séparé de l'ensemble et aussi du propre esprit humain. On pourra dessiner sa silhouette avec des traits mieux définis que ceux des anciens artistes, lui donner un réalisme autre qui permet d'identifier le sujet. Mais, parallèlement à de nouvelles conceptualisations du monde, ce personnalisme rompt les rapports originels du sujet avec sa communauté.

Depuis les découvertes de la Renaissance, avec Copernic, Galilée et autres savants, se créent des conceptualisations et une nouvelle manière de voir l'univers, et c'est ainsi que petit à petit apparaît ce qu'on appellerait une représentation moderne du corps. On passe du monde moyenâgeux, enfermé dans une certaine opacité, à l'univers ouvert d'un nouveau monde qui compte sur d'autres sciences et aussi sur la philosophie mécaniciste [1].

Léonard de Vinci représentait alors, et représente toujours pour nous, l'harmonie entre l'humanité, le monde physique et un esprit supérieur. Il dessinait la proportion parfaite de l'homme dans la quadrature et le cercle ; exprimait la beauté et la tendresse à leur paroxysme ; cherchait avec son pinceau à représenter les coins les plus intérieurs et secrets d'un corps dessiné comme ça pour la première fois. En même temps, s'intéressant à d'autres champs plus appliqués, il inventait les machines les plus complexes pour la paix et la guerre.

Puis le dualisme cartésien s'imposa de façon puissante : on compare le corps à la machine, mais, dans cette comparaison, le corps, plutôt déchiré déjà de la trame originale de l'univers, apparaît comme à la fois « *res extensa* et *res cogitans* », semblable à la machine donc mais doté, en revanche, de sensibilité, de vulnérabilité et surtout d'une manifeste impermanence. Tout cela lui apporte beaucoup de possibilités : vertus morales, capacités créatives mais aussi destructives, sans oublier de nombreuses peurs et angoisses existentielles.

### **LE CORPS : CHRONOLOGIE HISTORIQUE, CHRONOLOGIE INDIVIDUELLE**

Le corps ainsi situé dans ce bref historique, parlons maintenant – de façon sans doute trop rapide – de quelques autres de ses aspects intéressants dans le cadre de la modernité.

Chronologiquement, la vie commence avant la naissance et la vie fœtale suppose un développement rapide des aspects non seulement physiques, mais aussi posturo-émotionnels et sensoriopceptifs [2] : on peut dire que, pour chacun de nous, de la naissance au vieillissement, il existe une « histoire de vie » qui commence tôt et s'actualise au fur et à mesure. Nous en méconnaissons la fin, mais faisons à son sujet de multiples suppositions craintives, angoissées ou sceptiques. Tout finit dans notre culture avec une épitaphe, souvent éloignée de l'histoire de la personne réelle.

Les étapes que vivent les hommes se succèdent dans une perpétuelle rencontre et séparation ; le fait de mourir et renaître un peu chaque jour marque l'impermanence comme norme de l'univers.

Dans cette « histoire », il faut souligner l'importance du processus de vieillissement. La vieillesse, en d'autres temps source de sagesse ancestrale, est actuellement traitée avec un déplorable rejet du corps et un refoulement social du vieillard qui perd dans la plupart des cas sa reconnaissance et reste finalement condamné à l'isolement, l'abandon et la solitude.

Peut-être faudra-t-il réviser le traitement que la modernité impose au début de la vie, à sa dernière partie et à sa fin ; nous pourrions, sinon, souffrir la perte de nos origines et de nos sources de sagesse. Il faudrait alors conserver l'« histoire de vie » présente à l'intérieur des personnes et ne pas utiliser exclusivement la mémoire et la science des ordinateurs et des livres.

Dans notre façon d'élaborer ce discours, nous avons choisi de développer plus amplement des réflexions sur quelques mots-clés en rapport avec le corps et la posture. C'est pour cela que l'idée d'un corps brisé, d'une posture cassée... exprimés dans un symbolisme profond apparaît primordiale pour le posturologue. Il doit non seulement bien connaître sa science, mais aussi apprendre à comprendre les différentes composantes de la souffrance pour aider les patients à lui donner un sens.

## POSTURE RÉELLE ET POSTURE SYMBOLIQUE

Pour savoir lire les corps, il faut préalablement avoir des « cartes » déjà construites (par l'expérience) qui permettent d'y « naviguer » : il est absolument insuffisant de connaître les différentes échelles de la douleur et des pathologies ; c'est l'anatomie émotionnelle humaine qui, autant que le fait d'être attentif aux plaintes du malade, peut, bien mieux, nous aider.

Ainsi, l'apparente « légèreté » avec laquelle nous avons traité le regard qui a inauguré cet article mérite quelques précisions. On le décrit au niveau évolutif comme le capteur primordial, en se basant sur le fait que presque tous les échanges sont conditionnés par le fait d'élever ce regard qui facilite alors la posture la plus verticalisée, en cherchant quelque chose d'incompréhensible, là, trop loin, où les yeux n'arrivaient pas à voir... mais où l'on suppose qu'il y a quelque chose de transcendant.

Cette image traduit la naissance d'un regard symbolique et aussi l'apparition d'une posture transcendante, beaucoup plus étirée avec de nouvelles perspectives ; là encore, le regard nous pousse et maintient notre verticalité humaine dans tous les sens du terme.

D'autres aspects dans le réseau des mots-clés peuvent illustrer la posturologie depuis la perspective de l'anthropologie du corps. Ils sont en rapport avec le stigmatisme social et culturel de la folie, du corps indésirable ou handicapé et aussi, à notre époque, avec la détermination de dérober aux regards d'une société pressée, toujours jeune et compétitive, le vieillissement, la maladie... : fuir la mort qui nous rappelle continuellement notre impermanence et la fugacité du temps [3-5].

Savoir vivre, c'est connaître l'existence de ces deux polarités : vie/mort, folie/sagesse... Marcher entre elles nous aidera à ne pas fuir ni perdre, dans cette fuite, l'esprit humain.

Peut-être ces quelques réflexions permettent-elles d'envisager un fil conducteur, définitivement en rapport avec la peur de perdre le contrôle du corps, de la posture, de la sagesse, de la vie, en définitive de tout ce qu'on pense être une réalité et qui n'est en fait qu'un mirage construit culturellement, une suite de mensonges dont on ne veut voir que la surface.

Le culte des sens – point perceptif de la posture –, l'hédonisme et le narcissisme, les modes et mélanges culturels qui ne sont pas intégrés dans notre intériorité constituent comme un « patchwork » qui fragmente l'individu et l'éloigne des autres et de lui-même. On pourrait dire que ce sont des fuites de la réalité d'une posture intégrée qui cherche continuellement, avec ses oscillations (parfois très élargies, parfois très rétrécies), à trouver son équilibre.

On dit qu'au niveau symbolique la posture, tout à la fois sans frontières, possède une frontière, la peau, qui peut ouvrir la voie de la surface vers l'intérieur corporel où est enregistrée la réalité du monde vécu par l'être. Mais pour que le thérapeute arrive à un certain degré de maîtrise de cet aspect de son art, il doit avoir une compétence tactile et une « carte de route » de l'être humain, apprise avec habileté.

Il lui faudra peut-être enlever la cuirasse culturelle [6] et souvent l'absurdité conceptuelle des sens pour arriver à voir la posture humaine réelle ; et, pour cela, il lui faudra appréhender quelque chose éloigné des tests qu'il connaît [7] et développer de nouvelles perspectives holistiques en sciences, mais guidées en même temps par ce qui est humain.

## QUESTIONS

Ce rappel suscite des questions à proposer à la réflexion.

- Est-il possible aujourd’hui de repositionner la globalité du corps ?
- Quelle est la façon la plus intéressante de le faire, pour nous et surtout pour les patients ?
- Quel est le rôle d’une posturologie que l’on veut de plus en plus scientifique et en même temps humaine et holistique ?
- Qu’est-ce qu’une posturologie interdisciplinaire et quel est son rayonnement culturel/social ?
- Si on veut faciliter un véritable échange, comment laisser derrière soi l’héritage dualiste et fusionner corps/esprit/culture, dont la somme physiologique ou pathologique fera apparaître l’équilibre ou le déséquilibre postural ?

Ces questions, et beaucoup d’autres sûrement, font partie des pistes à explorer pour construire une posturologie toujours plus présente et obtenant une reconnaissance de la communauté scientifique et de la société. Elles devraient permettre de fournir des bases solides : un pied dans les sciences et l’autre dans les constructions symboliques et culturelles du corps : lever ainsi, une fois encore, notre regard « plus loin à la recherche »... pour rester en dehors d’orthodoxies plus réductionnistes.

## RÉFÉRENCES

- [1] Le Breton D. La sociologie du corps. Paris : Presses Universitaires de France ; 1992.
- [2] Merleau-Ponty M. Phénoménologie de la perception. Paris : Gallimard ; 1945.
- [3] Beltran Ruiz JI. Posturología : del cuerpo estructurado al vehículo del alma, a propósito de los tratamientos podoposturales del eje vertical corporal. Thèse anthropologie du corps, UCAM, Universidad de Murcia, 1996.
- [4] Beltran Ruiz JI. Construcción cultural y social de la postura (tipologías y postura). Trabajo de licenciatura en antropología. Universidad católica de Murcia, 2005.
- [5] Beltran Ruiz JI. Posturología y podoposturología, nuevos horizontes terapéuticos en el nuevo milenio. El Peu 2006 ; 26 : 72-84.
- [6] Lowen A. La experiencia del placer (vivencia corporales, creatividad y bioenergética para alcanzar una vida más plena). Barcelona : Paidós contextos ; 1994.
- [7] Beltran Ruiz JI. Posturología y podoposturología, un nuevo enfoque terapéutico. El Peu 1993 ; 53 : 46-55.

# POSTURE ET HOMÉOSTASIE : ESQUISSE D'UNE SÉMÉIOLOGIE DES ATTITUDES

B. Weber<sup>1</sup>

*Le survol rétrospectif de son vocabulaire illustre l'évolution des concepts de la posturologie. Les développements de son objectif initial, la recherche d'un traitement raisonné du syndrome subjectif des traumatisés crâniens ont conduit à caractériser le système d'aplomb dont les dysfonctions constitueraient le syndrome de déficience posturale. Ce modèle théorise la place de ce niveau d'organisation parmi ceux de l'homéostasie des comportements, depuis celui de la station debout, l'aplomb, jusqu'à celui de l'environnement socioculturel, l'attitude. Il ne peut constituer une avancée conceptuelle qu'en se référant en permanence à l'examen clinique et à la recherche pratique et expérimentale de son affinement.*

Le praticien d'aujourd'hui peut légitimement considérer que le corpus de connaissances qu'il utilise sous le nom de « posturologie » recouvre un domaine dont les limites sont clairement tracées. Cependant, pour qui a côtoyé son histoire, la situation de cet ensemble dans les savoirs de la médecine, voire de la biologie humaine, et dans les pratiques de soin n'est pas aussi claire. Le mot lui-même peut encore faire débat, bien que la première publication d'un livre portant ce nom en 1995 [1] l'ait installé dans le vocabulaire de cliniciens puis d'un plus large public.

P.-M. Gagey, dont la place de fondateur n'est pas contestable, a raconté comment était apparue puis avait évolué cette entité [1, 2]. Je m'autorise ici de notre proximité pour retracer cette évolution et ses perspectives, d'un point de vue extérieur, différent bien que proche du sien. Les circonstances m'ont en effet amené (il n'est peut-être pas inutile de le rappeler) à assurer la publication des premiers congrès de la Société internationale de posturographie (devenue *International Society of Posture and Gait Research* [ISPGR]) [Madrid, 1972–Kyoto, 1981], de plusieurs des premiers articles originaux dans la revue *Agressologie* dont j'assumais la ligne éditoriale et, depuis, de quelques comptes rendus de congrès [3-6]. De ce fait, ce survol rétrospectif se présente probablement comme trop théorique pour nombre de cliniciens à la recherche de données plus proches de leurs préoccupations ; mais sans ce type de réflexion, leur savoir-faire risque, à mon sens, de se scléroser dans une routine à la longue inefficace.

## POSTURE ET LANGAGE

Idées et concepts ne peuvent se concevoir, se construire et s'échanger que grâce aux mots qui leur servent de support. Examiner le vocabulaire de la posturologie constitue, pour l'éditeur que je suis, un outil préférable à bien d'autres. Et d'abord ce mot, « posturologie », lui-même.

---

1. Institut de posturologie, 20, rue du Rendez-vous, 75012 Paris, France

## Posturologie

Gagey l'a créé devant le manque d'un terme adapté à ses recherches et aux hypothèses qui en découlaient. J.-B. Baron nommait « posturographie » les enregistrements qui lui permettaient d'objectiver chez l'homme les conséquences posturales des modifications du tonus des muscles extraoculaires qu'il avait expérimentalement mis en évidence [7]. Cet enregistrement des positions successives de la projection au sol du centre de gravité a permis, grâce aux spécifications proposées par Bizzo [8], de confirmer les données de la clinique posturale que Gagey construisait parallèlement. On est facilement passé de l'écriture/enregistrement (*graphie*) de la posture à son étude/commentaire (*logie*) sans revenir sur sa définition.

« Posture » est un terme que le sens commun comprend sans difficulté, mais que les dictionnaires définissent avec une certaine ambiguïté. Littré la considère comme la « manière dont on pose, on tient le corps » et Robert comme une « attitude particulière du corps (surtout lorsqu'elle est peu naturelle ou peu convenable) ». Ces mêmes linguistes qualifient pourtant « attitude », Robert comme une « manière de tenir son corps » alors que pour Littré, « "attitude", d'origine, est un terme d'art relatif au beau, "posture" est un terme du langage ordinaire relatif à la commodité ». La définition de Littré, plus ancienne d'un siècle et proche du sens commun, conviendrait mieux, me semble-t-il, à l'objet déclaré de la posturologie, les « troubles de l'équilibre » de l'homme debout. L'approche de Ferrey [9] rappelant que toute posture (au sens de Littré) est aussi une attitude (une posture au sens de Robert) a cependant ouvert la voie à des compréhensions moins strictement fonctionnalistes, plus comportementalistes. Les cliniciens ne peuvent plus ignorer aujourd'hui, et leur pratique le leur montre chaque jour, que pour le patient, qu'il en ait conscience ou non, sa posture signifie aussi bien l'ensemble de régulations toniques qui répondent aux variations de son environnement physique que la présentation à son entourage humain de ce qu'il cherche à lui en faire savoir.

## Subjectif (syndrome)

La posturologie est fille du syndrome post-commotionnel qu'on disait « subjectif des traumatisés crâniens » [10]. Cette appellation révèle la difficulté que peut éprouver le meilleur praticien à percevoir la réalité de la plainte du sujet lorsqu'elle n'est pas inscrite dans le catalogue des « maladies », ces cadres nosologiques qui lui ont été enseignés (à moins qu'elle ne fasse partie de son vécu). Non confirmée par des signes et/ou examens « objectifs », cette plainte a été dite subjective par une dérive sémantique compréhensible mais catastrophique venue du titre du rapport de Pierre Marie et al., pour qui l'intersubjectivité fonde l'objectivité [2]. Elle est donc devenue suspecte : anxiété, revendication, simulation, délire ? La moins péjorative de ces étiquettes reste le « trouble fonctionnel ».

Classiquement, une maladie (ou un syndrome) est définie par la coexistence de signes cliniques, dont la plainte du sujet, et d'une lésion. Cette dernière, macroscopique, était révélée dans la méthode anatomo-clinique par les autopsies ; elle l'a été depuis, en changeant d'échelle, par les biopsies et plus récemment, en changeant de statut, par l'anomalie d'une image comme celle d'un scanner, ou d'un dosage normalisé comme la glycémie. Quelle que soit sa justification, la lésion manifeste *un état* de la matière biologique. A-normal, hors de la physiologie, il caractérise la maladie qui du diagnostic amène au traitement étiologique, c'est-à-dire causal dans le meilleur des cas.

En opposition à ce « lésionnel », l'adjectif « fonctionnel » fait référence à une absence de lésion (organique). Le *Dictionnaire médical* Flammarion de 1975 donne

comme exemple : « l'insuffisance mitrale organique du rhumatisme articulaire aigu par opposition à l'insuffisance mitrale fonctionnelle de l'hypertrophie ventriculaire gauche ». Sinon, « fonctionnel » renvoie à une conception biologique différente de la clinique : une physiologie déviée, perturbée ; elle a trouvé une expression possible dans la notion de système. Une position inhabituelle (à un poste de travail par exemple), en entretenant des contractions toniques permanentes, devenues contractures, les rendrait irréversibles à la longue, jusqu'à créer parfois une lésion.

L'existence démontrée de lésions [11-13] a ainsi contribué, avec la posturographie, à conférer au syndrome subjectif le statut objectif du syndrome post-commotionnel. Cependant, le syndrome de déficience posturale [14], qui en est très proche, n'était, lui, justifié par aucune lésion, même si la stabilométrie l'objective [15] : il représente le prototype d'un syndrome fonctionnel, comme aujourd'hui le syndrome fibromyalgique avec lequel il aurait des affinités. Or les spécialistes des exoentrées – podologues, dentistes, orthoptistes – observent souvent, à l'occasion de ces dysfonctions posturales et au niveau de ces organes sensoriels dont ils connaissent par ailleurs les pathologies, des atteintes quasi lésionnelles [16-20]. Comme les fonctions « proprioceptives » de ces entrées sont souvent méconnues, la part lésionnelle possible des syndromes reste, me semble-t-il, une question ouverte.

### Vertiges

Les plaintes à type de sensations vertigineuses (jamais de vertige vrai) sont présentes dans plus de la moitié des cas du syndrome de déficience posturale [20]. Caractéristiques, ces *instabilités* que la stabilométrie objective [21] ne concernent que le domaine étroit où l'individu, au repos, oscille sur place sans mouvement. Elles permettent, a contrario, de définir la stabilité de l'orthostatisme. Cette situation a conduit Gagey à proposer de considérer comme un système particulier les mécanismes qui maintiennent cette stabilité, traduction dynamique du modèle biomécanique proposé à l'époque, d'un pendule inversé [22]. Il l'a nommé « postural fin » [23].

Cette proposition – isoler cet ensemble parmi les régulations qui maintiennent « l'équilibre » – se trouve étayée par la convergence des données qui démontrent qu'il travaille en dessous du seuil de sensibilité des canaux semi-circulaires à l'accélération (cf. « Discontinuités », in [1], p. 22-4). Les spécialistes de l'oreille interne ne trouvant aucune utilité à la posturographie [24], elle délimitait un nouveau domaine clinique vide de compétences. Les régulations mises en jeu y apparaissent comme les tactiques, cliniquement définissables, de la stratégie d'un système plus vaste, celui du maintien de l'équilibre [25]. Leurs deux caractéristiques, « finesse » des réponses et existence de discontinuités dans les programmes, nécessitaient un réexamen du schéma qui les expliquait par de simples rétroactions.

Cette remise en question a conduit à réviser le vocabulaire de l'époque. Dans un premier temps, les termes « primaire » et « secondaire », qui caractérisaient les entrées de ce système, ont laissé place à ceux, moins implicitement hiérarchiques et mieux adaptés, d'« exo- » et d'« endoentrées ». Ensuite, la définition physique de la stabilité – deux forces alignées, égales et de sens contraire – ne convenant pas aux oscillations permanentes de la station érigée, lui a été préférée celle d'« un système qui tend à revenir à sa position d'équilibre lorsqu'il en est écarté ». L'image statique du fil à plomb fait place à celle d'une *stabilisation* du corps à la verticale de gravité, *l'aplomb* [26]. Enfin, il a conduit à réexaminer les deux caractéristiques présumées du système postural, finesse et discontinuités.

## DU SYSTÈME AU MODÈLE

On peut admettre qu'une hypothèse représente la forme langagière d'un modèle qui se présente généralement sous forme mathématique, graphique ou matérielle. Le choix du terme « système » pour caractériser l'hypothèse est à cet égard intéressant. Il correspond au vocabulaire médical ordinaire, au même titre que le « système » cardiovasculaire ou le « système » immunitaire. L'hypothèse, née d'une clinique de la pathologie, le syndrome post-commotionnel et/ou de déficience posturale, suppose alors un ensemble isolable dans un cadre de physiologie, la station érigée permanente propre à l'homme, et relativement autonome. Le syndrome sans lésion caractérisée apparaît comme le dérèglement d'un fonctionnement habituellement silencieux, une *dysfonction* qui renvoie au « fonctionnel » de la plainte.

### La notion de modèle

À la même époque, le mot « système » caractérise aussi le courant de pensée cybernétique qui inclut la théorisation du modèle [27]. Sa forme la plus élémentaire se résume à des rétroactions (*feed-back*) [figure 7.1]. Elle apporte à la physiologie une compréhension dynamique qui élargit son champ [28], à condition de construire méthodiquement leurs hiérarchies. Lorsqu'un facteur [F] extérieur à une rétroaction modifie le niveau du retour d'information, cette rétroaction [a] devient un servomécanisme (de Latil [29]) [figure 7.2]. Le système fermé ([a], un thermostat de chauffage par exemple) ainsi ouvert vers et par un (ou des) facteur(s) extérieur(s) définit un nouvel ensemble. Si le facteur [F] est isolé, il agit comme une intervention venue de l'environnement (la température extérieure) du système [a] ; lorsqu'il est lui-même effet d'une régulation d'un système [b], ce nouvel ensemble constitue un nouveau système ([c], une climatisation). Mais il est nécessaire, pour que ces régulations restent compatibles, que l'effet de chacun de ces deux systèmes, leurs finalités (la température du local dans cet exemple) soient identiques ou cohérents, sinon cette incohérence logique annule la fonction du modèle : il ne représente plus la réalité qu'il veut décrire [30].

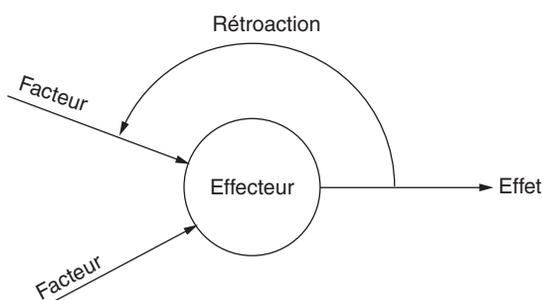


FIG. 7.1. Rétroaction (*feed-back*) selon le graphisme de P. de Latil [29]. Une partie de l'information (ou de l'énergie, suivant le système considéré) de l'effet est renvoyée vers l'un (ou plusieurs) des facteurs. Lorsque ce retour freine l'intensité du facteur (rétroaction négative), il maintient l'effet dans les limites qu'autorisent le temps de transmission de l'information (hystérésis ou retard d'efficacité) et la sensibilité du capteur (régulation en constance). Lorsque ce retour augmente l'intensité du facteur (rétroaction positive), l'effet augmente de manière exponentielle (régulation en tendance) jusqu'aux limites du système, à moins que cette rétroaction ne soit intégrée dans un système plus complexe dont les régulations contrôlent cette tendance.

La plupart des modèles de régulation physiologique correspondent à une extension et à une complication du schéma [c]. Le facteur [F] extérieur à la rétroaction [a]

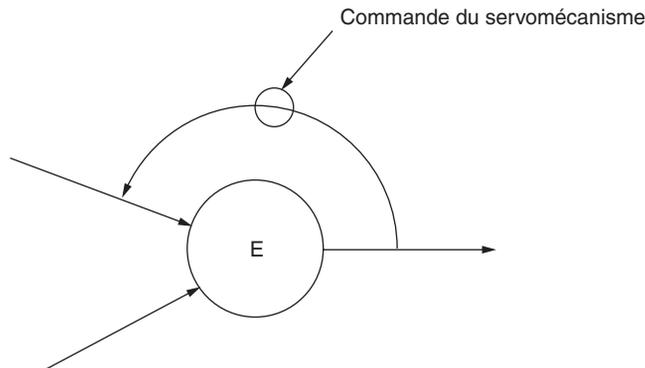
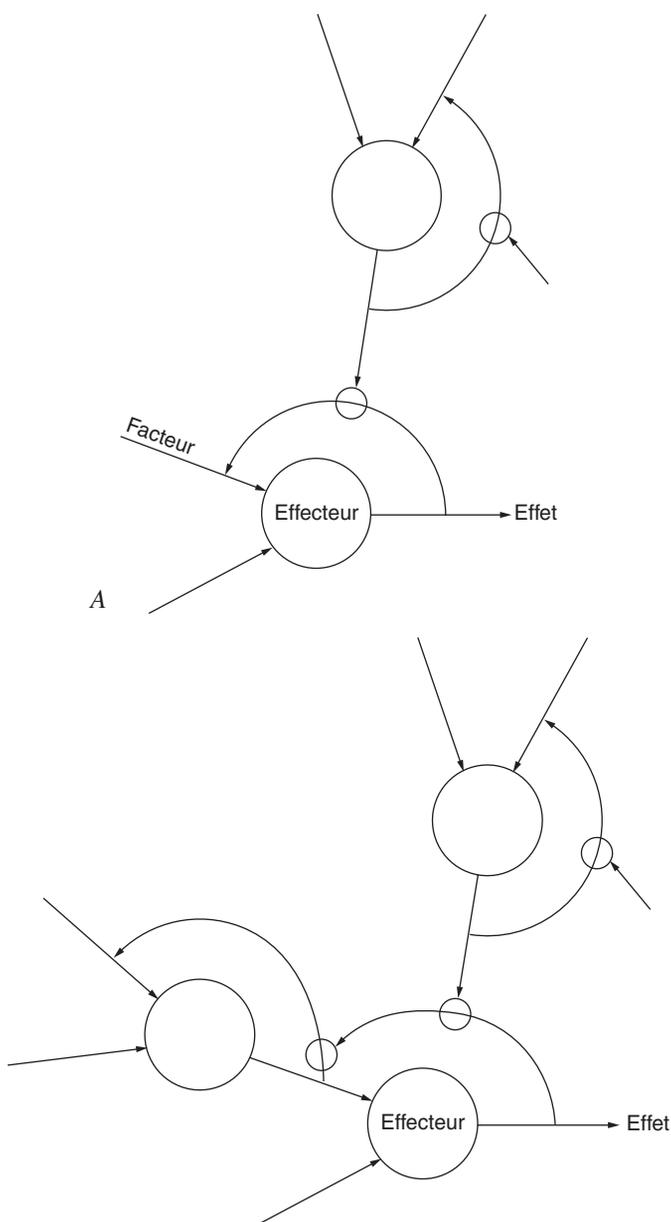


FIG. 7.2. Servomécanisme. L'information venue de l'extérieur du système modifie le niveau de transmission de la rétroaction. Cette commande peut être matérielle (le régulateur à boules de Watt dans l'exemple classique) ou humaine (le gamin qui tirait les ficelles du régulateur jusqu'à Watt dans cet exemple). Cette définition du servomécanisme, inspirée par Sauvan, représente l'apport essentiel de Latil aux concepts cybernétiques qui conduiront aux niveaux d'organisation de Laborit, et permet de théoriser la notion d'homéostasie.

est l'effet d'une autre rétroaction [d], elle-même soumise à un ou plusieurs autres facteurs extérieurs. Ces régulations intermédiaires en cascade rendent la prévision de l'effet plus difficile, et ce d'autant plus qu'elles sont nombreuses. Lorsque l'effet d'un tel ensemble constitue le facteur de l'une de ces régulations, le système, bouclé sur lui-même, amortit les variations de l'effet produites par celles des facteurs (figure 7.3) ; la prédiction de l'effet en fonction des variations des facteurs est encore plus compliquée. La chaîne causale qui relie les facteurs à l'effet est du ressort du calcul des probabilités et non plus d'un raisonnement linéaire, bien que chacune des étapes des régulations soit strictement déterminée ; sa compréhension nécessite une analyse particulière qui permette de l'intégrer à sa place dans la chaîne des régulations, la boîte noire des cybernéticiens. Laborit a décrit de tels modèles de régulation biologique comme *niveau d'organisation*.

### Niveau d'organisation et homéostasie

Lorsqu'un niveau d'organisation est ainsi fermé sur lui-même, on peut considérer que la stabilité qu'il assure se traduit dans le langage biologique par le terme « homéostasie », maintien des valeurs des régulations biologiques dans les limites d'une variation faible autour de leur moyenne statistique. Ses travaux sur le choc et les réactions biologiques qui le caractérisent ont conduit Laborit, en 1955 [31], à considérer que la finalité des régulations mises en jeu est le maintien de la liberté motrice et non pas de « la vie », comme le posait la vision thérapeutique floue de l'époque. Cette bascule conceptuelle théorise ses constatations cliniques et expérimentales ; elles l'ont conduit à l'efficacité de cette forme d'anesthésie potentialisée que constituent la neuroplégie et l'hibernation artificielle. Dans la logique de survie en état de détresse, il est préférable de supprimer la liberté motrice en modifiant cette régulation, ce qui rend les régulations biologiques de l'individu temporairement dépendantes de facteurs inhabituels (anesthésistes, réanimateurs), mais le sauve à terme. Ce nouveau paradigme conduit Laborit à réviser le contenu attribué par Claude Bernard au mot « homéostasie » ; il propose, calquant le vocabulaire d'Einstein, de la désigner comme *homéostasie restreinte* face à l'*homéostasie généralisée* qui concerne l'individu inséré dans son environnement. L'homéostasie restreinte devient une des tactiques du système biologique qui maintient sa stabilité biologique



**FIG. 7.3. A.** Le facteur du servomécanisme peut être lui-même l'effet d'un système régulé par rétroaction ou par servomécanisme. Dans ce cas, la prédiction des variations de l'effet en conséquence de la variation d'un facteur est bien plus difficile. La corrélation qui unit les variations du facteur à celles de l'effet est modulée par l'intervention des servomécanismes interposés sur la chaîne linéaire. On perçoit le début de ce qu'il est convenu d'appeler « complexité ». **B.** Lorsque le servomécanisme est bouclé sur la rétroaction de l'un des facteurs du système, cette régulation supplémentaire crée une stabilité de l'effet qui limite les variations des facteurs extérieurs. On entre dans le champ de l'homéostasie dont l'homéostat de W.R. Ashby fait la caricature.

(nécessaire à sa survie) lorsque son milieu reste celui, socialisé depuis le néolithique au moins, dans lequel il a construit ces régulations à partir de son héritage génétique. Le changement de programme correspond à un changement temporaire de finalité qui s'inscrit dans la *stratégie* de survie de l'homéostasie généralisée où le prédateur animal ou humain est toujours à l'affût. *L'Éloge de la fuite* et *La Nouvelle Grille* [32, 33] développeront pour le grand public le versant sociologique de ce concept, *Les Comportements* [34] sa composante biologique. En ce sens, Laborit fait partie des éclaireurs de l'écologie telle que nous la percevons aujourd'hui [35].

### Modèle et finalité

Malgré ces avancées conceptuelles, Laborit n'a sans doute pas assez développé la nécessité de déterminer la finalité du système pour établir la validité du modèle [30]. Cependant, choisir la circulation de l'ion  $H^+$  comme finalité organisant celle de l'ensemble des régulations biologiques, lui a permis de proposer une version moderne et cohérente de la physiologie [36]. La finalité dont il s'occupe ne lui pose pas de question. Il ne dit pas, et n'a pas l'air de penser, que cette finalité n'a pas d'existence objective, qu'elle découle du choix du modélisateur : quand l'œil est supposé fait « pour voir », son fonctionnement est mieux et plus facilement compris. Il existe une vraie différence entre le choix de la finalité par un ingénieur qui décide de construire un moulin à café ou un Airbus et celui d'un biologiste qui ignore tout de celle du système dont il s'occupe, à quelque niveau que ce soit. La finalité ultime des systèmes biologiques est du ressort des philosophes ; ces différences de valeur du mot « finalité » ont été soulignées d'emblée par les cybernéticiens [37].

Lorsque Gagey propose l'hypothèse du système postural fin, il le décrit comme assurant la stabilité de l'homme debout sans mouvement (*quiet standing*) ; il choisit implicitement cette finalité pour laquelle l'adjectif « fin » s'avère inapproprié. C'est le maintien de la verticale de gravité qui permet de penser le modèle ; c'est donc l'aplomb qui qualifie le système [26]. Le système postural d'aplomb assure la stabilité du sujet qui n'est pas en mouvement : la marge de stabilité entre le maintien de la projection du centre de gravité dans le polygone de sustentation et les déplacements du centre de pression de l'homme immobile sont de l'ordre de 1 à 1000 et plus [1]. Les finalités des exoentrées qui concourent à cette stabilité ne sont pas celles que la physiologie classique leur attribue : la vision pour l'œil, l'équilibre pour le vestibule (voir plus haut, « Vertiges »), la mastication et la phonation pour le jeu mandibulaire. Quant au pied, dont la participation est essentielle à cette stabilité à l'information de laquelle il participe et que permet le jeu de son centre de pression [38], il n'a pas de fonction explicitement définie en physiologie, bien qu'elle « tombe sous le sens ». L'habitude langagière de rassembler ces fonctions sous le terme général de « proprioception » peut être perçue comme illustrant la méconnaissance de ce changement de finalité ; le modèle l'attribue aux organes sensoriels dont la fonction classiquement définie par « voir », « entendre »... est perçue comme finalité indiscutée. La différence qu'impliquent les préfixes exo- et endo- des entrées du système d'aplomb tient sans doute plus à des habitudes de langage, et à la méconnaissance de cette double fonction des organes des sens (cf. Chapitre 2), qu'à une différence de rôle dans la régulation posturale.

### Le modèle, outil

Ces constructions abstraites ont suscité, à l'époque, quelques réalisations matérielles plus démonstratives pour un public plus large ; leur intérêt reste entier. Celui de W.R. Ashby gérait un système électromécanique dont la finalité affichée était de créer un état stable, la position médiane de quatre palettes dans quatre bacs, quelle

que soit la perturbation apportée aux entrées de l'un de ces quatre sous-systèmes (figure 7.4) [29]. Lui a répondu le modèle de J. Sauvan [39], plus proche du comportement d'un être vivant : il a démontré que cette stabilité pouvait se manifester non pas par une immobilité (équivalant à une mort) mais par le passage répétitif des phases successives du comportement du système (cf. Chapitre 19). Et dans l'ordre de cette homéostasie cyclique, le modèle de Grey Walter, une tortue électronique (figure 7.5), a illustré un changement tactique de finalité nécessaire à la stratégie de survie du système. Les déplacements de ce robot sur roulettes étaient régis par deux facteurs, les chocs sur son enveloppe (sa carapace) qui motivaient un changement de direction et l'intensité de la lumière que percevait sa cellule photoélectrique (son œil), qu'il fuyait. Mais lorsque la charge de la batterie qui alimentait le système tombait au-dessous d'un seuil d'alerte, le facteur lumière basculait en recherche de l'intensité lumineuse maximale. La « tortue » se dirigeait alors vers le coin de la pièce où trônait un chargeur électrique (sa niche) adapté à sa configuration, surmonté d'un intense faisceau lumineux qu'elle fuyait à nouveau dès que le niveau de la batterie avait retrouvé sa valeur de seuil [29]. La notion de changement nécessaire de tactique, élément stratégique d'un système biologique qui maintient son homéostasie généralisée, a été formalisée ultérieurement par R. Thom dans sa théorie dite des catastrophes [40] : l'illustration la plus parlante en est fournie, chez les femelles des mammifères adultes, par la succession grossesse, accouchement, disponibilité sexuelle, mais aussi, chez les carnivores, par le cycle faim, chasse, satiété, activité. Elle illustre bien, à sa manière, les discontinuités (que Thom intitule « catastrophes ») sur lesquelles a insisté Gagey dès la description du système postural fin.

Ces discontinuités ont pris une autre valeur depuis que sont apparus les outils mathématiques issus des travaux de H. Poincaré (auxquels se référait aussi Thom), l'analyse dynamique non linéaire souvent citée comme « théorie du chaos ». Proposée d'abord pour l'analyse du signal stabilométrique [41], cette conception se révèle applicable à la clinique posturale : dans l'histoire du sujet, un événement, un facteur, sans rapport apparent avec le système en cause et de peu d'intensité [42], modifie un ensemble de régulations à la mode du changement de programme des anciens cybernéticiens. Cet « effet papillon », absence de proportion entre faible intensité du facteur et importance de ses effets, a été observé par J.-B. Baron dès 1952 [43] au niveau de la musculature extraoculaire, comme un cas particulier et alors inexplicable. Il est depuis retrouvé cliniquement, aussi bien au niveau des soles plantaires [44-46] que des stimulations de la sphère trigéminal [47]. L'adjectif « fin » qui lui convenait fort bien comme caractère n'en fait pas la finalité d'un modèle du système.

Le modèle apparaît ainsi comme un outil du chercheur. Il est en même temps, Sauvan insistait sur ce point, actualisation des connaissances et projet de les valider ou de les modifier [48]. Construire un modèle en modifiant sa finalité oblige à réorganiser les rapports entre les facteurs en distribuant autrement rétroactions et servomécanismes, en redéfinissant les niveaux d'organisation. Cette gymnastique d'idées, souvent déstabilisante et féconde, est à l'œuvre lorsque les spécialistes considèrent le rôle postural des organes des sens dont ils connaissent les pathologies ; leurs interrogations participent au débat sur lésion et fonction (voir plus haut).

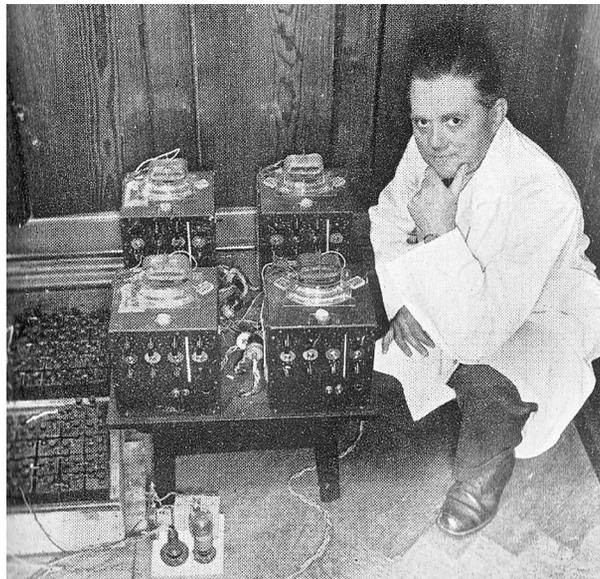
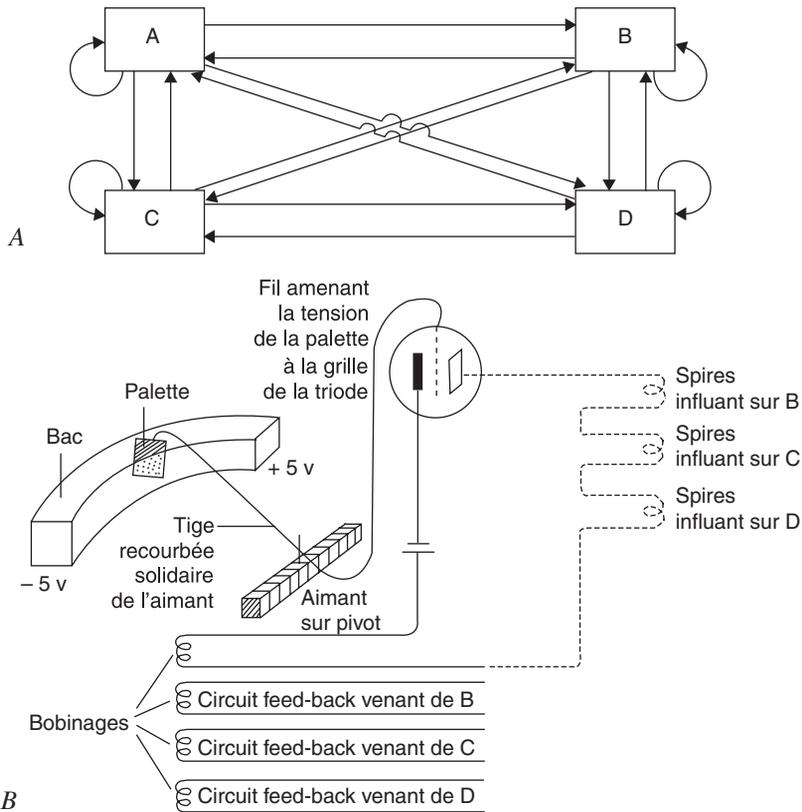
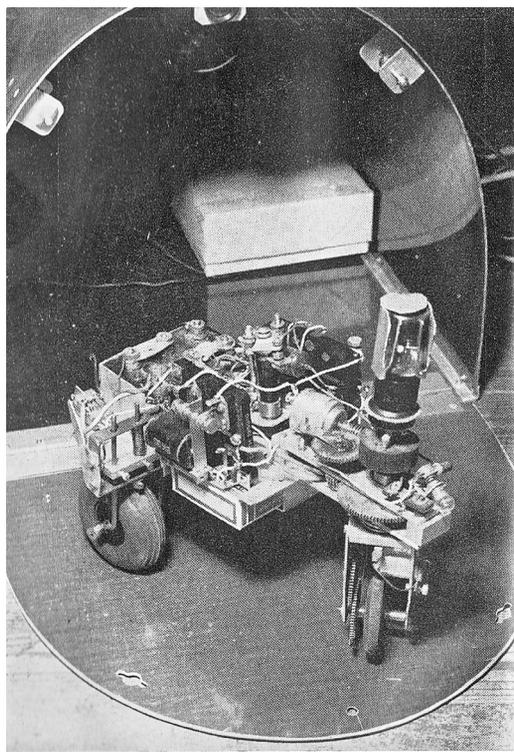


FIG. 7.4. A. Schéma théorique et simplifié de l'homéostat de W.R. Ashby dans une représentation différente de celle de Latil. Chacune des unités A, B, C, D, telle que vue en B, dans sa réalisation électromécanique, est interconnectée aux trois autres de plusieurs manières (flèches) et régulée elle-même en constance (flèche circulaire). B. Schéma de détail d'une des quatre unités interconnectées de l'homéostat. C. W.R. Ashby devant son homéostat (d'après de Latil P [29]).



*FIG. 7.5. Vue de la « tortue de Grey Walter » sans sa « carapace » et devant sa « niche ». La rotation de la roue avant et son sens de rotation dépendent à la fois des chocs sur la carapace et de la cellule « œil ». Cette cellule photoélectrique, mobile dans le plan horizontal, est sensible, en fonction de la charge de la batterie (changement de programme), à la lumière de la pièce la plus faible ou la plus forte (d'après de Latil P [29]).*

## DISCUSSION

### Le modèle du système postural d'aplomb

En résumant, un système se décrit comme un modèle conceptuel qui formalise des hypothèses cohérentes et vérifiées. Dans un ensemble complexe de régulations, un système décrit un niveau d'organisation dont la finalité est compatible avec la sienne.

Le système postural d'aplomb se présente comme un niveau d'organisation du système complexe qui régit l'équilibre. Sa finalité se résume en un mot, « stabilité », forme particulière de l'équilibre dans la situation, habituelle pour l'homme, de verticalité gravitationnelle. De nombreux travaux ont vérifié que, cliniquement, ce système présente les caractères discontinu et « fin » qui marquaient l'expérimentation initiale de Baron. L'effet de seuil (discontinuité) et l'absence de rapport direct entre l'intensité du facteur et celle de l'effet qu'il avait montré pour les prismes, admis pour les plans de morsure, ont été retrouvés pour les orthèses et les stimulations de la sphère trigéminal. Aussi essentielles que soient ces confirmations pour la pratique clinique, ces deux caractères apparaissent comme d'éventuels facteurs (l'effet sur la stabilité n'existe que dans d'étroites limites de stimulation) mais en aucun cas comme

une finalité du modèle. Le fait que A. Kavounoudias (cf. Chapitre 2) retrouve au membre supérieur les effets d'illusions sensorielles provoquées par la stimulation des soles plantaires que Roll et son équipe ont prouvés [49] permet de supposer que la sensibilité des capteurs et/ou leur mode de traitement sont en cause (cf. infra).

### **Clinique du défaut d'aplomb**

La très grande majorité des études cliniques publiées concerne, de fait, des situations de défaut d'aplomb. À condition qu'elles aient respecté un certain nombre de précautions méthodologiques [50], elles permettent d'examiner rétrospectivement l'élaboration d'un modèle du système postural qui prenne en compte les niveaux d'organisation comme le ferait, en photographie, la recherche de la netteté d'un plan en fonction de la profondeur de champ : au-delà de l'homéostasie restreinte de l'aplomb, cette discussion voudrait esquisser sa place dans l'homéostasie de l'équilibre et, plus généralement, du comportement.

## **POSTURE ET STABILITÉ**

Au sens de « manière dont on pose, on tient le corps », « terme du langage ordinaire relatif à la commodité », et pour rester dans la logique du mot « posturologie », il est commode de superposer « posture » à l'hypothèse du système postural d'aplomb. L'histoire de sa construction peut alors se formuler comme un état de la question focalisée sur ce niveau d'organisation.

### **Expression clinique de la stabilité**

La réalité objectivée du syndrome « subjectif » post-commotionnel a ainsi conduit à proposer un modèle des régulations physiologiques qui maintiennent la position érigée permanente, caractéristique d'*Homo* [51]. La finalité à partir de laquelle il est construit est incontestablement la stabilité dans le cône étroit dont la base est la surface délimitée par les contours des deux soles plantaires et l'amplitude maximale de 4° d'angle. L'amplitude de ce débattement est calculée dans l'hypothèse biomécanique initiale d'un pendule inversé dont l'axe est à la cheville. Un certain nombre de données plus récentes mettent en doute cette première approximation ; le modèle du pendule inversé exclut toute participation des segments articulés sus-jacents, réduisant l'ensemble membres inférieurs-bassin-tronc-tête à un bloc ne possédant qu'un degré de liberté dans la formulation de Bernstein [52]. Or la surface du support au sol de cet ensemble est 100 fois plus étroite que le polygone de sustentation de Borelli ; les observations cliniques montrent que la diminution de cette surface d'appui plantaire modifie les rapports d'un ou plusieurs segments corporels [53-56] ; que même en situation érigée sans mouvement, la tactique du pied [57], expression du modèle à un degré de liberté, est trop simpliste (cf. Chapitre 18) ; que la conquête de la station debout par l'enfant suppose qu'il découvre et apprenne à contrôler les rapports instantanés de ces segments corporels (cf. Chapitres 9 et 15). Même immobile, l'homme gère sa stabilité avec l'ensemble de sa corporalité, y compris les afférences des entrées (exo- et endo-) du système. Mais sans le modèle du système postural d'aplomb, noyau physiologique de la stabilité, les capacités d'équilibre qui caractérisent l'homme éveillé, bipède permanent, manquent d'un niveau de compréhension.

### **Stabilité et piétinement**

Le test du piétinement de Fukuda, forme physiologique du test de la marche en étoile qui explorait une pathologie et pilier de l'examen clinique postural, en constitue une illustration exemplaire. Il sollicite, en stimulations répétitives, les

afférences plantaires gérées au repos par le système d'aplomb, sans que, dans cette situation, les excentrées habituelles du sujet – visuelle : les yeux sont fermés ; vestibulaire : le sujet reste en principe dans les limites du cône de 4° caractéristique du système d'aplomb – soient concernées. Dans les conditions rigoureuses de son exécution, seul le *spin* traduit les déséquilibres du tonus de l'axe corporel [58], celui géré par les endoentrées, celles que Hinoki [59] et Ushio [60] avaient reconnues aux afférences nucales<sup>1</sup>. Ni les déplacements sur l'axe sagittal, ni ceux sur l'axe transversal ne sont significatifs, exprimant, en situation d'exploration clinique, ce que les travaux de l'équipe de Roll sur la perception de l'orientation corporelle ont expérimentalement démontré [49].

### La stabilométrie comme recours

De nombreuses recherches cliniques ont validé des tests qui permettent d'affirmer l'existence d'une dissymétrie tonique anormale, marque nécessaire du défaut d'aplomb. Aucune, à ma connaissance, n'a explicitement choisi la stabilité comme référence, sauf le travail de Gagey et Gentaz sur les prismes dont le *spin* du test de Fukuda est le critère de jugement [61]. Tout se passe comme si la validation du modèle dont la stabilité est la finalité avait été déléguée à la stabilométrie. Ce partage, compréhensible dans les conditions d'une pratique clinique, y apparaît cohérent : la stabilométrie n'a jusqu'à présent permis aucun diagnostic au sens médical habituel du terme [20]. Le critère ANO2, seul témoin direct de la stabilité du système, est souvent négligé par les cliniciens. Le paramètre QFÉ, proposé par V. Usachev et Gagey (cf. Chapitre 17), qui veut traduire la stabilisation, pourrait, si cette interprétation est cliniquement confirmée et si le logiciel qui le calcule à partir du signal est disponible, devenir un outil clinique plus proche de la finalité de ce modèle. La stabilité, état du système, élément clinique d'un bilan, pourrait théoriquement être remplacée par la stabilisation, traduction du processus qui maintient la stabilité. Cette évolution est-elle souhaitable en pratique clinique ?

### Stabilité ou stabilisation

La marche, envisagée comme prototype de mouvement automatique individualisé, fait intervenir plusieurs ensembles de régulation, jusque et y compris les afférences complexes du système nerveux central. J.-Y. Cornu (cf. Chapitre 19) souligne que son enregistrement podométrique nécessiterait d'élargir la définition de la stabilité. Le vocabulaire actuel laisse incertain le partage entre la constatation d'une stabilité, telle qu'il en propose la définition, cohérente avec l'enregistrement quasi statique de l'appui qu'il défend, et la stabilisation, processus se déroulant dans le temps enregistrable en stabilométrie dynamique. P. Bessou a proposé ce type d'enregistreur, le stabilomètre plan-cylindrique [62], qui permet l'analyse de la stabilisation. Quel que soit son intérêt clinique [63], ce plateau ne semble pas adapté à l'enregistrement de la stabilité en tant que finalité du système postural d'aplomb, comme l'a manifesté une ancienne controverse [64]. Il permet, avantage certain, de différencier la stabilisation transversale de celle avant/arrière, mais au prix d'une dissymétrie imposée de l'appui plantaire : en stabilisation transversale, les pieds sont placés comme en stabilométrie statique (standard), mais plus écartés ; en stabilisation avant/arrière, placés l'un devant l'autre (position de Romberg sensibilisé), ils créent une situation physiologiquement discutable. À ma connaissance, aucun protocole n'a vérifié que suivant que

---

1. Donnée essentielle dans la mesure où elle a conduit à privilégier le calcul du *gain nuca*, mais qui pose peut-être une question par rapport à certaines bizarreries de résultats.

le pied droit est devant ou derrière le gauche, les enregistrements restent dans les limites de précision du plateau. Comme le laissent entendre les essais cliniques en position monopodale, la stabilisation n'est pas indépendante de la latéralité [65], aussi difficile qu'il soit cliniquement possible de définir ses rapports à la posture (cf. Chapitre 12).

### **Sensibilisation clinique de la stabilisation : à cloche-pied**

L'intérêt clinique éventuel de cette position n'a, pour l'instant, apporté aucune donnée probante à la régulation de la stabilité, dont la biomécanique physiologique est pourtant claire [22, 66]. Ses particularités chez les footballeurs semblent dépendre d'entorses à répétition [67] ; la diminution de son temps d'appui, caractéristique du vieillissement postural en relation avec la tactique de hanche, [68] est, sans raison apparente, dissymétrique ou non [69]. La relation stabilométrique qu'a montrée Golomer entre latéralité de l'exoentrée oculaire et stabilité monopodale [70] semble pourtant ouvrir une perspective prometteuse.

Parallèlement, la situation monopodale, déjà explorée en pathologie par Duchenne de Boulogne, Trendelenburg et Ombredanne [71], donne aux cliniciens un outil dont les possibilités ne sont encore qu'esquissées (cf. Chapitre 13).

### **Clinique de l'aplomb**

Les situations quasi physiologiques de l'aplomb explorées par les cliniciens sont rares. L'analyse de la stabilité des tireurs de compétition est à cet égard particulièrement intéressante. À la différence d'autres études de cette population de carabiniers, celle-ci a choisi d'explorer leur stabilité comme condition de leur performance. En position de tir, la surface d'appui au sol est augmentée et dissymétrique et la position inhabituelle des membres supérieurs accentuée par le poids de l'arme. Les premiers résultats montrent que les professionnels de haut niveau semblent acquérir la stabilité remarquable que nécessite cette discipline et dont témoignent les critères stabilométriques par l'apprentissage spontané d'une indépendance relative de la gestion du rapport des segments membres inférieurs/bassin au reste du corps [72].

## **ATTITUDE ET ÉQUILIBRE**

Au sens d'attitude, posture « particulière du corps (surtout lorsqu'elle est peu naturelle ou peu convenable) », « terme d'art relatif au beau », le système d'aplomb n'apparaît plus comme le niveau adéquat. Élément d'un niveau englobant, il participe à la structure du modèle à condition que sa finalité soit cohérente avec celle de cet ensemble. Les recherches cliniques qui le mettent en jeu, déjà remarquablement synthétisées par J. Paillard [73], rejoignent alors les travaux récents sur l'expression comportementale des émotions que discute M. Mermillod (cf. Chapitre 3).

### **Biomécanique des attitudes**

La régulation du tonus musculaire fait partie des composantes de l'attitude, qu'elle en soit un facteur ou une conséquence. Les recherches consacrées aux rapports de l'entrée visuelle et des attitudes scoliotiques entrent dans ce cadre, même si la composante qu'on dirait « psychologique » y paraît de prime abord secondaire [74]. Les dites « jambes courtes » entrent probablement dans ce cadre [75].

### **Système nerveux central, posture et attitude** (cf. Chapitre 5, p. 45-47)

Autant l'intervention de ce qu'il est habituel de nommer « commande » du système nerveux central est évidente, autant son mode d'intervention pose de questions aux cliniciens (par exemple Bonnier [76]) ; ils observent tous une composante anxieuse plus ou moins manifeste dans le syndrome de déficience posturale, anxiété qu'il est possible de mettre en relation avec une posture antériorisée du sujet [77]. Ferrey [9] insiste depuis le début de ses observations sur la nécessité de ne pas dissocier l'attitude du sujet vis-à-vis du thérapeute de sa posture telle que la décrit son observation clinique. Elle est parfois mise en évidence par l'intercorrélation entre stabilogrammes antéropostérieur et sagittal qui, contrairement à ce qu'avait supposé initialement Guidetti [78], ne signe pas obligatoirement une simulation.

Il est cependant un autre versant de l'attitude qu'on pourrait qualifier de psychosomatique, c'est la prise en compte du retour (ou de l'apport) d'information que la proprioception apporte au système nerveux central, sur laquelle J.-P. Roll [79] et al. insistent à juste titre (cf. Chapitre 2). Cette information bouclée contribue à former l'image que l'individu se fait de son apparence et sur laquelle le thérapeute intervient d'une manière ou d'une autre [80].

### **Attitude et comportement**

Deux travaux anciens suscités par Baron ont utilisé le paramètre surface du posturogramme comme critère de jugement pour montrer qu'une consigne, supposée mettre en jeu l'attitude, influence la régulation posturale. Le premier demandait soit à des acteurs professionnels soit à des témoins de prendre l'attitude d'un sujet portant à bout de bras un poids lourd. Aucune différence n'apparaissait chez les témoins, alors qu'elle était manifeste chez les acteurs [81]. Le second observait les conséquences posturales d'un conflit d'interprétation entre un stimulus verbal et un stimulus visuel ; elles sont apparues différentes suivant le sens du conflit [82]. Il est possible de voir dans ces travaux les prémices de recherches en cours sur des sujets complexes impliquant une composante posturale comme la dyslexie [83].

Les interactions entre régulation posturale et ventilation sont connues depuis longtemps [84, 85] et continuent à susciter l'intérêt (cf. Chapitre 15). Monzani avait mis en relation l'attitude typique de chanteurs et leur régulation posturale [86]. Une telle typologie renvoie, peu ou prou, aux fondamentaux des comportements et aux particularités des réactions individuelles (qu'il est de mode d'intituler « idiosyncrasie »). On peut dire, en concluant sur l'aplomb, que le système postural d'aplomb n'est qu'un des possibles sous-sous-ensembles des comportements. Il apparaît que le niveau « système d'aplomb » s'intègre aux modèles des comportements, quelle que soit leur construction ; cette prise en compte dans un ensemble plus vaste ne restreint ni l'intérêt, pour lui-même, de son étude théorique et clinique, ni l'utilité de sa gestion lorsqu'il manifeste un défaut.

## **CONCLUSION**

Le modèle du système postural d'aplomb s'est construit progressivement à partir d'observations et d'expérimentations cliniques affranchies d'une interprétation lésionnelle des dires et du comportement des patients. Un modèle parmi de nombreux autres possibles, en particulier dynamiques non linéaires ; aussi utile qu'il apparaisse aux cliniciens, il ne représente qu'un infime élément dans la compréhension des comportements. La poursuite du travail clinique, complémentaire de la recherche universitaire, reste manifestement indispensable pour ne pas figer un moyen de traite-

ment qui fait quotidiennement ses preuves et pour ne pas l'étendre abusivement là où il ne se justifie pas. Au regard des niveaux d'organisation, la recherche clinique sera fructueuse à la condition rédhibitoire de ne pas confondre objet de la recherche et finalité du modèle sur lequel elle se fonde. La régulation de l'aplomb, homéostasie restreinte, ne représente qu'un niveau dans la complexité d'un comportement *équilibré*, tous sens du mot « équilibre » confondus.

#### RÉFÉRENCES

- [1] Gagey PM, Weber B. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. 3<sup>e</sup> éd révisée. Paris : Masson ; 2007.
- [2] Gagey PM. Histoire de la posturologie. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 201-9.
- [3] Villeneuve P, Weber B. Pied, équilibre et mouvement. Paris : Masson ; 2000.
- [4] Weber B, Villeneuve P. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003.
- [5] Lacour M, Weber B. Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Marseille : Solal ; 2005.
- [6] Weber B, Villeneuve P. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007.
- [7] Baron JB. Présentation d'un appareil pour mettre en évidence les déplacements du centre de gravité du corps dans le polygone de sustentation. Applications pratiques. Arch Malad Profes 1964 ; 25 (1-2) : 41-9.
- [8] Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. Med Biol Eng Comput 1985 ; 23 : 474-6.
- [9] Ferrey G. Psychosomatique des sensations vertigineuses et du déséquilibre. In : Gagey PM, Weber B, eds. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. 3<sup>e</sup> éd révisée. Paris : Masson ; 2007. p. 116-23.
- [10] Ferrey G, Gagey PM. Le syndrome subjectif et les troubles psychiques des traumatisés crâniens. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Psychiatrie, 37520 A10. 1987 : 1-20p.
- [11] Védrenne C, Chodkiewicz J.P. Les lésions du tronc cérébral chez les traumatisés crâniens (étude anatomique). Agressologie 1975 ; 16D : 1-7.
- [12] Tangapregassom AM, Tangapregassom MJ, Fick W, Baron JB. Corrélation entre le comportement locomoteur et les aspects neurohistologiques du tronc cérébral de la souris après traumatisme crânien. Agressologie 1983 ; 24 (3) : 351-6.
- [13] Makashima K, Sobel FS, Snow JB. Histopathologic correlates of otoneurologic manifestations following head trauma. Laryngoscope 1976 ; 86 : 1303-14.
- [14] Martins Da Cunha HM. Le syndrome de déficience posturale. Agressologie 1987 ; 28 (9) : 941-3.
- [15] Gagey PM, Baron JB. Les enregistrements de la posture peuvent-ils aider l'expert ? Rev Dommage Corp 1977 ; 3 (3) : 221-6.
- [16] Matheron E, Barlaud P, D'Athis P. Évaluation des hétérophories verticales en vision de loin sur des sujets arthralgiques et/ou rachialgiques dits chroniques, et incidence de leur normalisation par kinésithérapie proprioceptive spécifique. In : Lacour M, Weber B, eds. Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Marseille : Solal ; 2005. p. 213-21.
- [17] Perez PR. Troubles posturaux d'origine temporomandibulaire. Voies réflexes, nociceptives, et hypothèses explicatives. In : Rougier P, Lacour M, eds. De Marey à nos jours : un siècle de recherche sur la posture et le mouvement. Marseille : Solal ; 2006. p. 239-51.
- [18] Mondié JG, Weber B. Incidences et symptômes du couplage oculomandibulaire dans les cervicalgies dites communes. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Nouvelles méthodes de traitement du signal posturographique. Marseille : Solal ; 2004. p. 137-44.

- [19] Rousié-Baudry D. Asymétries crâniofaciales et système oculolabyrinthique. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Nouveautés 2001, conceptuelles, instrumentales et cliniques. Marseille : Solal ; 2001. p. 173-82.
- [20] Gagey PM, Weber B, Scheibel A, Bonnier L. Le syndrome de déficience posturale : analyse rétrospective d'observations cliniques. In : Lacour M, éd. Contrôle postural, pathologies et traitements, innovations et rééducation. Marseille : Solal ; 2002. p. 73-9.
- [21] Gagey PM. Non vestibular dizziness and static posturography. Acta Otorhinolaryngol Belg 1991 ; 45 : 335-9.
- [22] Gurfinkel VS. Physical foundation of stabilography. Agressologie 1973 ; 14C : 9-14.
- [23] Gagey PM. Le système postural fin. Définition clinique. Ann Kinesither 1993 ; 20 (6) : 289-94.
- [24] Aubry M, Pialoux P, Burgeat M. Étude d'une méthode d'exploration fonctionnelle des syndromes vestibulaires par l'association de l'électronystagmographie, de l'électromyographie et de la statokinésimétrie. Acta Otolaryngol (Stockh) 1968 ; 65 : 154-60.
- [25] Weber B. Stratégies et tactiques du système postural fin. In : Gagey PM, Weber B, éd. Entrées du système postural fin. Paris : Masson ; 1995. p. 139-46.
- [26] Weber B, Gagey PM. Dans l'intitulé « système postural fin », l'adjectif « fin » est-il bien adapté ? In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Nouveautés 2001, conceptuelles, instrumentales et cliniques. Marseille : Solal ; 2001. p. 95-106.
- [27] Sauvan J. La méthode des modèles. Essai critique. Application aux modèles électroniques de fonctions biologiques. In : Latil P, éd. De la pensée artificielle. Annexe II. Paris : Gallimard ; 1953.
- [28] Laborit H, Weber B. Intérêt de l'application aux régulations physiologiques d'un mode de représentation cybernétique. Presse Méd 1958 ; 79 : 1779-81.
- [29] de Latil P. La pensée artificielle. Paris : Gallimard ; 1953.
- [30] Weber B. Cybernétique et niveau d'organisation. Évolution d'une idée. Rencontres des lecteurs d'Henri Laborit. Paris : Institut Laborit ; 1999. p. 35-72.
- [31] Laborit H. Réaction organique à l'agression et choc. Paris : Masson ; 1955.
- [32] Laborit H. L'éloge de la fuite. Paris : UGE ; 1972.
- [33] Laborit H. La nouvelle grille. Paris : Laffont ; 1974.
- [34] Laborit H. Les comportements. Paris : Masson ; 1973.
- [35] Weber B. Homéostasie restreinte et généralisée. Réanimation et niveau d'organisation selon Laborit. Les cahiers du Réseau 2000 ; 14 : 28-34.
- [36] Laborit H. Physiologie humaine cellulaire et organique. Paris : Masson ; 1961.
- [37] Couffignal L. La cybernétique. « Que sais-je ? » n° 638. Paris : PUF ; 1963.
- [38] Villeneuve P. Le pied humain, organe de la posture orthostatique. Kinésithérapie scientifique 1990 ; 294 : 47-51.
- [39] Sauvan J. Les systèmes multistatiques. Cybernetica 1960 ; 3 : 216-33.
- [40] Thom R. Modèles mathématiques de la morphogenèse. Paris : UGE ; 1974.
- [41] Martinerie J, Gagey PM. Chaotic analysis of the stabilometric signal. In : Woollacott M, Horak F, éd. Posture and gait ; control mechanisms. Portland : University of Oregon Books ; 1992.
- [42] Martinerie J, Gagey PM. Analyse dynamique non linéaire. In : Gagey PM, Weber B, éd. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. 3<sup>e</sup> éd. révisée. Annexe 5. Paris : Masson ; 2007.
- [43] Baron JB. Muscles moteurs oculaires, attitude et comportement locomoteur des vertébrés. Thèse de sciences, Paris, 1955.
- [44] Leporck AM. Modification unilatérale des pressions plantaires. Enregistrement stabilométrique et podométrique. In : Villeneuve P, Weber B, éd. Pied, équilibre et mouvement. Paris : Masson ; 2000. p. 72-7.

- [45] Janin M. Modification des critères posturaux par des éléments rétrocapitaux, dits barres antérieures, d'épaisseurs variées. In : Villeneuve P, Weber B, éd. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 146-50.
- [46] Rousselet I, Poupard L, Janin M, Sartène R. Comparaison d'un traitement postural par port de talonnette et par stimulation podale. In : Villeneuve P, Weber B, éd. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 165-69.
- [47] Marino A, Quercia P. Stimulations trigéminales bipolaires : vers une orthodontie neurosensorielle au cours des dyslexies de développement. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 76-81.
- [48] Sauvan J. La méthode des modèles. Essai critique. Application aux modèles électroniques de fonctions biologiques. In : Weber B. Cybernétique et niveau d'organisation. Évolution d'une idée. Rencontres des lecteurs d'Henri Laborit. Annexe II. Paris : Institut Laborit ; 1999. p. 35-72.
- [49] Roll R, Kavounoudias A, Escoffier G, Roll JP. Illusions posturales d'origine plantaire chez l'homme. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 61-8.
- [50] Weber B. Recherche clinique et traitements posturaux. *Rev Podologue* 2007 ; 17 : 22-5.
- [51] Deloison Y. Nos ancêtres n'ont jamais été ni arboricoles ni quadrupèdes : ils se tenaient debout. In : Lacour M, Weber B, éd. Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Marseille : Solal ; 2005. p. 19-34.
- [52] Berstein N. On the construction of movements. Moscou : Medgiz ; 1947.
- [53] Horak EB, Nashner IM. Central programming of postural movements : adapting to altered support surface configuration. *J Neurophysiol* 1986 ; 55 (6) : 1369-81.
- [54] Weber B, Nouhet B, Baudin B, Villeneuve-Parapay S, Villeneuve P. L'épaisseur d'une mousse dure entre sole plantaire et plate-forme modifie-t-elle certains critères du stabilogramme ? In : Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et rachis. Paris : Frison-Roche ; 1998. p. 191-9.
- [55] Villeneuve-Parapay S, Villeneuve P, Weber B. Tests d'antépulsion et d'antériorisation : recherche clinique de la tactique d'équilibration. Perspectives thérapeutiques. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 104-10.
- [56] Gagey PM, Bizzo G, Dimidjian J, Martinerie J, Ouaknine M, Rougier P. La « danse » du centre de pression et sa mesure. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Pathologies, vieillissement, stratégies, modélisation. Montpellier : Sauramps Médical ; 1998. p. 167-80.
- [57] Guillemot D, Caporossi R, Gagey PM. « Stratégie de cheville » ou « tactique du balai ». In : Lacour M, éd. Contrôle postural, pathologies et traitements, innovation et rééducation. Marseille : Solal ; 2002. p. 15-9.
- [58] Weber B, Gagey PM, Noto R. La répétition de l'épreuve modifie-t-elle l'exécution du test de Fukuda ? *Agressologie* 1984 ; 25 (12) : 1311-4.
- [59] Hinoki M, Nakunishi K, Matsuura K, Ushio N. Proprio-vegetative reflexes in relation to bodily equilibrium : clinical observations on pupillary reactions in patients with neck and lumbar pain following wiplash injury. *Agressologie* 1978 ; 19 (2) : 137-48.
- [60] Ushio N, Hinoki M, Baron JB, Gagey PM, Meyer J. The stepping test with neck torsion : proposal of a new equilibrium test for cervical vertigo. *Prat Otol Kyoto* 1976 ; 69 (Suppl 3) : 1369-79 [en japonais].
- [61] Gagey PM, Gentaz R. Postural disorders of the body. In : Liebensohn C, éd. Rehabilitation of the spine. Baltimore : William & Wilkins ; 1996.
- [62] Bessou P, Costes-Salon MC, Dupui P, Monoya R, Pages B. Analyse de la fonction d'équilibration dynamique chez l'Homme. *Arch Int Physiol Biol* 1988 ; 96A : 103.
- [63] Dupui P, Montoya, R. Analyse instrumentale de la posture : intérêt et limites. In : Hérisson C, Cornu JY, Aboukrat, P Belhassen S, éd. Pied et posturologie. Montpellier : Sauramps Médical ; 2001. p. 33-40.
- [64] Bessou P, Gagey PM. Vous avez dit cacophonie, cher confrère ? *Postura* 2009 ; 15 : 3-9.
- [65] Jaïs L. De la latéralité en général et podale en particulier (intérêt du test de Hillel). In : Lacour M, éd. Nouvelles méthodes de traitement du signal posturographique. Marseille : Solal ; 2004. p. 167-74.

- [66] Hugon M. Du centre des forces au centre de gravité en posturographie statique. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications. Montpellier : Sauramps Médical ; 1999. p. 89-106.
- [67] Leblanc V, Villeneuve P. L'instabilité unipodale et bipodale chez le footballeur professionnel. In : Lacour M, Weber B, éd. Bipédie, contrôle postural et représentation corticale. Marseille : Solal ; 2005. p. 299-306.
- [68] Villeneuve-Parpay S, Villeneuve P, Weber B, et al. Temps d'appui unipodal et test d'antéimpulsion passive. Recherche multicentrique d'une relation possible. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 114-20.
- [69] Weber B, Villeneuve-Parpay S, Villeneuve P, et al. Au-delà de la cinquantaine, le temps d'appui unipodal est parfois différent sur le pied pilier et sur le pied moteur. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 121-8.
- [70] Golomer E, Mbongo F. Does footedness or hemispheric isual asymmetry influence the center of pressure displacement ? *Neurosci Lett* 2004 ; 367 (2) : 148-51.
- [71] Villeneuve P, Villeneuve-Parpay S. L'instabilité de l'arc inférieur peut-elle influencer les troubles de la lecture ? Idées de podologues. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 89-99.
- [72] Gagey PM, Weber B, Dudde R, Villeneuve P, Leblanc V. L'effet stroboscopique en stabilométrie. Communication au Congrès 2009 de l'APE [à paraître].
- [73] Paillard J. Les attitudes dans la motricité. Les attitudes. Symposium PAPSLEF. Paris : PUF ; 1961. p. 7-31.
- [74] Posture, attitude scoliotique et scoliose. In : Gagey PM, Weber B, éd. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. 3<sup>e</sup> éd. révisée. Paris : Masson ; 2007. p. 156.
- [75] Helbert S. Occlusion et inégalité de longueur de membre inférieur vraie. *Podologie*. Paris : Expansion Scientifique Française ; 1998. p. 81-5.
- [76] Bonnier L. Prise en charge des ADAM : faut-il tenir compte des facteurs émotionnels ? *Chir Dentiste France* 2008 ; 1361 : 41-6.
- [77] Meunier C. Anxiété et posture. *Postura* 2006 ; 10 : 7-9.
- [78] Guidetti G. La posturographie et l'otoneurologie. *Agressologie* 1988 ; 29 (9) : 653-6.
- [79] Roll JP, Kavounoudias A, Roll R, Ribot-Ciscar E, Albert F, Romaguire P. La proprioception musculaire, sixième sens ou sens premier ? In : Weber B, Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 21-34.
- [80] Safin JL. Illusions et manipulations manuelles du canal somatosensoriel. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 134-39.
- [81] Babic R, Green E, Bessineton JC, Baron JB. Langage corporel et activité tonique posturale. *Agressologie* 1978 ; 19B : 51-2.
- [82] Bijeljac-Babic R, Bessineton IC, Baron JB. Aspect méthodologique objectivant un conflit psychologique expérimental. *Agressologie* 1979 ; 20 (6) : 326-7.
- [83] Weber B, Villeneuve P. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 3-97.
- [84] Tardy G. La synergie respiratoire ou « SRS ». In : Lacour M, Gagey PM, Weber B, éd. Posture et environnement. Montpellier : Sauramps Médical ; 1997. p. 29-54.
- [85] Tardy G. Traité d'anatomie fonctionnelle et de biomécanique ostéoarticulaires et myofasciales du tronc humain. 5 fascicules. G Tardy, 14, rue du 4 septembre, 79000 Niort.
- [86] Monzani D, Bergamini G, Luppi M.P, Guidetti G. La recherche stabilométrique dans les rapports entre dysphonie et posture. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications. Montpellier : Sauramps Médical ; 1999. p. 127-40.

# RÔLE DES AFFÉRENCES CUTANÉES ET MODULATION DE LA LOCOMOTION HUMAINE

J. Duysens<sup>1,2</sup>, F. Massaad<sup>1</sup>, N. Keijsers<sup>2</sup>

*Il n'est pas surprenant que les afférences de la voûte plantaire, contact de l'organisme avec le sol, jouent un rôle primordial dans le réglage de la marche. Ce rôle a été mis en évidence en l'étudiant soit en absence d'afférences, soit après stimulations cutanées. Une anesthésie du pied modifie nettement la marche, qu'elle soit normale ou pathologique. Dans ce second cas (polyneuropathies distales), les effets sont moins importants, mais la lenteur des réactions de ces sujets aux perturbations du pas les expose plus aux risques de chute malgré leurs possibilités d'apprendre à utiliser les sources alternatives d'information. L'importance des afférences cutanées est illustrée par l'effet des stimulations : appliquées au nerf sural, elles induisent au membre inférieur des réflexes plus importants pendant la marche qu'au repos. Leurs effets, très précis, dépendent de la phase du pas où est appliquée la stimulation : au début de la phase oscillante, elles favorisent les fléchisseurs déjà engagés dans la flexion de la jambe ; à la fin de la phase oscillante, elles suppriment l'activité des fléchisseurs ou évoquent même une réponse d'extension. La marche, pour laquelle l'information provenant des pieds est cruciale, dépend aussi d'un réglage raffiné du système nerveux central.*

La marche est une tâche vitale et préalable à beaucoup d'autres activités. La maîtrise de cette action demande d'assurer la stabilité, ce qui nécessite une intégration des informations issues de la voûte plantaire placée à l'interface entre le sol et le corps humain. L'information provenant des récepteurs cutanés de la voûte plantaire permet d'évaluer le déplacement relatif des pieds par rapport au sol. Cette information participe à la station debout [1, 2] mais, nous le verrons dans cet article, il existe dans la littérature des données qui témoignent de leur importance pour la marche. Pour documenter cette question, nous allons considérer trois méthodes qui permettent d'étudier les effets des afférences cutanées du pied lors de la marche : leur enregistrement, leur stimulation et leur élimination.

## ENREGISTREMENT

Dans plusieurs espèces d'animaux, le réglage de la marche demande l'enregistrement de la charge par plusieurs récepteurs, aussi bien dans les muscles que dans la peau [3-5]. En collaboration avec Pearson, nous avons pu émettre l'hypothèse que la transition de la phase d'appui à la phase d'oscillation se fait lorsque la pression sous le pied et la tension dans ces muscles diminuent à la fin de la phase d'appui. Pendant la phase d'appui, il y a continuellement une activité des récepteurs de charge et cette

---

1. Department of Biomedical Kinesiology, KU Leuven, Belgique

2. Department of Research, Development & Education, Sint Maartenskliniek, Nijmegen, Hollande

activité sensorielle bloque le centre générateur de flexion. Pour débloquer ce centre, il faut une réduction d'activité des récepteurs de charge. Cette réduction d'activité est clairement présente à la fin de la phase d'appui et elle est suivie immédiatement par une bouffée d'activité dans des fléchisseurs comme le jambier antérieur. L'enregistrement des messages provenant des récepteurs de charge a fait l'objet de plusieurs études qui, aussi bien chez l'homme que chez l'animal, ont clairement rendu compte de l'importance de la charge pour le réglage de la marche [6-8]. La méthode principale utilisée pour enregistrer les signaux provenant des récepteurs cutanés chez l'homme est la microneurographie, technique maîtrisée par exemple en France par le Laboratoire de neurobiologie humaine de J.-P. Roll [9]. Cette technique permet d'enregistrer la fréquence de potentiels d'action des fibres nerveuses individuelles. Ces fibres viennent de plusieurs types de récepteurs. Les disques de Merkel sont bien adaptés pour détecter des déformations de la peau de manière soutenue (adaptation lente). Ils ont la capacité de détecter précisément le contact avec la peau. En revanche, les terminaisons de Ruffini, qui ont aussi une adaptation lente, ont un champ récepteur beaucoup plus grand ; elles peuvent être utiles pour détecter l'étirement de la peau. Les corpuscules de Meissner et les corpuscules de Pacini répondent seulement au début et à la fin de la stimulation (adaptation rapide). Le champ récepteur des corpuscules de Pacini est très grand grâce à sa localisation en profondeur dans le derme. En revanche, les champs des récepteurs superficiels (les disques de Merkel et les corpuscules de Meissner) sont de petites dimensions.

Pendant la marche, il n'est pas possible d'utiliser la microneurographie. Néanmoins, on peut enregistrer l'activité de l'ensemble des fibres [10]. Il semble que cette activité, bien liée au contact avec le sol, n'est pas limitée à la voûte plantaire, comme chez le chat d'ailleurs [6, 7], mais qu'elle dérive aussi de l'étirement de la peau latérale du pied. Afin de bien comprendre l'activation de tous ces récepteurs, il faut connaître la distribution de la pression sous le pied pendant la marche. En outre, ces connaissances peuvent être utiles afin d'améliorer la marche en utilisant des semelles construites sur la base de mesures de la pression.

### **Pression et centre de pression**

La pression sous les pieds est mesurée actuellement avec des plates-formes (de pression) ou des semelles avec des capteurs de pression (footscan). Ces méthodes sont conçues pour mesurer les pressions plantaires en statique et en dynamique (comme pendant la marche). Les semelles les plus sophistiquées ont une très haute résolution temporelle et spatiale (grâce à des capteurs de dimensions réduites). En outre, ces plates-formes permettent d'enregistrer le centre de pression (CP). L'analyse des mouvements du CP peut révéler des informations sur les mécanismes de contrôle postural pendant la locomotion. Pour être fiable, la mesure de la pression ou des mouvements du CP doit être renouvelée plusieurs fois, mais alors se pose le problème de savoir comment obtenir la moyenne. Nous avons développé une méthode qui permet de résoudre ce problème pour la pression en utilisant les contours des surfaces de pression de l'empreinte du pied [11] (figure 8.1). Grâce à cette méthode de normalisation à partir des contours, nous avons étudié l'effet de port des semelles. Nous avons trouvé que les semelles étaient très efficaces pour distribuer la pression sur toute la surface. À notre surprise, cependant, nous avons constaté qu'il n'y a pas de différences majeures entre les semelles de ceux qui se plaignent de l'avant-pied et de ceux qui présentent des douleurs aux talons. Pour le moment, une nouvelle méthode différente est mise au point afin de fournir les informations qui permettraient la construction de semelles à partir des mesures de pression et d'un référentiel (« réseau neuronal »).

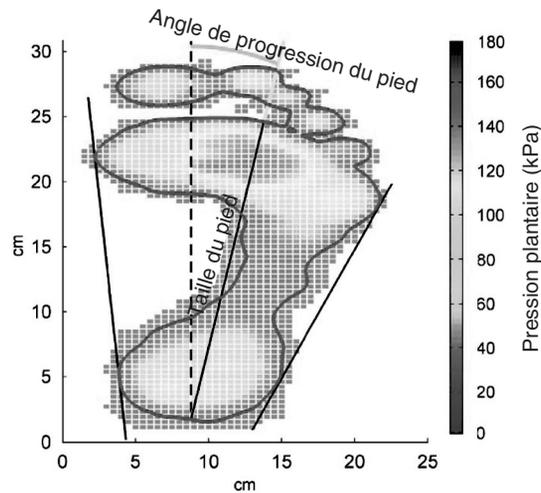


FIG. 8.1. La méthode des contours de pression selon Keijsers NLW et al. [11] (avec l'aimable autorisation de J Biomechanics).

## STIMULATION

Une stimulation des récepteurs plantaires peut se faire à l'aide d'une *semelle* thérapeutique. Maki et al. [12] ont montré qu'elle entraînerait une réduction du nombre de pas de rattrapage après des perturbations engendrées par un déplacement horizontal rapide d'une plate-forme. Dans une autre étude, Nurse et al. [13] ont montré que des semelles riches en texture dure réduisent l'activation du jambier antérieur au début de la phase d'appui ; ceci peut faciliter le contact avec le sol. Nous sommes arrivés à la même conclusion dans des études où nous avons employé une *stimulation électrique* des afférences cutanées du pied (en suivant le travail entamé, il y a plusieurs années [1973], par Maurice Hugon [14], en France). Dans ces études [15-17], dans la lignée de celles faites chez le chat [18], nous avons pu montrer des inversions des réflexes dépendant de la phase de la marche. Il s'agit d'une inversion du réflexe fléchisseur (à la fin de la phase d'appui) au réflexe extenseur avec la même stimulation (au début de la phase d'appui). La valeur adaptative de cette modulation des réflexes doit être soulignée. Dans le premier cas, une facilitation de la flexion est un avantage (début de la phase oscillante) tandis que l'extension est plus adéquate au début de la phase d'appui [19, 20]. La suppression d'activité dans le jambier antérieur est considérée comme un mécanisme de protection. Dans cette phase, le cortex prend le contrôle et interdit aux afférences d'avoir une quelconque influence sur les motoneurons [21]. Ainsi, le cortex prend le contrôle du placement précis du pied après le contact du talon avec le sol. Pour vérifier cette idée, nous avons postulé que cette suppression des fléchisseurs (à la fin de la phase d'appui) ne serait pas présente dans le cas de la marche sur la pointe des pieds, et cela a été bien confirmé (Bastiaanse et al., en cours). En outre, nous avons trouvé que cette suppression était diminuée lorsque la stimulation électrique était induite par les sujets eux-mêmes, ce qui indique qu'elle est bien sous contrôle cortical [22].

Une troisième méthode de stimulation de la peau du pied utilise la *vibration*. Il est connu que la vibration est très efficace pour activer les récepteurs cutanés [23]. Pour cette raison, nous avons essayé de produire des activations des muscles de la jambe grâce à une vibration appliquée au pied [24-26]. Et, en effet, nous avons réussi à produire ces activations ; nous avons pensé qu'elles étaient probablement dues à des

réflexes extéroceptifs (cutanés). Cependant, cette méthode pose problème : elle est aussi très puissante pour générer des potentiels d'action dans les afférences Ia des fuseaux neuromusculaires. Ainsi, nous avons trouvé des activations similaires par l'intermédiaire de certaines perturbations quasi « normales » (par exemple un trébuchement [27, 28]). Nous avons postulé que l'activation des afférences Ia produirait des réflexes de courte latence (*short latency response* [SLR]) par l'intermédiaire d'une voie spinale rapide. Nous avons également postulé que ces réflexes induiraient une activation relativement mineure des muscles étirés, même lorsque la source de perturbation est très éloignée. Pour vérifier cette hypothèse, nous avons mené une étude avec une vibration appliquée sous la plante du pied. Nous avons trouvé que cette manœuvre peut produire des réponses réflexes dans des muscles de la partie inférieure et même supérieure de la jambe, vraisemblablement en raison de la transmission de la vibration à la jambe entière [29] (figure 8.2). Les fibres Ia sont les principales afférences sensorielles impliquées vu qu'elles s'adaptent rapidement et que leur seuil d'activation est assez bas. Néanmoins, le système nerveux est également muni des fibres afférentes Ib et II, possédant un seuil d'activation plus élevé ; on ne peut pas exclure leur contribution à une partie de ces réflexes.

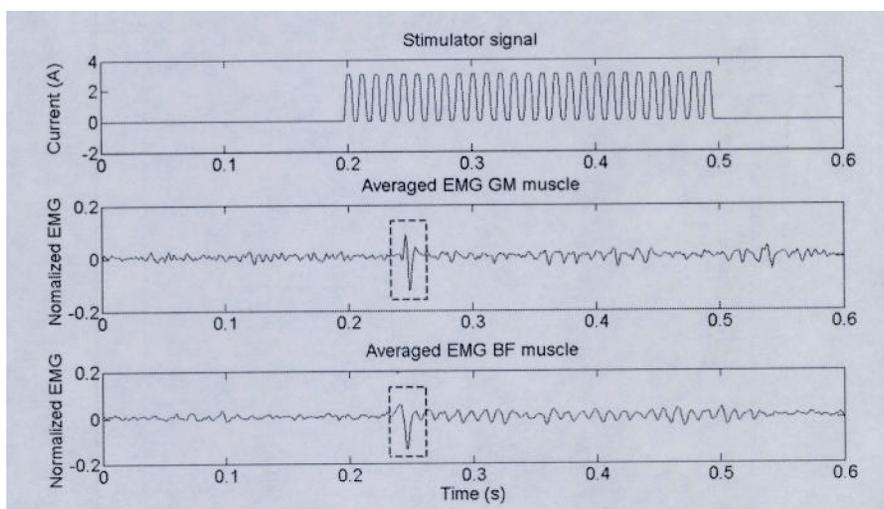


FIG. 8.2. Réponses réflexes dans les muscles gastrocnemius medialis (GM) et biceps femoris (BF) après vibration de la plante du pied (reproduit de Duysens J et al. [27] avec l'aimable autorisation de Neurophysiologie clinique).

## ÉLIMINATION

Plusieurs auteurs ont montré l'importance des mécanorécepteurs de la voûte plantaire, aussi bien pour la posture et les pas de rattrapage [30, 31] que pour la marche [13, 32]. Les études se font en utilisant le refroidissement de la voûte plantaire [33] ou l'anesthésie des nerfs du pied [34]. L'élimination de la transmission neuronale par refroidissement montre une différence entre l'avant du pied et le talon [32] : à la suite du refroidissement de l'avant du pied, le CP est déplacé en arrière à la fin de la phase d'appui ; lors du refroidissement du talon, le CP est plus en avant pendant le début de la phase d'appui. Une autre méthode pour étudier l'importance des afférences du pied pour la marche est d'enregistrer les changements dans la locomotion chez des patients atteints de déafférentation. Dans la phase aiguë, le patient dépourvu des

messages sensoriels de ses pieds n'est pas capable de marcher, mais il peut l'apprendre grâce à une compensation visuelle (Lajoie et al, 1996) [35]. Néanmoins, certains défauts persistent, notamment le manque d'activité dans certains muscles comme le biceps femoris à la fin de la phase oscillante (ceci serait d'origine réflexe de ces activités [36]). D'autres patients sont nés avec une atteinte sévère des fibres myélinisées (Charcot-Marie-Tooth type 1A [CMT]). Cette dernière catégorie de patients a disposé de considérablement plus de temps pour trouver des solutions compensatoires ; ils ont néanmoins souvent beaucoup de mal à maintenir l'équilibre pendant la marche, tout comme les personnes âgées atteintes d'une polyneuropathie, surtout si le terrain est difficile [37]. En effet, pendant la marche, les patients CMT manquent de réflexes cutanés [38]. Nous avons alors examiné comment réagissent ces patients quand ils mettent le pied sur une surface qui est plus basse qu'attendue (en utilisant la méthode décrite dans Van der Linden et al. [39]). Dans ce cas, il est clair que les réactions sont réduites et les latences prolongées. Ceci peut être facilement considéré comme un élément important dans les chutes fréquentes observées dans ce groupe. Il est ainsi suggéré que pour la prévention des chutes, il serait probablement intéressant de modifier les semelles pour ces personnes (par exemple en mettant du matériel dur aux bords) afin d'augmenter l'activation des fibres sensorielles qui restent intactes (comme l'ont également proposé Maki et al. [12]).

En conclusion, il est clair que l'information provenant des pieds est extrêmement importante pour le réglage raffiné de la marche par le système nerveux central. Comprendre ce mécanisme pourrait nous aider à formuler de nouvelles approches thérapeutiques afin d'améliorer la marche des patients à qui manque la sensation du sol à chaque pas.

#### RÉFÉRENCES

- [1] Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a « dynamometric map » for human balance control. *Neuroreport* 1998 ; 9 (14) : 3247-52.
- [2] Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol* 2001 ; 532 (Pt 3) : 869-78.
- [3] Duysens J. Reflex control locomotion as revealed by stimulation of cutaneous afferents in spontaneously walking pre-mammillary cats. *J Neurophysiol* 1977 ; 40 : 737-51.
- [4] Duysens J, Pearson KG. Inhibition of flexor burst generation by loading ankle extensor muscles in walking cats. *Brain Res* 1980 ; 187 : 321-32.
- [5] Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load regulating mechanisms in gait posture : comparative aspects. *Physiol Rev* 2000 ; 80 (1) : 83-133.
- [6] Loeb GE, Bak MJ, Duysens J. Long-term unit recording from somatosensory neurons in the spinal ganglia of the freely walking cat. *Science* 1977 ; 197 : 1192-4.
- [7] Loeb GE, Walmsley B, Duysens J. Obtaining proprioceptive information from natural limbs : implantable transducers vs. somatosensory neuron recordings. In : Neuman MR, Fleming DG, Cheung PW, Ko WH, eds. *Physical sensors for biomedical applications*. Boca Raton : CRC Press ; 1980. p. 135-49.
- [8] Loeb GE, Duysens J. Activity patterns in individual hindlimb primary and secondary muscle spindle afferents during normal movements in unrestrained cats. *J Neurophysiol* 1979 ; 42 : 420-40.
- [9] Bergenheim M, Roll JP, Ribot-Ciscar E. Microneurography in humans. In : Windhorst V, Johansson H, eds. *Modern techniques in neurosciences research*. Berlin, New York : Springer ; 1998. p. 803-19.
- [10] Sinkjaer T, Haugland M, Haase J. Natural neural sensing and artificial muscle control in man. *Exp Brain Res* 1994 ; 98 (3) : 542-5.

- [11] Keijsers NLW, Stolwijk NM, Nienhuis B, Duysens J. A new method to normalize plantar pressure measurements for foot size and foot progression angle. *J Biomech* 2009 ; 42 (1) : 87-90.
- [12] Maki BE, Perry SD, Norrie RG, McIlroy WE. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1999 ; 54 (6) : M281-7.
- [13] Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J Electromyogr Kinesiol* 2005 ; 15 (5) : 496-506.
- [14] Hugon M. Exteroceptive reflexes to stimulation of the sural nerve in normal man. In : Desmedt JE, éd. *New developments in electromyography*. 3. Clinical neurophysiology. Basel : Karger ; 1973. p. 713-29.
- [15] Duysens J, Trippel M, Horstmann GA, Dietz V. Gating and reversal of reflexes in ankle muscles during human walking. *Exp Brain Res* 1990 ; 82 : 351-8.
- [16] Yang JF. Phase-dependent reflex reversal in human leg muscles during walking. *J Neurophysiol* 1990 ; 63 (5) : 1109-17.
- [17] Zehr EP, Komiyama T, Stein RB. Cutaneous reflexes during human gait : electromyographic and kinematic responses to electrical stimulation. *J Neurophysiol* 1997 ; 77 (6) : 3311-25.
- [18] Duysens J, Pearson KG. The role of cutaneous afferents from the distal hindlimb in the regulations of the step cycle of thalamic cats. *Exp Brain Res* 1976 ; 24 : 245-55.
- [19] Duysens J, Tax AA, Trippel M, Dietz V. Phase-dependent reversal of reflexly induced movements during human gait. *Exp Brain Res* 1992 ; 90 (2) : 404-14.
- [20] Zehr EP, Stein RB, Komiyama T. Function of sural nerve reflexes during human walking. *J Physiol* 1998 ; 507 (Pt 1) : 305-14.
- [21] Duysens J, Bastiaanse CM, Smits-Engelsman BC, Dietz V. Gait acts as a gate for reflexes from the foot. *Can J Physiol Pharmacol* 2004 ; 82 (8-9) : 715-22.
- [22] Baken BC, Nieuwenhuijzen PH, Bastiaanse CM, Dietz V, Duysens J. Cutaneous reflexes evoked during human walking are reduced when self-induced. *J Physiol* 2006 ; 570 (Pt 1) : 113-24.
- [23] Ribot-Ciscar E, Vedel JP, Roll JP. Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot and leg. *Neurosci Lett* 1989 ; 104 (1-2) : 130-5.
- [24] Layne C, Forth KE, Baxter MF, Houser JJ. Voluntary neuromuscular activation is enhanced when paired with a mechanical stimulus to human plantar soles. *Neurosci Letter* 2002 ; 334 : 75-8.
- [25] Layne C, Forth K, Abercromby A. Spatial factors and muscle spindle input influence the generation of neuromuscular responses to stimulation of the human foot. *Acta Astronaut* 2005 ; 56 : 809-19.
- [26] Forth KE, Layne CS. Background muscle activity enhances the neuromuscular response to mechanical foot stimulation. *Am J Phys Med Rehabil* 2007 ; 86 (1) : 50-6.
- [27] Schillings AM, Van Wezel BMH, Mulder TH, Duysens J. Widespread short-latency stretch reflexes and their modulation during stumbling over obstacles. *Exp Brain Res* 1999 ; 816 : 480-6.
- [28] Schillings AM, van Wezel BM, Mulder T, Duysens J. Muscular responses and movement strategies during stumbling over obstacles. *J Neurophysiol* 2000 ; 83 (4) : 2093-102.
- [29] Duysens J, Beerepoot VP, Veltink PH, Weerdesteyn V, Smits-Engelsman BCM. Proprioceptive perturbations of stability during gait. *Neurophysiol Clin/Clin Neurophysiol* 2008 ; 38 (6) : 399-410.
- [30] Magnusson M, Enbom H, Johansson R, Pyykkö I. Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Otolaryngol* 1990 ; 110 : 3-4,182-8.
- [31] Thoumie P, Do MC. Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation. *Exp Brain Res* 1996 ; 110 (2) : 289-97.
- [32] Nurse MA, Nigg BM. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001 ; 16 (9) : 719-27.
- [33] Perry SD, Santos LC, Patla AE. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. *Brain Res* 2001 ; 913 (1) : 27-34.

- [34] Fiolkowski P, Bishop M, Brunt D, Williams B. Plantar feedback contributes to the regulation of leg stiffness. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005 ; 20 (9) : 952-8.
- [35] Lajoie Y, Teasdale N, Cole JD, Burnett M, Bard C, Fleury M, Forget R, Paillard J, Lamarre Y. Gait of a deafferented subject without large myelinated sensory fibers below the neck. *Neurology* 1996 ; 47 (1) : 109-115.
- [36] Duysens J, van Wezel BM, van de Crommert HW, Faist M, Kooloos JG. The role of afferent feedback in the control of hamstrings activity during human gait [revue]. *Eur J Morphol* 1998 ; 36 : 4-5, 293-9.
- [37] Richardson JK, Thies SB, DeMott TK, Ashton-Miller JA. Gait analysis in a challenging environment differentiates between fallers and nonfallers among older patients with peripheral neuropathy. *Arch Phy Med Rehabil* 2005 ; 86 (8) : 1539-44.
- [38] Van Wezel BMH, Van Engelen BGM, Gabreëls FJM, Gabreëls-Festen AAWM, Duysens J. A-fibers mediate cutaneous reflexes during human walking. *J Neurophysiol* 2000 ; 83 : 2980-6.
- [39] Van der Linden MH, Marigold DS, Gabreëls FJ, Duysens J. Muscle reflexes and synergies triggered by an unexpected support surface height during walking. *J Neurophysiol* 2007 ; 97 (5) : 3639-50.

# CONSTRUCTION DU CONTRÔLE POSTURAL AU COURS DE L'ONTOGENÈSE : CONCEPTS ET RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX CHEZ L'ENFANT SAIN ET PATHOLOGIQUE

C. Assaiante<sup>1</sup>

*La stabilité de l'adulte n'est pas une donnée immédiate. L'enfant l'acquiert progressivement au cours d'apprentissages spontanés qui débute dès qu'il passe de la position couchée à la position assise. Il maîtrise progressivement les rapports entre ses différents segments corporels, en particulier dans le passage du rétro-contrôle de son mouvement à son anticipation. S'agissant plus particulièrement de la marche, cette évolution par étapes englobant la période capitale des 6-7 ans se prolonge tard dans l'adolescence, dont les différences avec l'adulte sont encore trop méconnues.*

La construction des référentiels posturaux chez l'enfant est intimement liée à la construction d'une motricité finalisée et adaptée aux sollicitations de l'environnement. Depuis plusieurs années, notre groupe de recherche développe une approche fonctionnelle du développement moteur qui résulte de la maîtrise progressive au cours des différentes étapes de la vie :

1. de la fonction de coordination entre posture et mouvement ;
2. de la fonction d'anticipation qui permet de prédire les effets perturbateurs liés au mouvement sur la base d'une représentation interne de l'action ;
3. de la fonction d'adaptation qui permet de prendre en compte le contexte environnemental dans lequel se déroule l'action.

Depuis le bébé jusqu'à l'adulte, nos études comportementales sont basées sur des protocoles de coordination entre posture et mouvement soit de l'ensemble du corps (équilibre statique ou locomoteur), soit d'un segment corporel particulier (tâche bimanuelle de délestage), et font appel à des modes d'investigation multiples : cinématique, dynamique, électromyographie (EMG) et électroencéphalographie (EEG), permettant l'étude depuis l'expression motrice jusqu'à l'origine centrale.

L'étude de la coordination entre posture et mouvement nous a conduit à déterminer l'organisation spatiale et temporelle des différents segments corporels engagés dans l'action qui préservent le contrôle de l'équilibre et l'efficacité du geste. Les diverses stratégies d'équilibre adoptées par les enfants, de même que par les adultes, reposent sur deux principes fonctionnels :

---

<sup>1</sup>. Groupe DPA, pôle 3C, UMR 6149, université de Provence & CNRS, centre Saint-Charles, case B, 3, place Victor-Hugo, 13331 Marseille cedex 03, France

1. le choix d'un référentiel stable (stabilisation d'un segment corporel) à partir duquel s'organise le contrôle de l'équilibre ;
2. la maîtrise progressive des degrés de liberté des différentes articulations du corps.

L'application de ces deux principes fonctionnels implique également une maîtrise de l'organisation temporelle des stratégies d'équilibre. L'organisation temporelle peut être soit ascendante (depuis les pieds jusqu'à la tête), soit descendante (depuis la tête jusqu'aux pieds) en fonction du choix du référentiel stable.

Sur la base de ces principes fonctionnels et des différents résultats expérimentaux collectés sur le développement des coordinations intersegmentaires, nous avons élaboré un modèle ontogénétique simple et heuristique de la construction des stratégies d'équilibre depuis la naissance jusqu'à l'âge adulte [1]. Ce modèle propose, au cours de quatre périodes successives de l'ontogenèse, l'existence d'un va-et-vient entre deux modes d'organisation temporelle du contrôle de l'équilibre – ascendant ou descendant – auxquels sont associés deux modes de fonctionnement des ensembles de segments corporels : en bloc ou articulé. Si la première étape pour l'enfant consiste à construire les éléments de son répertoire de stratégies d'équilibre, la deuxième étape consiste à apprendre à sélectionner les éléments pertinents de ce répertoire en fonction de l'activité à exécuter et du contexte environnemental. Ce modèle ontogénétique présente l'avantage d'offrir un cadre cohérent de résultats scientifiques et de réflexions théoriques qui permet de mieux comprendre l'apprentissage et la maîtrise des capacités d'équilibre au cours de l'ontogenèse, en insistant tout particulièrement sur l'évolution des modes de contrôle et l'existence de périodes dites « charnières » au cours du développement moteur, telles que 6–7 ans et l'adolescence. En outre, ce modèle souligne le rôle heuristique joué par l'approche développementale, puisqu'elle inspire aussi bien les projets vie entière et pathologie du mouvement chez l'adulte que les projets d'adaptation des stratégies posturales et des référentiels en microgravité.

## PRINCIPES FONCTIONNELS

Les diverses stratégies d'équilibre adoptées par l'enfant et l'adulte reposent sur deux principes fonctionnels d'organisation spatiale. Premièrement, le choix d'un référentiel stable impliquant la stabilisation d'un segment corporel, à partir duquel s'organise le contrôle de l'équilibre. Deuxièmement, la maîtrise progressive des degrés de liberté des différentes articulations du corps. L'application de ces deux principes fonctionnels implique également une maîtrise de l'organisation temporelle des stratégies d'équilibre. L'organisation temporelle peut être soit ascendante (depuis les pieds jusqu'à la tête), soit descendante (depuis la tête jusqu'aux pieds) en fonction du choix du référentiel stable. Enfin, le contrôle temporel de l'action permettant une coordination efficace entre posture et mouvement peut se faire selon un mode anticipé ou rétroactif.

### Deux principes fonctionnels d'organisation spatiale

#### *Choix d'un référentiel stable pour l'organisation du contrôle de l'équilibre*

Toute activité posturocinétique peut s'organiser à partir de deux principaux référentiels stables. Il s'agit soit du support sur lequel se tient le sujet, soit de la verticale gravitaire. Dans le cas du support, classiquement privilégié dans la littérature relative au contrôle postural, le sujet se réfère principalement à la proprioception et aux informations cutanées en provenance des effecteurs. Dans le cas de la verticale gravitaire,

l'idée consiste à dire que le sujet prend appui sur la verticale gravitaire en stabilisant sa tête sur l'espace à partir des informations principalement vestibulaires [2, 3].

La tête est le segment porteur des capteurs visuels et vestibulaires, qui sont tous deux particulièrement impliqués dans le contrôle de l'équilibre postural et locomoteur. Il est prévisible que dans le cas d'une perturbation subie au niveau des effecteurs, l'organisme cherchera à minimiser les mouvements de tête induits par les oscillations du tronc, et ceci dans le but d'assurer un traitement optimal des réafférences sensorielles en provenance de la tête au profit du contrôle de l'équilibre global en cours de mouvement. C'est alors la tête qui, en quelque sorte, prend le relais des effecteurs et, par le jeu des afférences et réafférences vestibulaires et/ou visuelles, s'appuie sur cet autre référentiel stable que constitue la verticale gravitaire et stabilise son orientation dans l'espace. Cette stabilisation confère à ce segment privilégié les propriétés d'une plate-forme de guidage inertiel [4]. En effet, d'après des observations réalisées chez l'animal [5, 6] et des études effectuées chez l'homme adulte [3, 7-11], il ressort que la position angulaire de la tête, et plus particulièrement la direction du regard [12], sont assez bien stabilisées au cours de la réalisation de différentes tâches locomotrices, et constituent ainsi les références stables autour desquelles s'articule le mouvement.

Dans le cas d'un contact intermittent avec le support, comme pour la locomotion, ou de la perturbation du support, la stabilisation d'un autre segment, tel que le bassin, peut également être envisagée en raison de sa proximité avec le centre de gravité. En effet, stabiliser le bassin revient à contrôler le centre de gravité [13]. Gurfinkel et al. [14] ont pu mettre en évidence la stabilisation du bassin dans le cas de sujets se tenant sur une plate-forme oscillant autour de l'axe des chevilles. Ainsi, la stabilisation du bassin sur la base d'informations gravitaires est tout à fait envisageable, puisque des hypothèses ont déjà été formulées sur l'existence de gravicepteurs situés au niveau de l'abdomen [14, 15]. Dietz et al. [16, 17] ont également proposé l'existence de gravicepteurs situés au niveau des articulations impliquées dans la posture, dont le rôle serait de mesurer les effets de la gravité sur les différents segments corporels. Ces gravicepteurs pourraient être les organes tendineux de Golgi, propriocepteurs sensibles à la tension exercée par une contraction active du muscle [18]. Il est à signaler enfin que le choix d'un segment anatomique à stabiliser, que ce soit la tête ou le bassin, est vraisemblablement dépendant des contraintes dynamiques liées à l'exécution de l'action et que la stabilisation de l'un n'exclut pas la stabilisation de l'autre.

#### *Maîtrise progressive des degrés de liberté des différentes articulations du corps*

Chez l'homme, la station érigée consiste en une succession de modules superposés depuis les pieds jusqu'à la tête. Chacun de ces modules a une régulation centrale et périphérique spécifique et sa position est régulée de façon autonome [13, 19]. Ces modules superposés peuvent être contrôlés de façon plus ou moins indépendante. Prenons par exemple le cas du contrôle de l'ensemble tête-tronc. La coordination de l'ensemble tête-tronc repose sur le contrôle de l'articulation du cou. Le cou est un système multiarticulé qui permet un contrôle différentiel des rotations de la tête (tangage, lacet, roulis) suivant les trois axes principaux [20]. Le contrôle de l'ensemble tête-tronc peut s'effectuer suivant deux modes principaux :

a. la tête peut être stabilisée sur le tronc. C'est ce que Nashner [21] appelle la « *strap-down strategy* », et dans ce cas l'articulation du cou est bloquée. Ce fonctionnement en bloc de l'ensemble tête-tronc présente l'avantage de minimiser le nombre de degrés de liberté à contrôler simultanément au cours du mouvement [22]. Il

permet en outre une mise en œuvre plus directe et plus rapide des influences visuelle et vestibulaire au niveau des effecteurs ;

b. la tête peut être stabilisée sur l'espace. C'est ce que Nashner [21] appelle la « *stable-platform strategy* », et dans ce cas l'articulation du cou est libérée. Ce fonctionnement articulé de ces deux segments suppose la maîtrise différentielle des trois degrés de liberté de l'articulation du cou, et de ce fait la prise en compte de l'orientation de la tête sur le tronc, pour une interprétation correcte des informations visuelles et vestibulaires au service du contrôle de l'équilibre de l'ensemble du corps [23, 24]. Cette dichotomie de fonctionnement en bloc contre articulé peut tout à fait être étendue aux autres couples de segments anatomiques consécutifs.

## **Deux principes fonctionnels d'organisation temporelle**

### *Organisation ascendante contre descendante du contrôle de l'équilibre*

L'organisation temporelle, autrement dit la séquence d'intervention des différents segments corporels engagés dans le mouvement, est intimement liée au choix du référentiel stable à partir duquel s'organise le contrôle de l'équilibre en cours de mouvement. Ainsi, dans le cas où le support constitue le référentiel stable, le sujet organise sa posture de façon ascendante depuis les pieds jusqu'à la tête. En revanche, dans une situation plus dynamique, telle que la marche sur un support étroit, où la tête stabilisée sur l'espace peut constituer le référentiel stable, le sujet adulte organise sa posture de façon descendante depuis la tête jusqu'aux pieds. Dans le cas d'un contact intermittent avec le support où le référentiel stable choisi peut également être le bassin, il s'agit de considérer une organisation temporelle de l'équilibre descendante depuis le bassin jusqu'aux pieds et ascendante depuis le bassin jusqu'à la tête. Ainsi, il apparaît que la séquence de mouvements prend son origine sur le segment préférentiellement stabilisé.

### *Contrôle anticipé contre rétroactif de la coordination entre posture et mouvement*

Il est classiquement admis que le contrôle anticipé apparaît et devient mature plus tardivement que le contrôle rétroactif [22, 25, 26]. En effet, l'acquisition du contrôle anticipé repose sur la transformation de corrections posturales rétroactives en corrections posturales anticipées, sur la base du développement des représentations internes des perturbations à venir. Néanmoins, ces deux modes de contrôle anticipé et rétroactif évoluent progressivement au cours de l'enfance. De nombreuses études posturales en réponse à une perturbation du support ont pu montrer des réponses rétroactives appropriées chez de jeunes enfants dès 15 mois [26, 27]. En revanche, les réponses similaires à celles de l'adulte ne sont pas obtenues avant 7 ans [27]. Avant l'âge de 2 ans, une des causes principales de l'instabilité du jeune enfant est imputée à un manque d'efficacité des processus d'anticipation au niveau du contrôle postural [26]. À partir de 2 ans, en revanche, Haas et Diener [28] rapportent que les jeunes enfants sont capables d'anticiper une perturbation prévisible et d'ajuster leur réponse posturale en utilisant un contrôle proactif. La réalisation d'une habileté motrice complexe telle que le saut, principalement basée sur la fonction prédictive, est également acquise à partir de 2 ans [29]. En fait, les jeunes enfants présentent, très tôt après l'acquisition de nouvelles habiletés motrices, les ajustements posturaux anticipés (APA) qui y sont associés, même si la forme la plus souvent présentée n'est pas encore celle de l'adulte. Ces faits sont rapportés aussi bien dans des tâches posturales impliquant l'ensemble du corps [28, 30-32] que dans des tâches bimanuelles impliquant la seule stabilisation de l'avant-bras chargé d'un poids à déléster [33].

Une étude de l'initiation de la marche [32, 34] nous a révélé que les APA qui consistent à décharger la jambe locomotrice et à reporter le poids du corps sur la jambe porteuse sont présents chez les plus jeunes des enfants, âgés de 11 mois, testés en marche assistée. Les résultats électromyographiques, obtenus chez ces jeunes enfants en marche assistée et dès le début de la locomotion autonome, révèlent déjà que l'activité du moyen fessier gauche, stabilisateur de la hanche, précède l'activité du tibialis antérieur et du quadriceps droit qui interviennent dans le premier pas. Cependant, si ces ajustements posturaux préparatoires sont précoces, il existe néanmoins une évolution de ces mécanismes au cours de l'enfance pour arriver à la maîtrise de l'adulte. En effet, les oscillations latérales du bassin et du tronc diminuent avec l'augmentation de la maîtrise de la marche ; il en est de même pour les oscillations latérales de la tête. De plus, ce sont les marcheurs les moins expérimentés (1–4 mois ou 9–17 mois de pratique de marche) qui montrent clairement une inclinaison du tronc vers la jambe porteuse au cours de l'initiation de la marche. Ainsi, les plus jeunes sujets mobilisent tout le corps pour réaliser cet ajustement postural préparatoire, suggérant un fonctionnement en bloc de l'ensemble des segments axiaux. Les enfants de 4–5 ans, en revanche, commencent à présenter un fonctionnement plus articulé en inclinant le bassin vers la jambe porteuse, tout en gardant le tronc plus vertical, à la manière de l'adulte.

L'émergence précoce de la fonction d'anticipation est également un phénomène observable lors de l'épreuve de changement de trajectoire locomotrice chez l'enfant [31]. Cette étude révèle que l'anticipation des mouvements de la tête peut apparaître chez des enfants aussi jeunes que 3 ans. Chez les jeunes enfants, cette tendance à l'orientation prédictive de la tête est néanmoins un phénomène très variable. En fait, la fréquence d'apparition de cette stratégie s'accroît avec l'âge. Néanmoins, même chez l'enfant de 8 ans, certaines différences avec l'adulte persistent. Chez l'enfant, la tête amorce son changement d'orientation de façon synchrone avec le point d'inflexion de la trajectoire locomotrice. En revanche, chez l'adulte, la tête amorce son changement d'orientation avant le point d'inflexion de la trajectoire. De plus, il apparaît que chez l'enfant, l'ensemble tête-tronc anticipe le changement de trajectoire de façon simultanée, suggérant ainsi un fonctionnement en bloc de ces deux segments alors que l'anticipation de la tête chez l'adulte résulte d'une rotation du cou, suggérant un fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc [31].

## **QUATRE PÉRIODES DÉTERMINANTES AU COURS DE L'ONTOGENÈSE**

### **Stabilisation de la tête : un référentiel de base pour organiser le contrôle postural chez le bébé**

Cette période correspond environ à la 1<sup>re</sup> année de vie de l'enfant, depuis la naissance jusqu'à l'acquisition de la station debout. Il apparaît dans la littérature un véritable consensus pour concevoir la maturation posturale, réalisée au cours de la 1<sup>re</sup> année de l'enfant, comme une verticalisation progressive et céphalocaudale des différents segments du corps jusqu'à l'obtention finale de la station debout.

Le contrôle de la tête constitue pour le bébé le point de départ de toute organisation posturale future. Très tôt, le bébé présente des réactions de redressement de la tête en réponse à une stimulation vestibulaire [35]. Ce comportement compensateur vise à restaurer l'orientation de la tête du petit sujet sur la verticale gravitaire. Cette acquisition est fondamentale, car le segment céphalique est un maillon essentiel dans la chaîne posturale. Il permet l'orientation dans l'espace [36, 37] et constitue, par sa

stabilisation, la base indispensable d'une future organisation descendante de la régulation posturale en cours de mouvement chez l'adulte [2, 3, 11]. La station assise autonome correspond à la première situation naturelle où le petit enfant maintient la tête et le tronc à la verticale. Le contrôle de l'équilibre devient alors bisegmentaire et permet déjà une analyse des coordinations tête-tronc.

La stabilisation de la tête en position assise constitue un prérequis à l'apparition de la saisie bimanuelle [38]. En effet, la stabilisation de la tête et du regard sur la cible à atteindre établit un référentiel stable qui améliore la saisie du bébé [39]. De plus, des études effectuées en position assise [40] révèlent l'importance de la stabilisation de la tête pour le contrôle postural du jeune enfant. En effet, en réponse à des translations inattendues du support vers l'avant, les jeunes sujets âgés de 5 à 6 mois activent prioritairement les muscles du cou avant ceux du tronc et des jambes, suggérant un recrutement musculaire descendant. En revanche, les jeunes enfants ayant déjà acquis la station érigée présentent, dans la même situation expérimentale, un recrutement ascendant [41]. Ce recrutement ascendant a également été rapporté chez les adultes testés en station debout [42] ou assise [43] en réaction à une perturbation du support.

Dès l'apparition de la station bipède et a fortiori de la marche autonome, le petit enfant tombe principalement sous les contraintes de l'équilibre antigravitaire désormais appliquées à l'ensemble du corps. C'est en effet le moment où le contrôle de l'équilibre, après avoir été segmentaire, devient global. L'accession à la bipédie est considérée comme une acquisition capitale, propice à la mise en place d'un nouveau mode d'organisation de l'équilibre entraînant le passage à la deuxième période. De plus, l'acquisition de cette nouvelle habileté posturale ouvre de nouveaux horizons au jeune enfant qui passe d'un espace de préhension à un espace considérablement plus vaste : l'espace locomoteur.

### **Stabilisation du bassin : un référentiel de base pour organiser le contrôle de l'équilibre bipède**

La deuxième période débute avec l'apparition de la station bipède. De nouveaux problèmes d'équilibre se posent alors au jeune enfant. L'élévation du centre de gravité et la réduction de la surface d'appui au sol, au regard des postures précédemment adoptées (assise ou couchée), augmentent l'instabilité du corps. La maîtrise des membres inférieurs ainsi que la coordination entre les parties inférieures et supérieures du corps deviennent des facteurs déterminants du maintien de l'équilibre. Différentes expériences de maintien de l'équilibre postural en réaction à des perturbations du support révèlent l'apparition de réponses organisées dans les muscles des jambes dès que la station debout est acquise (12 à 14 mois). À partir de 2 ans, l'activation séquentielle des muscles des jambes ressemble aux synergies posturales ascendantes de l'adulte, avec cependant des latences plus longues et plus variables [44]. Il est intéressant de noter, dans ces conditions, une maturation caudocéphalique, c'est-à-dire ascendante de l'organisation des réponses musculaires en réaction à la perturbation du support sur lequel se tient l'enfant.

Une étude des stratégies sensorimotrices adoptées en situation de perturbation du support au moyen de translations antéropostérieures [45] rapporte, aussi bien à 2 ans qu'à 6 ans, un très faible amortissement de l'amplitude des oscillations induites depuis les pieds jusqu'à la tête, et ceci quelle que soit la fréquence des oscillations induites (0,25 ; 0,33 ; 0,50 Hz). Ce résultat peut s'expliquer par un raidissement de l'ensemble du corps suggérant, pour le contrôle de la posture, un fonctionnement en bloc de toutes les articulations. Chez l'adulte, en revanche, il existe un fort amortissement des oscillations au niveau de la tête, qui peut être interprété comme étant la

conséquence d'un contrôle postural articulé. Enfin, en l'absence de vision, l'adulte ne se différencie plus de l'enfant, avec un amortissement des oscillations particulièrement affaibli au niveau de la tête, suggérant comme l'enfant un comportement en bloc de tout son corps. Ce dernier résultat semble écarter toute interprétation purement biomécanique des différences établies entre enfant et adulte.

La locomotion bipède constitue pour les marcheurs débutants une activité d'équilibre difficile, même dans les conditions simples de marche sur un support plat et dégagé. En effet, la marche bipède nécessite le maintien intermittent de l'ensemble du poids du corps sur une seule jambe au moment de la phase d'oscillation [1, 46, 47]. L'importance capitale des problèmes posturaux au début de l'apprentissage de la marche a également été soulignée par des approches biomécaniques [47-49]. Ces derniers auteurs ont ainsi insisté sur l'importance de l'écartement des pieds, destiné à élargir la base de sustentation afin d'obtenir une plus grande stabilité. Ils ont montré que l'évolution avec l'âge de la maîtrise de la marche se traduit par la diminution progressive de cet écartement des pieds jusqu'à sa valeur minimale, atteinte vers l'âge de 3 ans. Cet âge correspond précisément à l'apparition de la capacité de l'enfant à marcher sur des supports étroits [2, 50].

Dans une étude antérieure [51, 52] réalisée avec de jeunes marcheurs débutants, nous avons cherché quels pouvaient être les segments corporels stabilisés à partir desquels le jeune enfant construit son équilibre en dépit des perturbations créées par la locomotion. Nos résultats révèlent que la stabilisation du bassin sur l'espace est présente dès la première semaine de marche autonome (figure 9.1b). Les épaules ne commencent à être stabilisées sur l'espace qu'à partir du deuxième mois d'expérience de marche. Enfin, la tête n'est toujours pas stabilisée sur l'espace au bout de 12 mois de marche autonome. Il ressort de ces résultats une évolution ascendante de la maîtrise des degrés de liberté des différentes articulations au cours de l'ontogenèse. Ainsi la stabilisation précoce du bassin semble-t-elle constituer un prérequis à l'apparition de la marche et à la stabilisation ultérieure des segments supérieurs au service du contrôle de l'équilibre. Par ailleurs, le calcul des déphasages par les fonctions d'intercorrélation entre les rotations latérales des segments bassin, épaules et tête révèle une organisation ascendante du contrôle de l'équilibre locomoteur, à partir du bassin stabilisé.

De plus, les taux de corrélation élevés entre les rotations de la tête et des épaules suggèrent un fonctionnement en bloc de l'ensemble de ces deux segments. Les coefficients de corrélation entre les rotations des épaules et du bassin diminuent avec l'expérience de marche, ce qui est cohérent avec l'apparition de la stabilisation des épaules sur l'espace à partir du deuxième mois de marche et suggère un fonctionnement plus articulé de l'ensemble épaules-bassin. Enfin, les enregistrements électromyographiques confirment chez le jeune enfant ayant 6 mois d'expérience de marche que la stabilisation du bassin est assurée avant le lever du pied. En effet, il apparaît, du côté controlatéral au pied soulevé, une activation du muscle stabilisateur de la hanche, le moyen fessier, qui démarre avant le décollement du talon et qui précède ainsi l'activation du tibialis antérieur ipsilatéral, suggérant une organisation temporelle descendante depuis le bassin jusqu'aux pieds. Cette anticipation peut occasionnellement se retrouver chez un enfant moins expérimenté ayant seulement 1 mois d'expérience de marche. Dans ce cas cependant, la fréquence d'apparition de cette anticipation est beaucoup plus rare. Ainsi, l'ensemble de ces résultats obtenus chez le jeune marcheur conduit à envisager l'existence d'une organisation temporelle du contrôle de l'équilibre locomoteur qui prend son origine au niveau du bassin, puisqu'elle est ascendante à partir du bassin stabilisé jusqu'à la tête et descendante depuis le bassin jusqu'aux pieds.

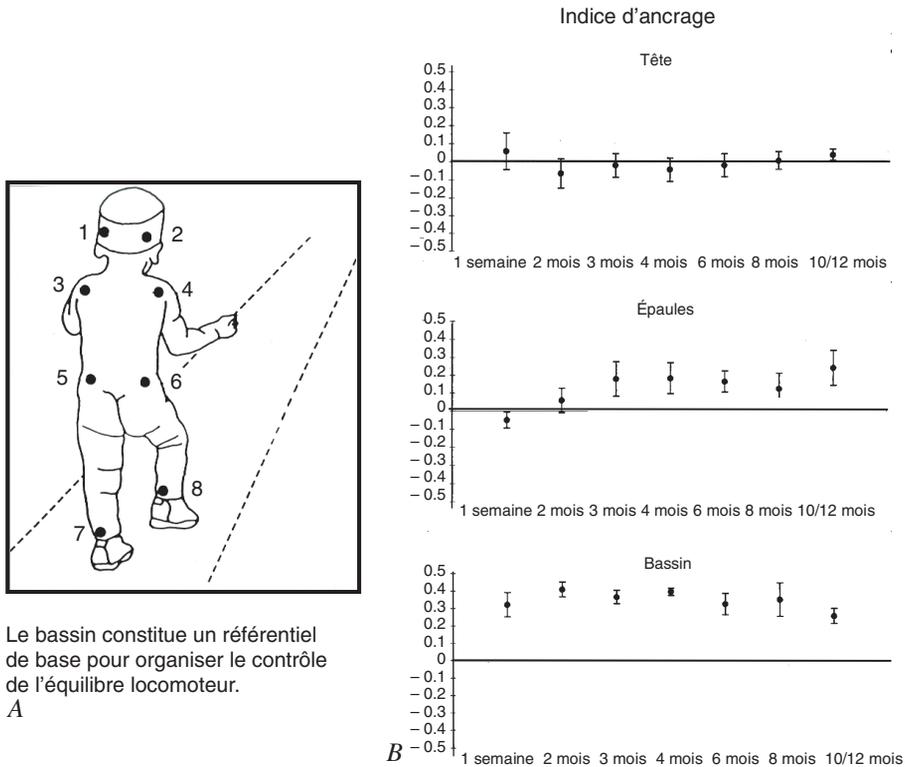


FIG. 9.1. **A.** Positionnement des marqueurs sur le sujet. **B.** Indices d'ancrage aux niveaux tête, épaules et bassin, calculés au cours de la marche sur sol plat, et présentés en fonction de l'expérience de marche [52].

Si, à l'évidence, le début de cette seconde période correspond à l'apparition de la bipédie, la limite supérieure est en revanche plus délicate à établir. Néanmoins, au regard de nombreuses études ontogénétiques, il ressort que l'âge de 6 ans apparaît comme un âge charnière dans le développement du contrôle de l'équilibre lors des activités posturocinétiques. En effet, Woollacott et al. [44] rapportent que vers l'âge de 6 ans, les synergies posturales redeviennent plus variables, et que leurs latences s'allongent temporairement, avant de reprendre leur évolution vers celles de l'adulte. Il faut attendre l'âge de 7 ans pour observer, en cas de déséquilibre, des synergies posturales comparables à celles de l'adulte. C'est également à cet âge, concernant la locomotion, que l'intensité de l'activation des muscles, notamment pour le gastrocnémien, atteint le niveau observé chez l'adulte [53]. Il apparaît aussi que seul le groupe des enfants de 6–10 ans présente la réponse électromyographique compensatoire typique de l'adulte, à savoir la suppression du réflexe d'étirement après une perturbation occasionnée lors de la marche [54, 55]. Par ailleurs, différentes études cinématiques révèlent que les caractéristiques de la marche adulte, au niveau des accélérations et décélérations [22], n'apparaissent qu'aux alentours de 5–6 ans.

Une première étude cinématique des coordinations tête-tronc réalisée au cours de la marche chez l'enfant de 3 à 8 ans ainsi que chez l'adulte [9, 11, 56] nous a permis de définir au moins trois phases déterminantes dans le développement du contrôle de la tête lors d'une épreuve de marche difficile sur un support étroit.

La première phase regroupe les enfants de 3 à 6 ans qui adoptent peu souvent la stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace. Lorsqu'ils l'utilisent, c'est uniquement

lors de la marche sur le sol plat et dégagé qui, à leur âge, ne présente plus de difficulté d'équilibre. Lorsque la difficulté d'équilibre s'accroît, ces jeunes enfants ont souvent tendance à raidir l'ensemble tête-tronc pour mieux contrôler leur équilibre, d'où le pourcentage important de corrélations tête-tronc positives, et plus particulièrement à l'âge de 6 ans. La deuxième phase regroupe les enfants de 7 et 8 ans chez qui la stratégie de stabilisation préférentielle de la tête sur l'espace devient nettement plus fréquente, même lorsque l'épreuve locomotrice présente des difficultés d'équilibre en raison des supports étroits. Cette amélioration de la stabilisation de la tête sur l'espace, non encore différenciée du point de vue des composantes angulaires, est associée à un effondrement des corrélations tête-tronc. La troisième phase, enfin, est caractéristique des adultes et montre que la stabilisation préférentielle de la tête sur l'espace devient presque systématique et s'applique sélectivement à la composante du roulis, qui est la rotation la plus impliquée dans le contrôle de l'équilibre latéral. Parallèlement, il n'existe plus de corrélations tête-tronc significatives, du moins pour le roulis. Ainsi le développement de la stabilisation de la tête sur l'espace en cours de locomotion se fait-il par étapes successives, avec une discontinuité marquée entre 6 et 7 ans. En effet, l'amélioration de la stabilisation de la tête sur l'espace observée à 7 ans est précédée par une apparente régression à 6 ans où les enfants présentent une forte tendance à stabiliser la tête sur le tronc. C'est pourquoi nous avons choisi de situer à 6 ans la limite supérieure de cette deuxième période.

### **Sept ans : utilisation préférentielle de la stabilisation de la tête sur l'espace en situation d'équilibre difficile**

Comme nous venons de le voir, cette période débute aux alentours de l'âge de 7 ans. Elle est caractérisée par la maîtrise de la stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace étendue aux activités locomotrices présentant des difficultés d'équilibre. Cette stabilisation, au début encore malhabile, est appliquée sans distinction aux trois composantes de rotation du segment céphalique [9, 11]. Dès l'âge de 7 ans, l'enfant est capable de libérer l'articulation du cou, passant ainsi du fonctionnement en bloc à un fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc au cours d'une épreuve difficile d'équilibre locomoteur. Nous avons, de plus, postulé que cette stabilisation de la tête sur l'espace servirait de base à une organisation descendante du contrôle de l'équilibre. Ces résultats mettent bien en valeur les changements notables qui caractérisent l'âge de 7 ans comme une charnière dans l'évolution des stratégies d'équilibre.

Cette période de transition entre 6 et 7 ans concernant les stratégies de stabilisation segmentaire de l'ensemble tête-tronc a été particulièrement étudiée au cours de sauts uni- ou bipodaux [57]. Le résultat principal qui émerge de cette étude, concernant le plan sagittal, est que lors de la phase de vol, il apparaît une stabilisation du tronc sur l'espace, accompagnée d'une stabilisation de la tête sur l'espace, qui suggère un fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc. Ce contrôle indépendant des différents segments supérieurs est présent aussi bien chez les enfants de 6 et 7 ans que chez les adultes, et pour les deux conditions de saut. En revanche, lors de l'atterrissage, la stabilisation de la tête sur l'espace disparaît et seule persiste la stabilisation du tronc sur l'espace, suggérant un fonctionnement en bloc de l'ensemble tête-tronc. Des résultats similaires ont été obtenus concernant les stabilisations latérales des segments tête et bassin, dans les conditions d'équilibre les plus difficiles, c'est-à-dire en saut unipodal. À la lumière de ces résultats, il apparaît que la stabilisation de la tête sur l'espace est « phase-dépendante », alors que la stabilisation du tronc est « phase-indépendante » et que le tronc semble être un référentiel de base à partir duquel s'organise le contrôle de l'équilibre. Ainsi la stabilisation du tronc, et plus particulièrement du bassin, semble-t-elle être le premier référentiel de base à partir duquel vont se construire la plupart des activités posturocinétiques. Enfin, cette

distinction entre 6 et 7 ans qui est absente au niveau du contrôle des segments supérieurs pendant les phases de vol et d'atterrissage se retrouve nettement lors de la phase de préparation active du mouvement qu'est l'impulsion [58].

### **Caractéristiques de l'adulte : contrôle sélectif des degrés de liberté de l'articulation du cou et organisation descendante du contrôle de l'équilibre**

En situation d'équilibre difficile, comme au cours de la marche sur support étroit, l'adulte adopte une stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace associée à un contrôle sélectif des degrés de liberté de l'articulation du cou. La composante angulaire sélectivement contrôlée dépend probablement de la tâche réalisée par le sujet. Dans le cas où l'équilibre latéral est perturbé, c'est la composante de rotation du roulis qui est sélectivement contrôlée [9, 11]. Cette stabilisation sélective de la tête en roulis, observée uniquement chez l'adulte, peut s'expliquer par un gain limité du réflexe vestibulo-oculaire, susceptible de compenser les oscillations de la tête au cours de la marche [59] ; elle a également été rapportée chez l'adulte lors d'épreuves locomotrices en avant et en arrière sur sol normal ainsi que sur un support caoutchouc mousse épais [60].

La stratégie de stabilisation de la tête sur l'espace a déjà été décrite chez l'adulte dans diverses épreuves posturocinétiques [7-11]. L'hypothèse faite par ces différents auteurs [1, 3, 10, 11] est que la stabilisation de la tête sur l'espace sert de base à une organisation descendante du contrôle continu de l'équilibre. Grâce à la méthode des intercorrélations conjuguées, il a été possible de définir pour la première fois des stratégies d'équilibre latéral adoptées par l'adulte au cours de tâches posturales non perturbées [61, 62]. Parmi ces stratégies posturales qui constituent le répertoire de l'adulte, il existe une stratégie purement descendante initiée au niveau de la tête. Cette stratégie a été observée dans des conditions posturales difficiles telles que un pied posé devant l'autre sur un support de caoutchouc mousse épais [63]. Elle disparaît lorsque les conditions deviennent plus clémentes telles que par exemple avec un support solide, confirmant tout à fait la pertinence de l'organisation descendante du contrôle de l'équilibre en situation difficile. Ainsi ces résultats constituent, chez l'adulte, une des premières preuves expérimentales d'une organisation descendante de l'équilibre. Par ailleurs, au cours de la marche sur support étroit, le calcul des latences a révélé que la tête et le tronc étaient pratiquement synchrones, chez l'adulte, en roulis. Ce résultat plaide également en faveur d'un contrôle postural anticipé au niveau de la tête, et donc organisé de façon descendante, en réponse aux perturbations engendrées par la locomotion [9]. Plus récemment, un certain nombre d'études réalisées chez l'adulte sain sont venues confirmer cette organisation descendante du contrôle de l'équilibre lors de situations particulièrement instables. Il en est ainsi lors de la marche sur un support de caoutchouc mousse épais [60, 64, 65] ou encore lors de la station assise sur une balancelle [66, 67].

### **MODÈLE ONTOGÉNÉTIQUE DE L'ORGANISATION SENSORIMOTRICE DU CONTRÔLE DE L'ÉQUILIBRE**

Sur la base des principes fonctionnels spatiaux et temporels et des différents résultats expérimentaux énoncés ci-dessus, nous avons donc proposé avec Bernard Amblard [1] un modèle ontogénétique simple et heuristique de la construction des stratégies d'équilibre depuis la naissance jusqu'à l'âge adulte. Ce modèle décrit, au cours de quatre périodes successives de l'ontogenèse, l'existence d'un va-et-vient entre deux modes d'organisation temporelle du contrôle de l'équilibre : ascendant ou

descendant, auxquels sont associés deux modes de fonctionnement des ensembles de segments corporels : en bloc ou articulé (figure 9.2).

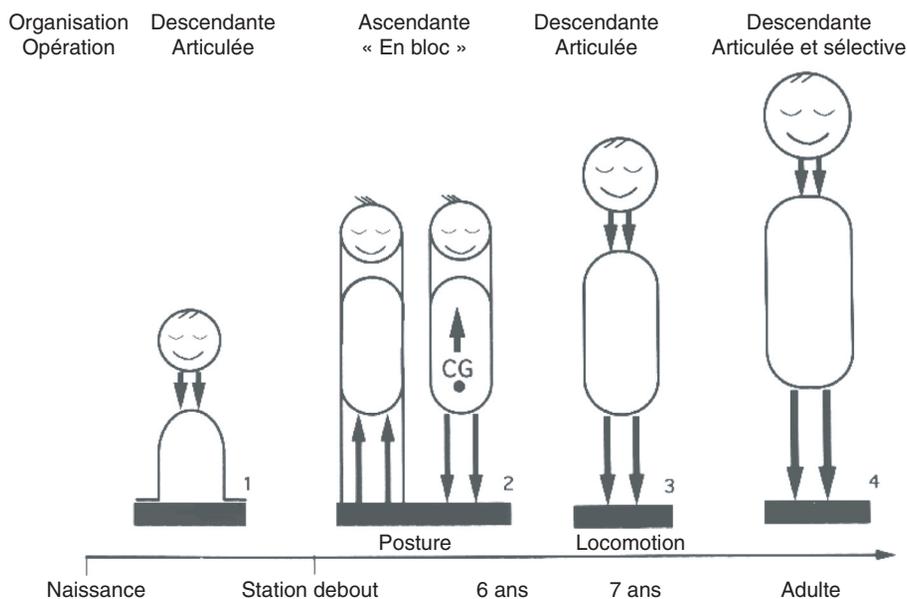


FIG. 9.2. Schéma ontogénétique de l'organisation des activités posturocinétiques depuis la naissance jusqu'à l'âge adulte. 1-4 : les quatre périodes [1].

La première période correspond environ à la 1<sup>re</sup> année de vie, depuis la naissance jusqu'à l'acquisition de la station debout. La tête est alors le point de départ de toute organisation posturale. En accord avec la littérature, nous faisons l'hypothèse d'une organisation temporelle descendante du contrôle de l'équilibre à laquelle serait associé un fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc.

La deuxième période est située entre le début de la station bipède et l'âge de 6 ans, qui semble constituer un âge charnière, aussi bien pour le contrôle de l'équilibre postural que locomoteur. Nous avons vu que l'équilibre locomoteur s'organise de façon ascendante à partir du bassin stabilisé et qu'il est assorti d'un fonctionnement en bloc de l'ensemble tête-tronc. Dans le cas du contrôle postural, nous faisons l'hypothèse que l'organisation temporelle de l'équilibre est également ascendante, mais à partir des pieds, sachant, comme nous l'avons vu, que toutes les articulations sont bloquées afin de minimiser le nombre de degrés de liberté à contrôler simultanément.

Les troisième et quatrième périodes se situent entre 7 ans et l'âge adulte. Elles sont toutes deux caractérisées par un retour à un fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc qui autorise une stabilisation de la tête sur l'espace. Cette stabilisation de la tête sur l'espace, qui, au cours de la troisième période, porte indistinctement sur les trois degrés de liberté de l'articulation du cou, sert de base à une organisation temporelle descendante du contrôle de l'équilibre. Il est à noter cependant que la limite supérieure de la troisième période demande encore à être définie. Pour cela, une étude détaillée sur la période de l'adolescence devrait nous fournir de précieuses informations. En effet, compte tenu des modifications importantes de croissance qui caractérisent cette période et qui s'accompagnent de bouleversements au niveau du schéma corporel, se pose tout naturellement la question d'une évolution

ou d'une régression transitoire au niveau du contrôle de la coordination entre posture et mouvement.

Enfin, *la quatrième période*, caractéristique de l'adulte, se distingue de la précédente en ce qu'elle introduit dans le fonctionnement articulé de l'ensemble tête-tronc la notion d'un contrôle sélectif des degrés de liberté du cou, approprié à la tâche réalisée.

### **Référentiels posturaux multiples : apprendre à sélectionner au cours de l'ontogenèse**

L'ensemble des résultats rapportés dans cette partie est en faveur de l'existence de référentiels stables multiples, qui agiraient en alternance ou de concert, en association avec un fonctionnement en bloc ou articulé des segments corporels, pour permettre l'organisation temporelle la plus efficace du contrôle de l'équilibre en cours de mouvement. Si la première étape pour l'enfant consiste à construire les éléments de son répertoire de stratégies d'équilibre, la deuxième étape consiste à apprendre à sélectionner les éléments pertinents de ce répertoire, en fonction de l'activité à exécuter et du contexte environnemental. C'est précisément ce choix d'un référentiel parmi un répertoire de référentiels multiples (corporels et sensoriels), associé au choix de mode de couplage des différentes articulations, associé enfin à une coordination efficace entre posture et mouvement, que l'enfant doit apprendre à gérer au cours de son développement [58, 68].

Sélectionner dans le répertoire la stratégie posturale adéquate revient à anticiper les conséquences du mouvement prévu afin de préserver l'équilibre postural et l'efficacité du geste. Pour anticiper, le cerveau s'appuie sur des représentations internes des caractéristiques du corps, du monde extérieur et de leurs interactions réciproques. Chez l'enfant, les représentations internes se construisent peu à peu à partir de son action, de ses apprentissages de nouvelles habiletés et de ses adaptations successives à de nouvelles contraintes internes qui se produisent tout au long de l'ontogenèse. Elles servent de base au développement de la fonction d'anticipation qui améliore progressivement au cours de l'enfance la coordination entre posture et mouvement ainsi que l'optimisation du geste [58, 69].

## **DÉVELOPPEMENT DE LA FONCTION D'ANTICIPATION**

### **Émergence précoce des ajustements posturaux anticipés et maturation tardive au cours de l'enfance**

L'étude de la coordination bimanuelle au cours d'une tâche de délestage a montré qu'il existe déjà chez des enfants de 3-4 ans une forme d'anticipation, qui permet une relative stabilisation de l'avant-bras, utilisé comme référentiel égocentrique afin de permettre un mouvement de délestage volontaire efficace [33]. Cet APA se traduit par une réduction significative de la rotation du coude lorsque le petit sujet délèste activement son avant-bras postural par comparaison avec la situation de délestage imposé. Ainsi, à partir de 3-4 ans, il apparaît que les enfants commencent à utiliser une stratégie d'anticipation sur la base d'une mémoire sensorimotrice. Une étude longitudinale chez des enfants de 4 à 8 ans nous a permis d'explorer l'évolution de la fonction d'anticipation et de détecter une nette amélioration des performances de stabilisation posturale aux environs de 7 ans. Néanmoins, le niveau de performance de l'adulte n'est pas encore atteint. De plus, l'analyse des enregistrements électromyographiques nous a permis d'identifier les différents patrons musculaires responsables de la stabilisation de l'avant-bras postural. Il apparaît une séquence

développementale très nette depuis 4 ans jusqu'à l'âge adulte qui va vers une diminution importante du patron de cocontraction au profit d'une réduction d'activité sélective sur le fléchisseur postural. Néanmoins, à 7-8 ans, le réglage temporel de cette inhibition est toujours immature car ne présentant pas le caractère précoce (avant le délestage) de l'adulte. Ces résultats suggèrent que le contrôle précis des paramètres temporels, qui caractérise les APA, demande une maturation particulièrement longue au cours de l'ontogenèse [70, 71].

### **Déficit de la fonction d'anticipation chez les enfants autistes**

L'autisme est aujourd'hui considéré comme un trouble du développement du système nerveux central (SNC). Différentes études suggèrent des dysfonctionnements aussi bien dans les structures corticales [72-75] qu'au niveau du cervelet [76, 77]. L'autisme se caractérise par un trouble des capacités de communication au sens large, accompagné de perturbations de fonctions plus élémentaires telles que l'intentionnalité, l'attention et l'imitation. Or, une des fonctions essentielles de la motricité est précisément de permettre le dialogue entre l'organisme et son environnement, notamment au travers des entrées sensorielles. À l'inverse des pathologies qui touchent directement le système moteur, et dont l'étude nous informe sur les possibilités de réadaptations fonctionnelles, l'autisme est caractérisé par une motricité apparemment normale avec néanmoins un dysfonctionnement de l'action finalisée et intégrée dans son environnement. À cet égard, l'autisme nous semble un modèle de choix pour mieux comprendre la construction des représentations internes, fruit de l'interaction entre le sujet et son environnement. À partir de nos résultats, il ressort clairement un déficit de la fonction d'anticipation posturale chez les enfants autistes lors de la tâche bimanuelle de délestage. De plus, il est intéressant de souligner que le mode de contrôle rétroactif substitué au contrôle proactif par les autistes assure, néanmoins, le maintien des performances de stabilisation de l'avant-bras postural, au prix d'un ralentissement du geste [70, 78, 79]. Savoir si cette atteinte de la fonction d'anticipation résulte d'une altération de la construction des représentations internes ou bien des processus de sélection reste une question à élucider.

### **Association EMG et EEG dans une tâche bimanuelle d'anticipation chez l'enfant sain et l'enfant autiste**

L'idée principale de notre protocole bimanuel de délestage qui associe des EMG et des EEG est de repérer, au niveau des variations de rythmes corticaux, l'expression d'une anticipation synchrone avec celle des muscles posturaux de l'avant-bras à décharger et de montrer son évolution au cours de l'ontogenèse. La sémiologie de l'EEG décrit chez l'adulte sain au repos différents rythmes spontanés (delta, thêta, alpha et bêta). Il existe aussi des rythmes spécifiques qui répondent à des stimulations particulières de l'environnement. C'est le cas du rythme mu qui, observé au repos, disparaît dans le cas d'un mouvement actif ou passif ou encore imaginé. Ce blocage du rythme mu est interprété comme une activation cérébrale de la région rolandique controlatérale au membre qui exécute le mouvement. La désynchronisation liée à l'événement (DLE) est interprétée comme un corrélat électrophysiologique à l'activation des aires corticales impliquées dans des processus moteurs [80].

Les résultats rapportent, chez l'adulte et l'enfant sains, que la DLE constitue un indice électrophysiologique de choix pour caractériser l'origine centrale des APA dans notre tâche bimanuelle de délestage [70, 81]. S'agissant des aires motrices, la

DLE semble s'exprimer avec les mêmes caractéristiques temporelles chez l'enfant (rythme  $\theta$ ) et l'adulte (rythme  $\mu$ ). De plus, de façon cohérente avec nos données cinématiques et EMG, on constate chez l'enfant autiste une absence de DLE, ce qui souligne l'origine centrale du déficit de la fonction d'anticipation chez ces enfants [70, 82].

### Développement des anticipations posturales en réponse à une perturbation rythmique du support chez le bébé assis

(figure 9.3 et 9.4)

Au cours de cette expérience, nous avons étudié les modes de contrôle employés chez le jeune enfant pour réduire les oscillations latérales du corps en réponse à une perturbation sinusoïdale du support, donc prévisible, sur lequel il était assis (fréquence : 0,5 Hz et amplitude  $3,5^\circ$ ). Les stratégies posturales de 10 jeunes enfants âgés de 6 à 12 mois et n'ayant pas encore acquis la marche autonome, de 10 marcheurs débutants âgés de 12 à 18 mois et enfin de 10 adultes ont été analysées. D'après nos hypothèses, les jeunes enfants marcheurs devaient être capables d'amortir au niveau du tronc les oscillations imposées par la plate-forme grâce à leur musculature lombaire. En revanche, cette stratégie ne devait pas être encore disponible pour nos plus jeunes sujets avant l'acquisition de la marche autonome, en raison de l'immaturation de leur système neuromusculaire. Les déplacements angulaires et linéaires de la tête et de différents segments de la colonne vertébrale (C7-T6 ; T6-L2 ; L2-sacrum) ont été calculés. L'organisation temporelle de ces segments a été obtenue à l'aide des fonctions d'intercorrélation calculées à la fois sur les signaux cinématiques et EMG (tronc et cou).



FIG. 9.3. Protocole expérimental d'oscillations rythmiques du support, en médiolateral, chez le jeune enfant en station assise.

La mesure des déplacements linéaires horizontaux de l'ensemble tête-tronc nous a permis de distinguer deux types de stratégie posturale en réponse aux perturbations cycliques du support :

- A. la tête et le tronc sont en contre-rotation par rapport au support ;
- B. la tête et le tronc sont solidaires du support.

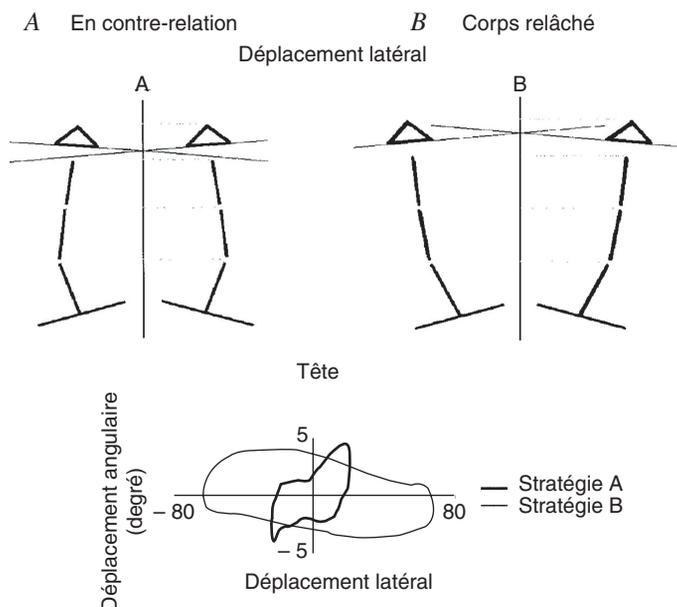


FIG. 9.4. Déplacements linéaires horizontaux de l'ensemble tête-tronc permettant de distinguer deux types de stratégie posturale en réponse aux perturbations cycliques du support. **A.** La tête et le tronc sont en contre-rotation par rapport au support. **B.** La tête et le tronc sont solidaires du support.

Chez les jeunes bébés, n'ayant pas encore acquis la marche autonome, seule la stratégie B est présente, traduisant une augmentation des déplacements linéaires depuis le sacrum jusqu'à la tête. Chez les jeunes marcheurs, la stratégie B reste majoritaire ; néanmoins, il est à noter une nette diminution des déplacements linéaires aux niveaux T6, C7 et tête. Enfin, chez les adultes, la stratégie A est largement majoritaire.

Les corrélations entre les activités EMG et les oscillations du support montrent que les jeunes bébés non marcheurs sont incapables d'anticiper les oscillations de la plate-forme, que ce soit au niveau lombaire ou nucaux. L'acquisition de la marche a pour avantage de permettre une stabilisation lombaire qui rend les jeunes marcheurs capables d'anticiper au niveau lombaire les perturbations du support sur lequel ils sont assis. Ce résultat est cohérent avec nos études précédentes [1, 51, 52] qui rapportaient un changement d'organisation posturale, basée sur la stabilisation du bassin, à partir de l'acquisition de la marche autonome. En revanche, l'anticipation de la plate-forme n'est pas possible au niveau nucaux et, de ce fait, n'autorise pas encore la contre-rotation au niveau de la tête. Les adultes, quant à eux, anticipent les oscillations de la plate-forme, aussi bien au niveau lombaire que nucaux, et réalisent avec succès une double contre-rotation à ces deux niveaux, assurant ainsi une stabilisation posturale optimale. Il ressort de cette étude que l'acquisition de la marche autonome, caractérisée par une nouvelle organisation temporelle de l'équilibre centrée sur le bassin, constitue un élément majeur pour améliorer la capacité d'anticiper les perturbations externes imposées par la plate-forme.

## **LE CONTRÔLE DE L'ORIENTATION : UNE AUTRE COMPOSANTE DE LA POSTURE**

### **Contrôle de l'orientation segmentaire au cours de l'ontogenèse : d'un référentiel égo- à un référentiel exocentré**

Le contrôle de la stabilisation du tronc et le contrôle de son orientation constituent deux éléments essentiels pour le contrôle postural, notamment chez le jeune enfant. Inspirés du protocole du « garçon de café » qui implique une stabilisation volontaire de l'avant-bras à l'horizontale, nous nous sommes posé la question de la capacité de l'enfant à maintenir ce double contrôle de stabilisation et d'orientation d'un segment lorsque le référentiel que constitue le tronc est perturbé. Pour les jeunes enfants de moins de 3 ans, nous leur avons tout simplement proposé de faire des bulles. La réalisation de cette activité nécessite dans un premier temps de tenir un tube rempli de liquide avec le bras postural maintenu à l'horizontale, le tronc étant bien maintenu à la verticale. Cette première activité a été réalisée avec un franc succès ! Dans un deuxième temps, nous avons demandé à nos jeunes sujets de souffler très fort en penchant le tronc vers l'avant pour faire de grosses bulles ; immanquablement, l'avant-bras s'incline dans les mêmes proportions que le tronc et le liquide est renversé ! Ces observations constituent un joli argument pour illustrer le fait que le jeune enfant utilise un référentiel égo-centré pour organiser le contrôle postural de son avant-bras. Ainsi, le tronc constitue chez le jeune enfant un référentiel de base à partir duquel s'organise le contrôle des autres segments corporels.

Pour des enfants plus âgés, entre 4 et 10 ans, nous avons perturbé le tronc par des oscillations antéropostérieures sinusoïdales imposées par le tapis roulant sur lequel le sujet est assis. Les déplacements angulaires nous indiquent, chez l'adulte, des oscillations du tronc parfaitement en opposition de phase avec celles du tapis et des stabilisations parfaites des parties haute et basse du bras. Chez l'enfant de 7 ans, on distingue les mêmes mécanismes, avec toutefois des performances moins bonnes que celles de l'adulte. En revanche, chez l'enfant de 5 ans, les oscillations du tronc ne sont pas systématiquement organisées par rapport à celles du tapis et les oscillations de la partie haute du bras sont fortement couplées avec celles du tronc. Ce couplage va en s'atténuant au niveau de l'avant-bras.

La quantification de la dispersion angulaire de l'avant-bras nous indique une diminution des oscillations de l'avant-bras avec l'âge. L'indice d'ancrage de l'avant-bras calculé par rapport au tronc nous indique que, chez l'adulte comme chez les enfants de 7-10 ans, il existe une stabilisation de l'avant-bras sur l'espace, ce qui signifie un contrôle indépendant de ce segment en dépit des mouvements du tronc. Ce résultat est cohérent avec l'utilisation d'un référentiel exocentré. En revanche, les enfants de 4-6 ans, sans être complètement dépendants des mouvements du tronc, tels que les jeunes enfants de moins de 3 ans, n'ont pas encore acquis un contrôle indépendant de l'avant-bras permettant d'envisager déjà l'utilisation d'un référentiel exocentré. Ainsi, à travers ces résultats, on retrouve à nouveau la transition dans les modes de contrôle entre 6 et 7 ans et le principe d'un contrôle postural global et égo-centré qui évolue vers un contrôle postural plus sélectif et exocentré impliquant un contrôle indépendant de chacun des segments corporels.

### **Contrôle de l'orientation posturale et perturbation du schéma corporel chez l'adolescent**

Chez l'adulte, la notion de schéma corporel au service du contrôle moteur a été conceptualisée à l'occasion d'études effectuées en microgravité [24, 83]. Il est bien évident que ce schéma corporel comme référence de l'action doit d'une part se

construire au cours de l'ontogenèse, et d'autre part conserver un pouvoir adaptatif. En ce qui concerne sa mise en place au cours de l'enfance et son adaptation à des modifications rapides et massives des contraintes internes au cours de l'adolescence, la littérature expérimentale est encore à construire !

L'adolescence est une période particulière dans l'ontogenèse qui est caractérisée par des changements morphologiques rapides et massifs. Les disproportions temporaires, souvent disharmonieuses, du développement morphologique peuvent entraîner une maladresse passagère assortie d'un « affaissement » dans les attitudes posturales. Jusqu'à présent, l'adolescence a fait l'objet de peu d'études spécifiques du contrôle moteur, probablement en raison d'une assimilation hâtive au stade adulte. La question qui nous intéresse est de savoir si cette détérioration transitoire du schéma corporel et de l'image du corps a aussi des conséquences sur les représentations internes du mouvement, et pourrait ainsi affecter les fonctions d'anticipation et de coordination qui sont à la base de l'organisation du contrôle postural.

Notre hypothèse est que cette période pourrait être une période charnière où le mode de contrôle rétroactif serait préférentiellement utilisé, au détriment du contrôle anticipé, révélant ainsi une régression passagère dans le développement du contrôle moteur, ultime étape avant d'atteindre les potentialités de l'adulte. De plus, la perturbation du schéma corporel chez l'adolescent pourrait le conduire à négliger transitoirement son système proprioceptif en pleine mutation afin de se référer à d'autres systèmes sensoriels, notamment la vision, pour contrôler l'orientation posturale. C'est au travers d'un protocole de contrôle de l'orientation posturale en réponse à des oscillations très lentes du support, en dessous des seuils de sensibilité du système vestibulaire canalaire, principalement destiné à solliciter les informations proprioceptives, que nous avons commencé à tester ces hypothèses auprès d'une population d'adolescents âgés de 14-15 ans.

Les résultats de cette étude [84] montrent que les adolescents adoptent un mode de stabilisation segmentaire différent de celui des adultes. En effet, les adolescents ancrent le bassin sur le support alors que les jeunes adultes stabilisent le bassin sur l'espace, s'affranchissant ainsi des perturbations du support [85, 86]. Les différences se retrouvent également au niveau des segments supérieurs, où la stratégie de stabilisation sur l'espace est toujours mieux maîtrisée chez les jeunes adultes. De plus, il apparaît que la vision joue un rôle prépondérant pour le contrôle de l'orientation et de la stabilisation du corps chez les adolescents. Ces premiers éléments suggèrent une maturation tardive du contrôle postural et de son intégration sensorielle au-delà de l'adolescence. Cette prépondérance de la vision dans le contrôle postural de l'adolescent demande également à être testée sur le plan perceptif à l'aide du *rod and frame test* [87]. Ces données seront d'autant plus précieuses que Isabelle et al. [88] ont une nouvelle interprétation de la typologie visuelle où les « dépendants » visuels seraient en fait des négligents proprioceptifs et les « indépendants » visuels seraient des proprioceptifs dominants. Ainsi, nos résultats semblent cohérents avec l'hypothèse d'une négligence transitoire des informations proprioceptives dans l'intégration sensorielle du contrôle postural au cours de l'adolescence [84].

## LE DÉVELOPPEMENT DE LA FONCTION D'ADAPTATION AU COURS DE TÂCHES LOCOMOTRICES

### **Anomalies de torsion des membres inférieurs et stratégies d'équilibre locomoteur chez les enfants de 5–6 ans et de 7–10 ans**

Afin d'étudier les mécanismes d'adaptation à long terme du SNC pour organiser le contrôle de l'équilibre locomoteur dans le cas d'une anomalie biomécanique chronique, nous avons réalisé une expérience avec des enfants de 5–6 ans et de 7–10 ans présentant des rotations internes (RI) des membres inférieurs. Les RI des membres inférieurs se définissent par une anomalie de torsion des os du fémur et du tibia (squelette jambier). Plus précisément, il s'agit d'un défaut de rotation horizontale autour d'un axe vertical de ces deux segments osseux. La question posée par cette étude est de savoir si cette déviance biomécanique locale que constituent les anomalies de torsion des membres inférieurs est susceptible de se répercuter sur les parties supérieures, perturbant ainsi le développement normal des coordinations tête-tronc, et entraînant une réorganisation de l'équilibre de l'ensemble du corps.

D'après nos résultats [89], l'anomalie biomécanique locale que représente la RI des membres inférieurs ne semble pas affecter le développement normal des coordinations tête-tronc chez les jeunes enfants de 5–6 ans. En effet, la stabilisation du bassin de même que la stabilisation des épaules sont présentes dans leur répertoire moteur, de la même façon que pour les enfants sains. De plus, il est important de savoir que la croissance des torsions osseuses des segments tibial et fémoral se prolonge normalement jusqu'aux âges de 6–7 ans. Ainsi certaines RI vont-elles se trouver partiellement ou totalement compensées par le seul fait de la croissance osseuse. Il apparaît donc que chez les enfants de 5–6 ans, les limites de tolérance du système soient suffisamment larges pour englober ces fluctuations temporaires autour de la norme. Cependant, il ressort de notre étude une baisse d'efficacité de la stratégie de stabilisation des épaules sur l'espace, en lacet comme en roulis, notamment lors de conditions d'équilibre difficile [58].

En revanche, les coordinations tête-épaules semblent affectées chez les enfants de 7–10 ans avec RI, qui favorisent un mode de fonctionnement en bloc au détriment du mode de fonctionnement articulé systématiquement adopté par les enfants contrôles. Se pose maintenant la question de savoir si ce résultat est le fruit d'un simple retard ou bien s'il s'agit d'un déficit dans la construction des référentiels posturaux. Afin de répondre à cette question, un des prolongements de cette étude pourrait consister à déstabiliser artificiellement le bassin des enfants de 7–10 ans, porteurs de RI, afin de solliciter davantage la stabilisation de la tête sur l'espace, comme référentiel principal, pour construire leur équilibre locomoteur en situation difficile.

### **Scolioses et organisation du contrôle postural au cours de l'enfance et de l'adolescence**

Au cours de l'ontogenèse, le tronc constitue le référentiel de base pour organiser le contrôle postural tant au niveau de l'équilibre qu'au niveau du contrôle de l'orientation dans diverses tâches posturocinétiques [68]. Peu de travaux ont été réalisés sur l'étude des mouvements du rachis au cours de la locomotion et dans la plupart des cas, le tronc était considéré comme un élément rigide [90]. Cependant, la pertinence des mouvements du rachis au cours de la marche est reconnue depuis de nombreuses années [91, 92], même si la majorité des études se concentrent sur l'analyse des membres inférieurs.

La scoliose se définit comme une déformation de la colonne vertébrale dans les trois plans de l'espace. Cette anomalie de torsion apparaît généralement à partir de 7–8 ans et s'accroît aux alentours de la puberté. Dans certains cas, l'atteinte peut être tellement importante qu'elle nécessite une intervention chirurgicale afin de réduire l'amplitude des anomalies de la courbure vertébrale, causant ainsi, de façon transitoire, des troubles importants du schéma corporel. À ce titre, ce modèle d'anomalie musculosquelettique spécifique du rachis nous apparaît tout à fait approprié pour tester les contributions respectives des facteurs biomécaniques et maturationnels dans l'émergence des stratégies d'équilibre, notamment des stabilisations segmentaires, telles que, par exemple, la stabilisation de la tête. De plus, cette atteinte constitue un modèle de choix pour l'étude du contrôle de l'orientation posturale et de l'intégration des modalités sensorielles, y compris la perception de la verticale subjective et les représentations de l'espace.

La question posée par ce travail est de savoir quelles sont les conséquences de la scoliose idiopathique sur les stratégies d'équilibre locomotrices. Plus précisément, cette déviance biomécanique locale est-elle susceptible de se répercuter sur d'autres segments corporels, notamment les parties supérieures du corps, et ainsi d'instaurer une stratégie adaptative d'organisation de l'équilibre locomoteur intéressant l'ensemble du corps ? De plus, cette anomalie qui affecte le rachis dans les trois plans de l'espace aura-t-elle des conséquences sur les trois composantes de rotation ou plus précisément sur le roulis, plus impliqué dans le contrôle de l'équilibre latéral ? Afin de savoir si l'évolution des coordinations tête-tronc, au service du contrôle de l'équilibre, est perturbée, chez des enfants présentant une scoliose idiopathique, nous avons testé ces sujets dans des conditions de marche présentant des degrés croissants de difficulté d'équilibre (incluant des marches sur supports étroits).

Il ressort de cette étude [93] que les sujets scoliotiques sont plus lents que les sujets contrôles, en particulier dans les conditions d'équilibre difficile. Ce ralentissement montre que les scoliotiques ont une plus grande difficulté que les enfants contrôles à maîtriser l'équilibre locomoteur. La stabilisation du bassin est préservée en dépit des modifications structurelles du rachis. D'autre part, s'agissant du contrôle latéral, les amplitudes de mouvement et les modes de stabilisation segmentaire du rachis sont adoptés en fonction des caractéristiques de la tâche locomotrice et non en fonction de la pathologie. Enfin, le résultat majeur de cette étude est que le déficit biomécanique que représente la scoliose idiopathique affecte principalement la composante de rotation de lacet, notamment au niveau de la tête et des épaules, au cours de la locomotion. Dans cette composante de rotation, les sujets scoliotiques, à la différence des sujets contrôles, sont sensibles à la difficulté d'équilibre de la tâche. Ces résultats sont tout à fait cohérents avec les déficits vestibulaires précédemment rapportés dans la littérature [94-97].

## ADAPTATION DES RÉFÉRENTIELS POSTURAUX

### **Microgravité chez l'adulte : retour à un référentiel égocentré pour la stabilisation d'un segment corporel**

Sur Terre, les deux principaux cadres de référence servant au contrôle postural global ou segmentaire sont le *référentiel géocentré*, basé sur le vecteur gravité, et le *référentiel égocentré*, constitué par le corps du sujet ou par certains de ses segments engagés dans l'action. Pour organiser leur posture sur terre, les sujets visuels indépendants intègrent l'ensemble des référentiels géocentrés (graviception) et égocentrés (proprioception), tandis que les sujets visuels dépendants maîtrisent principalement le

référentiel géocentré visuel. En microgravité, le référentiel géocentré est indirectement perçu par le canal visuel, dont l'orientation spatiale sur terre est calibrée par la gravité. Quant au référentiel égocentré, il perd une grande partie de ses sources sensorielles de mise à jour à cause de la réduction des informations proprioceptives. De ce fait, la diminution des informations somesthésiques et la priorité donnée aux informations visuelles pose la question d'une éventuelle réunification des typologies perceptives dans la prise des référentiels spatiaux. Ainsi la microgravité pourrait-elle induire une sorte de régression vers les comportements non encore diversifiés du jeune enfant avec dépendance accrue vis-à-vis des référentiels visuels. En effet, il est maintenant bien admis par ailleurs qu'en microgravité, les processus posturocinétiques chez l'adulte tombent nettement sous la dépendance du contrôle visuel. Une dépendance visuelle marquée au service du contrôle postural est également le fait des jeunes enfants jusqu'à l'âge de 6 ans [1].

Dans quelle mesure cette adaptation des référentiels spatiaux à la microgravité peut-elle refléter leur construction au cours du développement constitue notre nouvelle question. Ainsi, dans cette étude, la microgravité est envisagée sous un jour nouveau comme un modèle pour le développement. C'est à partir d'un protocole de stabilisation de l'avant-bras, qui nous est familier dans les études développementales [71], tant sur le plan du contrôle de la stabilisation que du contrôle de l'orientation segmentaire, que nous avons envisagé de répondre à cette question. Pour tester l'adaptation différentielle des référentiels spatiaux à la microgravité, nous proposons un paradigme de stabilisation segmentaire de l'avant-bras [79]. Les sujets sont maintenus assis jusqu'au signal de l'expérimentateur, les yeux fermés ; ils doivent ensuite se lever en effectuant un mouvement volontaire du tronc vers l'avant d'au moins 45° (comme ils le font spontanément sur terre et non plus en microgravité) tout en maintenant horizontal leur avant-bras gauche. C'est la quantification cinématique de cette stabilisation de l'avant-bras au cours du mouvement (orientation moyenne, indice d'ancrage de chaque bras) qui permettra d'évaluer l'adaptation des référentiels spatiaux à la microgravité dans cette épreuve dynamique.

Les résultats obtenus chez l'adulte en microgravité à court terme, les yeux fermés, montrent que le contrôle de l'orientation segmentaire de l'avant-bras à l'horizontale se fait sur la base d'un retour à un référentiel égocentré, attesté par un fort couplage entre l'avant-bras et le tronc, tel qu'on a pu le mettre en évidence à Terre chez nos jeunes sujets [98] ! Ainsi la microgravité constitue-t-elle également un modèle de choix pour aborder la question des représentations internes au niveau sensoriel et au niveau du schéma corporel. En effet, l'adaptation à court terme à des situations extrêmes nous permet ainsi d'explorer l'étendue du répertoire des stratégies posturales et parfois de découvrir des retours à des stratégies posturales spécifiques de l'enfant !

## CONCLUSION

Par son aspect multidimensionnel, le développement moteur est un excellent modèle pour l'étude des fonctions intégratives de coordination, d'anticipation et d'adaptation qui permettent à l'enfant, par sa capacité d'action, d'être un véritable acteur de son développement. Comment le cerveau, lui-même en cours de maturation, perçoit, représente, sélectionne et contrôle les stratégies motrices afin de produire des actions efficaces qui rendent l'enfant de plus en plus autonome reste l'une des questions essentielles posées par le développement moteur, qui nourrit plus généralement la problématique des adaptations posturales dans une perspective vie entière.

## RÉFÉRENCES

- [1] Assaiante C, Amblard B. An ontogenetic model of sensorimotor organization of balance control in humans. *Human Mov Sci* 1995 ; 14 : 13-43.
- [2] Roberts TDM. The role of vestibular and neck receptors in locomotion. In : Herman RM, Grillner S, Stein PSG, Stuart GD, éd. *Neural control of locomotion*. New York : Plenum Press ; 1976. p. 539-60.
- [3] Berthoz A, Pozzo T. Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. In : Amblard B, Berthoz A, Clarac F, éd. *Posture and gait : development, adaptation and modulation*. Amsterdam, New York, Oxford : Elsevier ; 1988. p. 189-8.
- [4] Berthoz A. Reference frame for the perception and control of movement. In : Paillard J, éd. *Brain and space*. Oxford : Oxford University Press ; 1991. p. 82-111.
- [5] Friedman MB. Visual control of head movements during avian locomotion. *Nature* 1975 ; 225 : 67-9.
- [6] Frost BJ. The optokinetic basis of head-bobbing in the pigeon. *J Exp Biol* 1978 ; 74 : 187-95.
- [7] Ripoll H, Bard C, Paillard J. Stabilization of head and eyes on target as a factor in successful basketball shooting. *Human Movement Sci* 1986 ; 5 : 47-58.
- [8] Grossman GE, Leigh RJ, Abe LA, Lanska DJ, Thurston SE. Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Exp Brain Res* 1988 ; 70 : 470-6.
- [9] Assaiante C. Contrôle visuel de l'équilibre locomoteur chez l'homme : développement et stratégies sensorimotrices. CNRS Marseille, Aix-Marseille II, 2 juillet 1990.
- [10] Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Exp Brain Res* 1990 ; 82 : 97-06.
- [11] Assaiante C, Amblard B. Ontogenesis of head stabilization in space during locomotion in children : influence of visual cues. *Exp Brain Res* 1993 ; 93 : 499-515.
- [12] Grossman GE, Leigh RJ, Bruce EN, Huebner WP, Lanska DJ. Performance of the human vestibulo-ocular reflex during locomotion. *J Neurophysiol* 1989 ; 62 (1) : 264-72.
- [13] Massion J. Movement, posture and equilibrium : interaction and coordination. *Prog Neurobiol* 1992 ; 38 : 35-56.
- [14] Gurfinkel VS, Lipshits MI, Popov KE. Stabilization of the body position as the main task of postural regulation [traduction]. *Fiziologiya Cheloveka* 1981 ; 7 : 400-10.
- [15] Mittelstaedt H. A new solution to the problem of the subjective vertical. *Naturwissenschaften* 1983 ; 70 : 272-81.
- [16] Dietz V, Horstmann GA, Trippel M, Gollhofer A. Human postural reflexes and gravity : an under water stimulation. *Neurosci Letters* 1989 ; 106 : 350-5.
- [17] Dietz V. Neuronal basis of stance regulation : interlimb coordination and antigravity receptor function. In : Swinnen SP, Heuer H, Massion J, Casaer P, éd. *Interlimb coordination : neural, dynamical and cognitive constraints*. San Diego : Academic Press ; 1994. p. 167-78.
- [18] Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M, Trippel M. Regulation of bipedal stance : dependency on « load » receptors. *Exp Brain Res* 1992 ; 89 (1) : 229-31.
- [19] Gurfinkel VS, Kots YAM, Paltsev YEI, Feldman AG. The compensation of respiratory disturbances of the erect posture of man as an example of the organization of interarticular interaction. In : Gelfand IM, Gurfinkel VS, Fomin SV, Tsetlin ML, éd. *Models of the structural-functional organization of certain biological systems*. Londres, Cambridge : MIT Press ; 1971. p. 382-95.
- [20] de Waele C, Graf W, Berthoz A, Vidal PP. Vestibular control of skeletal geometry. In : Amblard B, Berthoz A, éd. *Posture and gait, development, adaptation and modulation*. Amsterdam, New York, Oxford : Elsevier ; 1988. p. 423-32.
- [21] Nashner LM. Strategies for organization of human posture. In : Igarashi M, Black FO, éd. *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*. Basel : Karger ; 1985. p. 1-8.

- [22] Bernstein N. The coordination and regulation of movements. Oxford, Londres : Pergamon Press ; 1967.
- [23] Lund S, Broberg C. Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiol Scand* 1983 ; 117 : 307-9.
- [24] Gurfinkel VS, Levick Y, Popov KE, Smetanine BN, Shlikov VY. Body scheme in the control of postural activity. In : Gurfinkel V, Ioffe M, Massion J, Roll JP, éd. *Stance and motion : facts and theories*. New York : Plenum Press ; 1988. p. 185-93.
- [25] Kelso JAS. *Human motor behavior : an introduction*. Hillsdale : Lawrence Erlbaum ; 1982.
- [26] Forssberg H, Nashner L. Ontogenetic development of postural control in man : adaptation to altered support and visual conditions during stance. *J Neuroscience* 1982 ; 2 (5) : 545-52.
- [27] Haas G, Diener HC, Rapp H, Dichgans J. Development of feedback and feedforward control of upright stance. *Dev Med Child Neurol* 1989 ; 31 : 481-8.
- [28] Shumway-Cook A, Woollacott M. The growth of stability : postural control from a developmental perspective. *J Motor Behav* 1985 ; 17 : 131-47.
- [29] Haas G, Diener HC. Development of stance control in children. In : Amblard B, Berthoz A, Clarac F, éd. *Posture and gait : development, adaptation and modulation*. Amsterdam, New York, Oxford : Elsevier ; 1988. p. 49-58.
- [30] McKinley P, Pelland L. Acquisition of anticipatory control during the execution of complex movements. *Motor development in children. Proceed. 5<sup>th</sup> post-graduate course in pediatric neurology*. Londres : John Libbey ; 1994. p. 71-8.
- [31] Hay L, Redon C. Feedforward versus feedback control in children and adults subjected to a postural disturbance. *Exp Brain Res* 1999 ; 125 (2) : 153-62.
- [32] Grasso R, Assaiante C, Prevos P, Berthoz A. Development of anticipatory orienting strategies during locomotor tasks in children. *J Neurosci Biobehav Rev* 1998 ; 22 (4) : 533-9.
- [33] Assaiante C, Woollacott M, Amblard B. The development of postural anticipatory adjustments during initiation of gait : kinematic and EMG Analysis. *J Mot Behav* 2000 ; 32 (3) : 211-26.
- [34] Schmitz C, Martin N, Assaiante C. Development of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task in children. *Exp Brain Res* 1999 ; 126 (2) : 200-4.
- [35] Woollacott M, Assaiante C. Development of postural anticipatory adjustments during initiation of gait : adaptation to perturbation. *Exp Brain Res* 2002 ; 144 (3) : 385-96.
- [36] Jouen F. Le rôle des informations visuelles dans l'élaboration du comportement postural anti-gravitaire chez le nourrisson. *Cahiers Psychol Cognitive* 1982 ; 2 (4) : 341-56.
- [37] Paillard J. Les déterminants moteurs de l'organisation de l'espace. *Cahiers Psychol* 1971 ; 14 : 261-316.
- [38] Paillard J. Le traitement des informations spatiales. De l'espace corporel à l'espace écologique. *Symposium de l'Association de psychologie scientifique de langue française, Bruxelles, 1972*. Paris : Presses Universitaires de France ; 1974. p. 7-54.
- [39] Thelen E, Spencer JP. Postural control during reaching in young infants : a dynamic systems approach. *Neurosci Biobehav Rev* 1998 ; 22 (4) : 507-14.
- [40] Berthenthal B, Von Hofsten C. Eye, head and trunk control : the foundation for manual development. *Neurosci Biobehav Rev* 1998 ; 4 : 515-20.
- [41] Hadders-Algra M, Brogen E, Forssberg H. Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy : variation, selection and modulation. *J Physiol* 1996 ; 496 : 273-88.
- [42] Brogren E, Hadders-Algra M, Forssberg H. Postural control in children with spastic diplegia : muscle activity during perturbations in sitting. *Dev Med Child Neurol* 1996 ; 38 (5) : 379-88.
- [43] Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements : adaptation to altered support configurations. *J Neurophysiol* 1986 ; 55 : 1369-81.
- [44] Forssberg H, Hirschfeld H. Postural adjustments in sitting humans following external perturbations : muscle activity and kinematics. *Exp Brain Res* 1994 ; 97 (3) : 515-27.

- [45] Woollacott MH, Debu B, Mowatt M. Neuromuscular control of posture in the infant and child, is vision dominant ? *J Motor Behav* 1987 ; 19 : 167-86.
- [46] Berger W, Trippel M, Assaiante C, Ibrahim IK, Zijlstra W. Developmental aspects of equilibrium control : a kinematic and EMG study. *Gait Posture* 1995 ; 3 : 149-55.
- [47] Thelen E. Learning to walk : ecological demands and phylogenetic constraints. *Advances in infancy research*. Vol. 3. Norwood : LP Lipsitt ; 1984.
- [48] Brenière, Y, Bril B, Fontaine R. Analysis of the transition from upright stance to steady state locomotion in children with under 200 days of autonomous walking. *J Motor Behav* 1989 ; 21 (2) : 20-37.
- [49] Thelen E. Treadmill-elicited stepping in seven-month-old infants. *Child Development* 1986 ; 57 (6) : 1498-506.
- [50] Bril B, Brenière Y. Do temporal invariances exist as early as the first six months of independent walking ? In : Amblard B, Berthoz A, Clarac F, éd. *Posture and gait : development, adaptation and modulation*. Amsterdam, New York, Oxford : Elsevier ; 1988. p. 23-31.
- [51] Assaiante C, Amblard B, Carblanc A. Peripheral vision and dynamic equilibrium control in five- to twelve-year old children. In : Amblard B, Berthoz A, Clarac F, éd. *Posture and gait : development, adaptation and modulation*. Amsterdam, New York, Oxford : Elsevier ; 1988. p. 75-83.
- [52] Assaiante C, Thomachot B, Aurenty R. Hip stabilization and lateral balance control in toddlers during the first four months of autonomous walking. *Neuro Report* 1993 ; 4 (7) : 875-8.
- [53] Assaiante C, Thomachot B, Aurenty R, Amblard B. Organization of lateral balance control in toddlers during the first year of autonomous walking. *J Mot Behav* 1998 ; 30 (2) : 114-29.
- [54] Berger W, Quinter J, Dietz V. Stance and gait perturbations in children : developmental aspects of compensatory mechanisms. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1985 ; 61 : 385-95.
- [55] Berger W, Quinter J, Dietz V. Afferent and efferent control of stance and gait : developmental changes in children. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987 ; 66 : 244-52.
- [56] Berger W, Horstmann GA, Dietz V. Spastic paresis : impaired spinal reflexes and intact motor programs. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1988 ; 51 (4) : 568-71.
- [57] Assaiante C, Amblard B. Peripheral vision and age-related differences in dynamic balance. *Human Mov Sci* 1992 ; 11 : 533-48.
- [58] Assaiante C, McKinley PA, Amblard B. Intersegmental coordination during jumping in 6- to 8-year old children and adults. *J Vestibular Res* 1997 ; 7 (2/3) : 145-60.
- [59] Assaiante C. Construction du répertoire des référentiels posturaux : maturation et adaptation au cours de l'enfance. *Habilitation à diriger des recherches en neurosciences*, 2000.
- [60] Gresty MA, Bronstein AM. Testing otolith function. *Br J Audiol* 1992 ; 26 : 125-36.
- [61] Nadeau S, Amblard B, Mesure S, Bourbonnais D. Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Posture Gait* 2003 ; 18 : 134-42.
- [62] Amblard B, Assaiante C, Lekhel H, Marchand AR. A statistical analysis of the kinematic of postural control. In : Woollacott M, Horak F, éd. *Posture and gait : control mechanisms*. Portland : University of Oregon Books ; 1992. p. 131-4.
- [63] Amblard B, Assaiante C, Lekhel H, Marchand AR. A statistical approach of sensorimotor strategies : conjugate cross-correlations. *J Motor Behav* 1994 ; 26 (2) : 103-12.
- [64] Lekhel H, Marchand AR, Assaiante C, Cremieux J, Amblard B. Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance. *Neuro Report* 1994 ; 5 : 1293-6.
- [65] Thomachot B, Amblard B, Roux H. Stabilisation latérale du rachis lors de la marche chez le sujet sain et le spondylarthritique. In : Simon L, Pélissier J, Hérisson C, éd. *Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation*. Paris : Masson ; 1995. p. 151-62.
- [66] Amblard B. Les descripteurs du contrôle postural. *Ann Réadaptation Méd Phys* 1998 ; 41 : 225-37.
- [67] Pérennou D, Amblard B, Laassel EL, Pelissier J. Hemispheric asymmetry in the visual contribution to postural control in healthy adults. *Neuro Report* 1997 ; 8 : 3137-41.

- [68] Pérennou D. Le cerveau postural : arguments pour une dominance hémisphérique droite. Étude de sujets sains et de patients avec lésions cérébrales. Thèse de neurosciences, université de Bourgogne, 1998.
- [69] Assaiante C. Development of locomotor balance control in healthy children. *Neurosci Biobehav Rev* 1998 ; 22 (4) : 527-32.
- [70] Assaiante C, Mallau S, Viel S, Jover M, Schmitz C. Development of postural control during childhood. *Neural Plasticity* 2005 ; 12 : 1-2, 33-42.
- [71] Schmitz C. Mise en place de la fonction d'anticipation au cours de tâches bimanuelles chez l'enfant sain et l'enfant autiste. Thèse de neurosciences, université de la Méditerranée Aix-Marseille II, 2001.
- [72] Schmitz C, Martin N, Assaiante C. Building anticipatory postural adjustments during childhood : kinematic and electromyographic data in a bimanual load-lifting task. *Exp Brain Res* 2002 ; 142 : 354-64.
- [73] Damasio AR, Maurer RG. A neurological model for childhood autism. *Arch Neurol* 1978 ; 35 (12) : 777-86.
- [74] Zilbovicius M, Garreau B, Samson Y, Remy P, Barthelemy C, Syrota A, et al. Delayed maturation of the frontal cortex in childhood autism. *Am J Psychiat* 1995 ; 152 : 248-52.
- [75] Townsend J, Courchesne E, Egaas B. Slowed orienting of covert visual-spatial attention in autism : specific deficits associated with cerebellar and parietal abnormality. *Develop Psychopathol* 1996 ; 8 : 563-84.
- [76] Jambaque I, Mottron L, Ponsot G, Chiron C. Autism and visual agnosia in a child with right occipital lobectomy. *J Neurol Neurosurg Psychiat* 1998 ; 65 (4) : 555-6.
- [77] Courchesne E, Yeung-Courchesne R, Press GA, Hesselink JR, Jernigan TL. Hypoplasia of cerebellar vermal lobules VI and VII in autism. *N Engl J Med* 1988 ; 318 (21) : 1349-54.
- [78] Courchesne E, Akshoomoff NA, Townsend J, Saitoh O. A model system for the study of attention and the cerebellum : infantile autism. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995 ; 44 : 315-25.
- [79] Schmitz C, Assaiante C. Acquisition of a new coordination in a bimanual load-lifting task : developmental aspects. *Neurosci Letters* 2003 ; 330 : 215-8.
- [80] Schmitz CN, Martineau J, Barthelemy C, Assaiante C. Motor control and autism : deficit of anticipatory function. *Neurosci Letters* 2003 ; 348 : 17-20.
- [81] Pfurtscheller G. Event-related synchronization (ERS) : an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992 ; 83 : 62-9.
- [82] Martineau J, Schmitz C, Assaiante C, Blanc R, Barthelemy C. Event-related desynchronization during a bimanual load-lifting task in children with autistic disorder. *Neurosci Letters* 2004 ; 367 : 298-303.
- [83] Clement G, Gurfinkel VS, Lestienne F, Lipshits MI, Popov KE. Adaptation of postural control to weightlessness. *Exp Brain Res* 1984 ; 57 (1) : 61-72.
- [84] Viel S, Vaugoyeau M, Assaiante C. Adolescence : a transient period of proprioceptive neglect in sensory integration of postural control. *Motor Control* 2009 [sous presse].
- [85] Vaugoyeau M. Contribution des informations sensorielles au contrôle de l'orientation posturale. Deux modèles : La maladie de Parkinson et la microgravité. Thèse de neurosciences, université de la Méditerranée Aix-Marseille II, 2001.
- [86] Vaugoyeau M, Viel S, Amblard B, Azulay JP, Assaiante C. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait Posture* 2008 ; 27 : 294-302.
- [87] Vaught GM, Pittman MD, Roodin PA. Developmental curves for the portable rod-and-frame test. *Bull Psychonom Soc* 1975 ; 5 (2) : 151-2.
- [88] Isableu B, Ohlmann T, Crémieux J, Amblard B. Differential approach to strategies of segmental stabilisation in postural control. *Exp Brain Res* 2003 ; 150 (2) : 208-21.

- [89] Mallau S, Mesure S, Viehweger E, Jacquemier M, Bollini G, Assaiante C. Locomotor skills and balance strategies in children walking with internal rotation of the lower limbs. *J Orthopaed Res* 2008 ; 26 (1) : 117-25.
- [90] Thortensson A, Nilsson J, Carlson H, Zomlefer MR. Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiol Scand* 1984 ; 121 : 9-22.
- [91] Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 1953 ; 35A : 543-58.
- [92] Gracovetsky S. Linking the spinal engine with the legs : a theory of human gait. In : Vleeming A et al., éds. *Movement stability and low back pain*. New York : Churchill Livingstone ; 1997. p. 243-51.
- [93] Mallau S, Bollini G, Jouve JL, Assaiante C. Locomotor skills and balance strategies in idiopathic scoliotic adolescents. *Spine* 2007 ; 32 (1) : E14-22.
- [94] Herman R, MacEwen GD. Idiopathic scoliosis : a visio-vestibular disorder of the central nervous system. In : Zorab PA, Siegler D, éds. *Proceed. 6<sup>th</sup> Symposium Scoliosis*. Londres : Academic Press ; 1979. p. 61-9.
- [95] Sahlstrand T, Petruson B. A study of labyrinthine function in patients with adolescent idiopathic scoliosis. I. An electro-nystagmographic study. *Acta Orthop Scand* 1979 ; 50 : 759-69.
- [96] Herman R, Mixon J, Fisher A, Maulucci R, Stuyck J. Idiopathic scoliosis and the central nervous system : a motor control problem. The Harrington lecture, 1983. *Scoliosis Res Soc Spine* 1985 ; 10 : 1-14.
- [97] Wiener-Vacher SR, Mazda K. Asymmetric otolith vestibulo-ocular responses in children with idiopathic scoliosis. *J Pediatr* 1998 ; 132 : 1028-32.
- [98] Ronces-Valles N, Schmitz C, Zedka M, Assaiante C, Woollacott M. The development of dual task : trunk inclination and forearm stabilisation, from egocentric to exocentric spatial orientation. *J Motor Behav* 2005 ; 37 (5) : 404-16.

# LA DÉMARCHE DE L'ENFANT, DU NORMAL AU PATHOLOGIQUE

P. Souchet<sup>1</sup>

*Les troubles de la démarche de l'enfant sont un motif fréquent de consultation orthopédique. Les déviations dans le plan frontal, genu varum ou genu valgum, ou dans le plan horizontal, rotation médiale ou latérale, n'ont que rarement un caractère pathologique. Les défauts d'extension dans le plan sagittal peuvent entraîner une bascule du bassin et une hyperlordose lombaire parfois douloureuse. L'examen orthopédique s'attache à éliminer une origine pathologique, architecturale ou neurologique. La nécessité d'une prise en charge chirurgicale est exceptionnelle. Les traitements, orthopédiques ou podologiques, nécessitent des études rigoureuses pour prouver leur efficacité par rapport à l'évolution spontanée.*

L'aspect de la démarche de l'enfant varie tout au long de la croissance ; ses troubles sont des motifs de nombreuses consultations. Avant de traiter des différents morphotypes en fonction de l'âge, il est important de bien s'assurer qu'il ne s'agit pas d'une boiterie antalgique ou d'une boiterie d'origine neuromusculaire.

## DÉFINITIONS

Le genu valgum est une déformation des membres inférieurs qui se retrouvent en X, le genu varum une déformation des membres inférieurs comme des parenthèses. Ces déviations se produisent dans le plan frontal. Dans le plan horizontal, on trouve une rotation médiale ou une rotation latérale. Dans le plan sagittal, la flexion ou l'extension des chevilles, genoux et hanches peuvent modifier la bascule sagittale du bassin et donc du rachis. L'examen clinique de l'enfant se fait donc en trois dimensions, debout, à la marche et à l'arrêt, et couché.

Le plus souvent, ces déviations ne sont pas pathologiques [1]. Il est pour cela important de préciser le morphotype de l'individu ; certains d'entre eux, bien que non pathologiques, peuvent en effet entraîner des douleurs à l'occasion de la pratique de sport. L'examen clinique complet doit permettre de le définir et de rechercher une éventuelle étiologie à la déformation ; le caractère pathologique peut en effet être l'origine de la déformation ou sa conséquence.

## ÉVOLUTION DE LA FORME DES MEMBRES INFÉRIEURS EN FONCTION DE L'ÂGE

Les axes des membres inférieurs se modifient de la vie in utero jusqu'à la fin de la croissance. Leur transformation progressive dans les trois plans de l'espace entraîne une modification de l'aspect du pas tout au long de l'enfance et de l'adolescence.

---

1. Service d'orthopédie pédiatrique, hôpital Robert-Debré, 48, boulevard Sérurier, 75019 Paris, France

La première étape importante survient au cours de la 7<sup>e</sup> semaine de grossesse, alors que l'embryon mesure environ 3 cm. Un mouvement de rotation se produit au niveau des membres ; le sens de celle des membres supérieurs est inverse de celle des membres inférieurs. Elle transforme la position des pieds : leur orientation vers l'avant, en miroir, devient celle de plantigrades, permettant l'acquisition future de la marche.

Dans les années qui suivent l'acquisition de la marche, ces axes se modifient : jusqu'à l'âge de 2 ans, les enfants sont volontiers en genu varum [2]. Ce varus, d'origine tibiale, qui siège essentiellement au niveau du quart supérieur du tibia, correspond en fait à une double déviation en varus et en rotation médiale.

Au moment de l'acquisition de la marche, la pression du cotyle sur la tête du fémur associée à la nécessité d'augmenter le bras de levier du moyen fessier provoque une brusque diminution de l'antéversion du col fémoral [3-5].

Entre 3 et 7 ans, les genoux sont souvent en valgus [6-9]. Cette déviation est majorée par une hyperlaxité et par une éventuelle surcharge pondérale.

À la puberté enfin, le genu valgum est plus fréquent chez la fille (22 %) que chez le garçon (12 %) ; la croissance finie, le genu valgum physiologique est plus important chez la femme que chez l'homme. Cette différence s'explique par une largeur supérieure du bassin féminin et une taille inférieure de ses membres inférieurs.

### **MODIFICATION OU ACCENTUATION DE CETTE ÉVOLUTION NATURELLE**

La position in utero « assis en tailleur » augmente la torsion tibiale en varus rotation médiale. Cette torsion peut être associée à des pieds en inversion avec parfois une déviation du médiotarse en adduction (metatarsus varus). Il est important de préciser à la naissance l'absence d'anomalie de l'arrière-pied qui entrerait alors dans le cas d'un pied bot varus équin. Il est parfois nécessaire de faire réaliser des séances de rééducation de façon à aligner l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied ; lorsque le bord latéral du pied est redevenu rectiligne, il est indispensable d'arrêter toute rééducation. Dans le cas contraire, des manipulations en rotation latérale augmenteraient la divergence talocalcanéenne, responsable de pieds plats valgus. Une manipulation ne peut pas augmenter la torsion tibiale latérale.

Après l'acquisition de la marche et jusqu'à l'âge de 18 mois, il est fréquent de trouver une torsion des deux tibias en varus rotation médiale. Cette déviation semble diminuer à partir de l'âge de 2 ans. En réalité, il existe souvent un genu valgum, son origine fémorale permettant un alignement global des membres inférieurs ; cependant, la déviation des tibias en varus rotation médiale persiste souvent.

Les années qui vont suivre permettront à l'enfant, grâce au développement de sa musculature en rotation latérale, d'obtenir un alignement correct des deux membres inférieurs dans les trois plans de l'espace. Une radiographie réalisée vers l'âge de 2 ans peut montrer un aspect hétérogène du plateau tibial médial. Cet aspect radiographique parfois inquiétant est secondaire à l'augmentation de pression en médial et ne doit pas entraîner de geste orthopédique inutile [10] : l'évolution se fait spontanément vers un alignement correct des membres inférieurs.

## GENU VARUM PATHOLOGIQUE

La découverte d'un genu varum au-delà de l'âge de 3 ou 4 ans doit faire rechercher une étiologie [8], les plus souvent retrouvées étant le rachitisme et la maladie de Blount.

### Maladie de Blount

Défaut de développement du plateau tibial médial, cette pathologie est plus souvent retrouvée dans les populations d'origine africaine ou antillaise. Elle est volontiers asymétrique. L'examen clinique de l'enfant debout permet d'observer une démarche en rotation médiale et de rechercher une instabilité visible de son genou ; en décubitus, une laxité en varus. Cette laxité n'est pas due à une distorsion des plans ligamentaires latéraux, mais à une perte de substance médiale. L'examen clinique vérifie également les rotations et confirme la présence d'une torsion tibiale médiale. La radiographie montre un défaut important du plateau tibial médial.

Le traitement de cette maladie de Blount est chirurgical. Chez les jeunes enfants, une ostéotomie de valgisation-dérotation du tibia avec discrète hypercorrection permet d'aligner correctement les membres inférieurs. La survenue d'une récurrence est possible : une épiphysiodèse tibiale médiale peut apparaître au cours de la croissance, responsable d'une récurrence rapide et d'une inégalité de longueur des membres inférieurs. En période pubertaire, le traitement chirurgical consiste en un alignement par ostéotomie avec allongement intraépiphysaire. Cette correction doit tenir compte d'une éventuelle inégalité de longueur des membres inférieurs.

### Rachitisme

L'examen clinique retrouve une augmentation de volume des métaphyses des membres inférieurs et des membres supérieurs et parfois une tuméfaction de la partie antérieure des côtes. La radiographie montre un aspect élargi du cartilage de croissance avec élargissement périphérique des métaphyses osseuses ; celle du bassin montre en général une coxa vara avec aspect également élargi du cartilage de croissance cervicocéphalique. Toutes les métaphyses sont anormales. La radiographie du thorax confirme la présence de tuméfaction de la partie distale des côtes.

Le plus souvent, il s'agit d'un rachitisme carenciel : les déformations osseuses se corrigent rapidement après traitement par vitamine D, quoique persistent souvent des déviations osseuses métaphysaires pouvant parfois justifier une correction chirurgicale.

### Chondrodysplasie métaphysaire

La persistance de déformation des membres associée à une petite taille doit faire rechercher une pathologie génétique ou maladie osseuse constitutionnelle.

### Genu varum de l'adolescent

S'il existe parfois un antécédent traumatique ou infectieux responsable d'une épiphysiodèse, la découverte d'un genu varum ou valgum asymétrique impose un bilan radiographique. Le traitement de telles lésions est toujours chirurgical : correction axiale et le plus souvent correction de l'inégalité de longueur ; il peut être réalisé par ostéotomie ou par distraction progressive par fixateur externe.

La découverte d'un genu varum chez un adolescent ne se plaignant d'aucune douleur pose le problème de son évolution vers l'arthrose. D'un point de vue mécanique, le genu varum augmente la pression fémorotibiale médiale. Une lésion du ménisque médial de type dégénératif peut survenir dans l'adolescence ou chez

l'adulte jeune. Chez l'adulte plus âgé, des signes radiographiques d'arthrose fémoro-tibiale médiale sur genu varum deviennent de plus en plus manifestes. À ce stade, seule une ostéotomie tibiale de valgisation permet de rééquilibrer les pressions et de limiter l'évolution de l'arthrose.

Chez l'adolescent, la possibilité d'une épiphysiodèse tibiale latérale, associée à une épiphysiodèse du col de la fibula, doit être discutée. S'il s'agit d'un adolescent sportif, la discussion est d'autant plus difficile qu'un geste chirurgical risque de compromettre une éventuelle carrière professionnelle.

## GENU VALGUM

La survenue d'un genu valgum entre l'âge de 3 et de 7 ans est habituelle, sinon constante. Cette déviation est majorée par l'hyperlaxité et par la surcharge pondérale. Du fait de la position médiane du centre de gravité, elle entraîne la survenue ou l'aggravation de pieds plats valgus. Cette attitude, parfois importante, inquiète souvent les parents : il s'agit donc d'un motif fréquent de consultation. Aucune étude n'a permis de préciser l'efficacité du port de semelles orthopédiques ; alors que 95 % des enfants présentant cette déviation guérissent spontanément, il est peu probable que le port d'orthèses plantaires permette de modifier l'évolution naturelle des pieds des enfants qui conserveront ce morphotype à l'âge adulte.

La présence ou la persistance de déviations majeures doit faire réaliser une radiographie à la recherche d'une forme minime d'agénésie du rayon latéral. La surcharge pondérale est un facteur favorisant et aggravant des déviations axiales, et en particulier du morphotype en genu valgum et pieds plats. La découverte d'une déviation axiale chez l'adolescent impose un examen clinique des rotations et des déviations de l'ensemble des membres inférieurs. Un espace intermalléolaire augmenté n'est pas toujours le signe d'un genu valgum. Une torsion des fémurs en rotation médiale (augmentation de l'antéversion des cols fémoraux) dispose les rotules en dedans. La présence d'une laxité en flexion ou en recurvatum semble montrer une déviation dans le plan frontal qui n'existe pas.

L'association d'une augmentation de l'antéversion du col fémoral, d'un genu valgum et d'une torsion tibiale latérale exagérée associée à deux pieds en valgus rotation latérale constitue la *triple déformation*. Elle est aggravée dans la petite enfance par la position en W (*frog sitting*), attitude de l'enfant assis entre ses deux pieds, ce qui majore la rotation médiale du segment fémoral et la rotation latérale du segment tibial.

À long terme, le risque du genu valgum est la survenue de conflit ou d'arthrose fémoropatellaire [11]. Il augmente l'angle quadricipital constitué par l'axe du muscle quadriceps et l'axe du tendon rotulien, ce qui entraîne une hyperpression fémoropatellaire latérale. Chez les sujets hyperlaxes, cette hyperpression peut s'associer à une instabilité au moment de l'adolescence. À l'âge adulte, la persistance de tels défauts morphologiques peut parfois entraîner une arthrose fémoropatellaire. Le traitement, à la fin de l'adolescence, d'un syndrome fémoropatellaire sur déviation axiale peut être la transposition médiale de la tubérosité tibiale antérieure ; la réalisation d'une épiphysiodèse est exceptionnelle [12-16].

## DÉVIATIONS DANS LE PLAN SAGITTAL

La brièveté des groupes musculaires triceps, quadriceps et psoas est responsable d'un déplacement de la charge vers l'avant-pied, d'une démarche en petite flexion de

genou et de hanche et d'une bascule du bassin vers l'avant, antéversion responsable d'une hyperlordose lombaire qui peut devenir douloureuse. Avec les années peuvent se développer une cyphose thoracique et une lordose cervicale. La brièveté du triceps favorise le pied plat valgus : on retrouve donc l'association classique pied plat et lombalgie sans que l'un soit la conséquence de l'autre.

### DÉMARCHE DIGITIGRADE

La marche fréquente sur la pointe des pieds est toujours source d'inquiétude. La consultation doit s'attacher à bien différencier deux tableaux cliniques. Parfois, l'anamnèse retrouve des conditions de grossesse et de naissance difficiles avec une acquisition tardive de la marche et parfois un retard scolaire : ce tableau clinique fait rechercher une spasticité témoin d'un syndrome pyramidal. À l'opposé, l'enfant précoce et brillant est très actif et capable de marcher sur les talons. L'examen ne retrouve pas de spasticité (mais la démarche sur la pointe des pieds peut entraîner une brièveté du triceps). Il peut s'agir d'un trouble du comportement qui justifie un avis spécialisé en pédopsychiatrie ; ce « *toe walker* » ne doit pas conduire à une escalade thérapeutique orthopédique ou chirurgicale.

### CONCLUSION

Certaines situations appellent le conseil de l'orthopédiste : un genu varum doit inquiéter après l'âge de 3 ans, s'il est asymétrique ou post-traumatique. La survenue d'un genu varum à l'adolescence comporte le risque de sa persistance à l'âge adulte et d'une possible arthrose fémorotibiale médiale.

Le genu valgum au-delà de 10 à 12 ans persistera probablement à l'âge adulte ; il est inquiétant s'il est asymétrique, se manifeste comme séquelle de traumatisme ou si la déviation est majeure. Enfin, la survenue d'un syndrome rotulien nécessite un traitement localisé sur l'appareil fémoropatellaire. Les pieds plats valgus secondaires à un genu valgum ne sont traités que s'ils deviennent douloureux.

### RÉFÉRENCES

- [1] Oudshoorn P, Mulder Dzn JD. Minor complaints : genu varum and genu valgum in children. Ned Tijdschr Geneesk 1987 ; 131 (1) : 11-2.
- [2] Brooks WC, Gross RH. Genu varum in children : diagnosis and treatment. J Am Acad Orthop Surg 1995 ; 3 (6) : 326-35.
- [3] Cahuzac JP. Vices de torsion des membres inférieurs. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT 1989 ; 35-45.
- [4] Cahuzac JP, Vardon D, Sales de Gauzy J. Deformities of the lower limbs in the frontal plane in children. Ann Pediatr (Paris) 1993 ; 40 (4) : 230-6.
- [5] Cahuzac JP, Vardon D, Sales de Gauzy J. Development of the clinical tibiofemoral angle in normal adolescents. A study of 427 normal subjects from 10 to 16 years of age. J Bone Joint Surg Br 1995 ; 77 (5) : 729-32.
- [6] Greene WB. Genu varum and genu valgum in children : differential diagnosis and guidelines for evaluation. Compr Ther 1996 ; 22 (1) : 22-9.
- [7] Heath CH, Staheli LT. Normal limits of knee angle in white children : genu varum and genu valgum. J Pediatr Orthop 1993 ; 13 (2) : 259-62.

- [8] Johnston CE. Infantile tibia vara. *Clin Orthop* 1990 ; 255 : 13-23.
- [9] Killam PE. Orthopedic assessment of young children : developmental variations. *Nurse Pract* 1989 ; 14 (7) : 27-30, 32-4, 36.
- [10] Raney EM, Topoleski TA, Yaghoubian R, Guidera KJ, Marshall JG. Orthotic treatment of infantile tibia vara. *J Pediatr Orthop* 1998 ; 18 (5) : 670-4.
- [11] Meloche AT. Disorders of the knee : genu valgum and chondromalacia patellae. *Orthop Nurs* 1987 ; 6 (3) : 41-5, 57.
- [12] White GR, Mencio GA. Genu valgum in children : diagnostic and therapeutic alternatives. *J Am Acad Orthop Surg* 1995 ; 3 (5) : 275-83.
- [13] Volpon JB. Idiopathic genu valgum treated by epiphyseodesis in adolescence. *Int Orthop* 1997 ; 21 (4) : 228-31.
- [14] Dutoit M. Percutaneous epiphysiodesis in the treatment of adolescent genu valgum. *Rev Chir Orthop Repar Appar Mot* 1998 ; 84 (7) : 623-7.
- [15] Stevens PM, Maguire M, Dales MD, Robins AJ. Physical stapling for idiopathic genu valgum. *J Pediatr Orthop* 1999 ; 19 (5) : 645-9.
- [16] Wall EJ. Practical primary pediatric orthopedics. *Nurs Clin North Am* 2000 ; 35 (1) : 95-113.

# 11

## LE TORTICOLIS CONGÉNITAL POSTURAL

R. Nicault<sup>1</sup>, F. Dahdouh<sup>2</sup>

*L'expérience clinique des ostéopathes leur permet de souligner l'intérêt de traiter très tôt le torticolis congénital réputé se réduire spontanément. La plagiocéphalie associée conduit souvent les parents à demander assistance, mais un dépistage systématique à la naissance serait certainement tout bénéfique pour l'enfant – ce qui supposerait l'intégration de ces praticiens, rare aujourd'hui, aux équipes d'obstétrique.*

Le torticolis congénital postural (le « cou tordu » du langage populaire<sup>3</sup>) est caractérisé par une position asymétrique de la tête et du cou avec une inclinaison et une rotation controlatérale (figure 11.1). Le côté de l'inclinaison détermine son appellation. Il est accompagné ou non d'une plagiocéphalie et d'une asymétrie faciale. Il se différencie du torticolis musculaire congénital qui se caractérise par une rétraction unilatérale du muscle sterno-cléido-mastoïdien (SCOM), le cou étant en extension ou en flexion. Il peut être présent dès la naissance ou se révéler dans les semaines qui suivent l'accouchement.



FIG. 11.1. Torticolis congénital postural.

---

1. Ostéopathe, robert.nicault@wanadoo.fr

2. Ostéopathe, fadidahdouh@gmail.com

3. Le torcol (*Yunx torquilla*), oiseau grimpeur à cou flexible, se nomme aussi « torticolis ».

### RAPPEL ANATOMIQUE

À la naissance [1], l'occiput est constitué de quatre parties : l'occipitopétreuse est une plaque réticulée. Les condyles occipitaux sont représentés par deux noyaux séparés par une synchondrose ouverte. L'atlas est en deux parties séparées au niveau de l'arc antérieur et postérieur qui s'ossifient vers trois ans. Quant à l'odontoïde de l'axis, elle est ossifiée vers 7 ans (figures 11.2 et 11.3).



FIG. 11.2. Atlas chez le nouveau-né (d'après Cochard RL [2]).



FIG. 11.3. Atlas et axis chez le nouveau-né (d'après Cochard RL [2]).

La plage qui donnera à l'ossification le foramen jugulaire, lieu de passage des nerfs crâniens IX, X, XI et de la veine jugulaire, se situe entre l'occiput en arrière et le frontal en avant (figure 11.4).

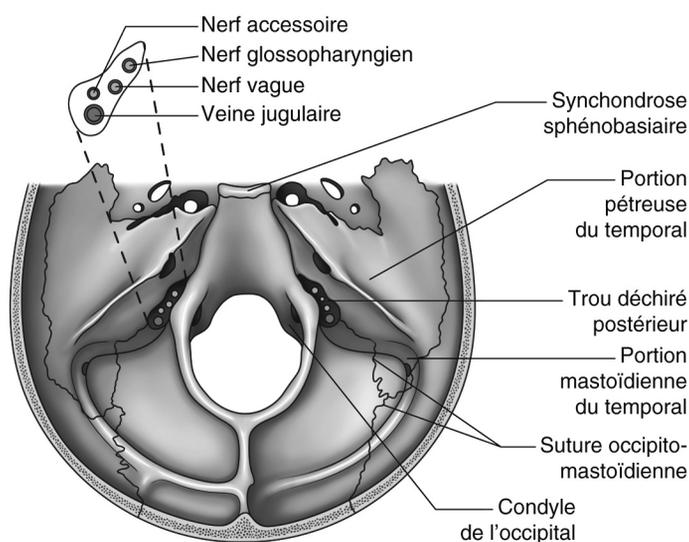


FIG. 11.4. Foramen jugulaire.

Le SCOM, par ses insertions mastoïdienne et claviculaire, est particulièrement sollicité à la naissance (fréquence des fractures de la clavicule). La croissance de la mastoïde et sa pneumatisation sont sous la dépendance de la traction de ce muscle et de l'apparition de la lordose cervicale.

L'os temporal contribue de façon significative à la constitution de la base crânienne par la pyramide pétreuse et à celle des faces latérales de la voûte crânienne par l'écaïlle et sa partie tympanique et mastoïdienne. Chez le nouveau-né, l'os temporal est en trois parties : l'écaïlle, la portion pétromastoïdienne et l'anneau tympanal (figure 11.5).

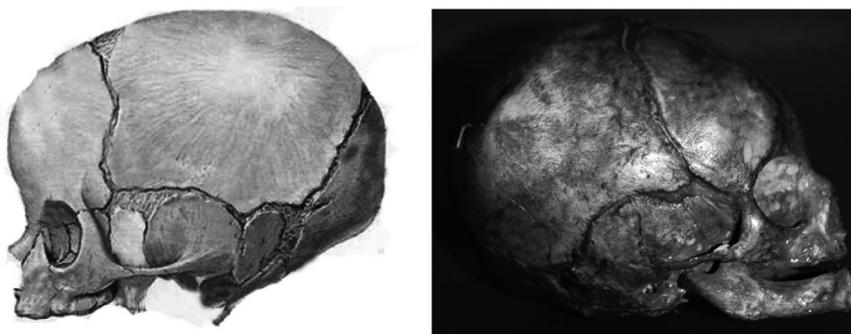


FIG. 11.5. Crâne du nouveau-né : os temporal (d'après Cochard RL [2]).

Dans le torticolis, les temporaux peuvent être asymétriques, ce qui modifie la spatialisation des pyramides pétreuses (figure 11.6).



FIG. 11.6. Recherche d'une asymétrie des temporaux.

## BIOMÉCANIQUE

La synchondrose entre le basi-occipital et la base du sphénoïde est large, de sorte que cet ensemble constitue une zone d'adaptation aux contraintes liées à l'accouchement (figure 11.7).

Dans le torticolis postural congénital, le condyle occipital est antérieur, dans la majorité des cas le condyle droit, ce qui semble en rapport avec la présentation dans l'axe gauche du bassin en occiput iliaque gauche antérieur (OIGA).

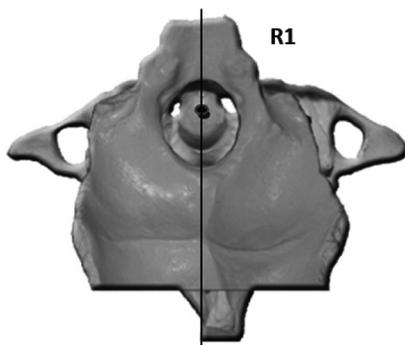


FIG. 11.7. Axe de rotation en position neutre (R1).

La rotation de droite à gauche du condyle droit se fait autour d'un axe qui n'est pas l'odontoïde ; il est situé près du condyle droit (figure 11.8). Cette rotation et la translation latérale qui l'accompagne modifient les tensions du SCOM, du trapèze supérieur et des muscles sous-occipitaux. L'extension excessive de la charnière occiput-atlas-axis qui l'accompagne peut faire suspecter des conséquences neurovasculaires par l'intermédiaire de la jonction myodurale du muscle petit droit postérieur. L'hypothèse d'une corrélation entre le strabisme du nouveau-né qui, dans la majorité des cas, disparaît en quelques jours, et les tensions asymétriques des muscles sous-occipitaux est plausible.

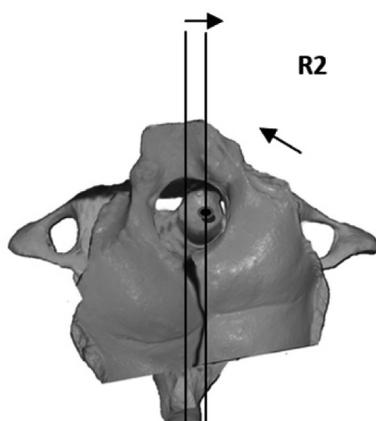


FIG. 11.8. Translation de l'axe lors de la rotation et de l'inclinaison de la tête (R2).

La latéralité mandibulaire est plus ou moins marquée (figure 11.9). La mettre en évidence peut nécessiter un examen intrabuccal. Elle se situe du côté opposé au torticolis, et se manifeste par ailleurs par un recul de l'articulation temporo-mandibulaire et une fermeture du gonion.

La plagiocéphalie (figure 11.10) est rarement présente à la naissance, sauf si le torticolis est anténatal ; elle semble s'installer progressivement du côté opposé à l'occiput antérieur par défaut de rotation de la tête ; l'insuffisance musculaire l'accroît. La malléabilité des pièces osseuses favorise cette déformation, véritable scoliose crâniale avec asymétrie orbitaire.



FIG. 11.9. Translation mandibulaire avec asymétrie des muscles sous-occipitaux.



FIG. 11.10. Plagiocéphalie.

La forme de la plagiocéphalie est fonction des contraintes : ainsi la plagiocéphalie fronto-occipitale est-elle le plus souvent secondaire à une rétraction du SCOM, alors que la forme occipitale est plutôt secondaire à une asymétrie de tonus musculaire.

Enfin, le torticollis s'accompagne d'une symptomatologie digestive et comportementale vraisemblablement liée aux contraintes exercées lors de l'accouchement sur la plage réticulée qui deviendra le foramen jugulaire, lieu d'émergence des IX<sup>e</sup>, X<sup>e</sup>, XI<sup>e</sup> paires crâniennes qui échangent des fibres avec les nerfs cervicaux issus des deuxième, troisième et quatrième vertèbres cervicales ainsi qu'avec le trijumeau et le nerf phrénique (figure 11.11). Ces symptômes sont des régurgitations, des colopathies et des troubles du transit avec des insomnies et des pleurs.

La littérature médicale, passée en revue, note que l'évolution du torticollis postural est favorable. Cependant, on est en droit de s'interroger sur ses conséquences à terme, les dysfonctions dont elle serait la source. Lorsque, au-delà d'une vision strictement orthopédique, on considère les rapports musculotendineux et aponévrotiques de la charnière cervicale haute et de celle des articulations temporo-mandibulaires, il semble licite de se demander si certaines des dysfonctions craniomandibulaires ne prennent pas leur origine au moment de la naissance. Ces rapports se situent au point de départ des

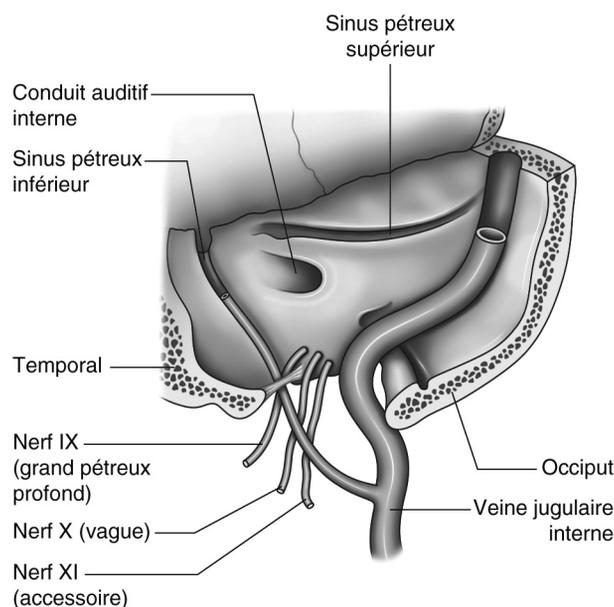


FIG. 11.11. Trou déchiré postérieur (d'après Busquet L [3]).

chaînes musculaires postérieure et antérieure avec relais, pour cette dernière, sur l'os hyoïde. Le SCOM travaille en synergie avec les muscles sous-occipitaux et forme au niveau de C2 une pyramide inversée. Lors de l'acquisition de la station verticale, cette prévalence musculaire du SCOM initie des compensations musculaires descendantes. La fréquence de ces dysmorphoses, le plus souvent discrètes, est ainsi évaluée à 37 % des patients consultant pour des algies craniofaciales et autres symptomatologies en rapport avec un déséquilibre postural et des troubles toniques.

En outre, les modifications crâniennes qui constituent une véritable scoliose, en particulier quand elles affectent les temporaux au niveau des pyramides pétreuses, sont certainement susceptibles d'affecter les rapports spatiaux des labyrinthes et des organes oculaires.

## CONCLUSION

L'ostéopathe rencontre dans sa pratique quotidienne en pédiatrie nombre de torticolis posturaux. Le motif initial de consultation est en général d'ordre esthétique, car c'est la plagiocéphalie qui justifie la démarche parentale. La reconnaissance de l'ostéopathie et sa participation au travail de l'équipe médicale permettraient d'une part d'améliorer ses compétences et d'autre part de lui apporter son expérience manuelle.

## RÉFÉRENCES

- [1] Lalaube-Pol R. Le crâne du nouveau-né. Des contraintes fœtales et leurs enjeux neurologiques aux répercussions chez l'adulte. Montpellier : Sauramps Médical ; 2003.
- [2] Cochard LR. Atlas d'embryologie humaine de Netter. Paris : Masson ; 2003.
- [3] Busquet L. L'ostéopathie crânienne. Paris : Frison-Roche ; 1997.

# LATÉRALITÉ ET ASYMÉTRIE DE LA POSTURE ORTHOSTATIQUE

S. Helbert<sup>1</sup>

*Les asymétries posturales ont déjà fait l'objet de plusieurs études d'ensemble [1-6] ou plus spécifiques en rapport avec les entrées du système postural d'aplomb, déséquilibres vestibulaires [7, 8] ou asymétries de l'entrée visuelle [9, 10]. Mais les relations particulières entre latéralité et asymétries posturales orthostatiques comme celles de Jaïs sont moins explorées et leurs résultats restent contradictoires [11, 12].*

La marche entraîne une rotation alternée du bassin. La hanche du membre porteur est en rotation interne relative tandis que celle du membre oscillant est en rotation externe relative. Les ceintures scapulaire et pelvienne sont alors en rotation opposée : le balancement des membres supérieurs s'effectue en opposition par rapport au déplacement des membres inférieurs [13], mais le déplacement reste suspendu au regard. De nombreuses phrases populaires témoignent de l'importance de ces interactions entre le pied et l'œil, par exemple : « Regarde où tu vas », « Regarde où tu mets les pieds » en cas de maladresse, et « Bon pied, bon œil ».

Une corrélation entre inégalité de longueur des membres inférieurs et œil directeur constitue l'une de ces relations que met en évidence la clinique des consultations posturologiques [14]. La latéralité manuelle constituerait-elle un bon indicateur de l'aplomb ? Le présent travail a recherché dans quelle mesure l'examen clinique pourrait mettre en évidence un rapport entre la latéralité manuelle, l'œil directeur, la limitation de rotation de tête, la rotation externe de hanche, l'hypertonie du muscle pyramidal, la longueur du membre inférieur et la puissance du muscle long fléchisseur du gros orteil.

## MATÉRIEL ET MÉTHODE

### Population

Les dossiers de 335 patients consultant un cabinet de podologie ont été réexaminés rétrospectivement ; huit tests systématiquement pratiqués ont été retenus. Les patients consultaient pour des troubles fonctionnels de la posture allant de la tension cervicale aux souffrances podales, en passant par le carrefour lombopelvien, le syndrome fémoropatellaire (SFP)...

Pour chaque patient, ont été retenus : la main avec laquelle il écrit ; le pied qui shoote défini par la réaction motrice à la poussée, l'œil directeur défini par le test du papier percé, l'hypertonie des muscles cervicaux définie par la rotation de la tête, recherchés sur le sujet debout ; l'hypertonie du muscle pyramidal, l'amplitude de la rotation externe de hanche et l'inégalité de longueur du membre inférieur, recherchés

---

1. 23, rue Biot, 75017 Paris, France

sur le sujet en décubitus ; la force du long fléchisseur de l'hallux recherchée sur le sujet assis.

### **Test du papier percé (œil directeur)**

Un carton est percé en son centre d'un trou de 1 cm de diamètre. Le patient prend un repère visuel distant d'environ 5 m puis, tenant le carton les deux bras tendus, il aligne le trou avec le repère choisi et rapproche le carton au plus près de son visage. L'œil qui s'approche du trou au cours de ce mouvement est considéré comme l'œil directeur.

### **Le pied qui shoote**

L'examineur pousse dans le dos le patient debout immobile et note le pied qui avance le premier ; cet essai est répété au moins trois fois. Si la réponse ne désigne pas nettement un pied, est considéré comme le « pied qui shoote », selon Serrano et Alves Da Silva [15], le membre inférieur qui est le moins sagittal.

### **Limitation de rotation de tête (hypertonie des muscles de la nuque [cou])**

L'examineur, placé derrière le patient debout, en position spontanée, lui demande de tourner la tête au maximum d'un côté et de l'autre et note le côté hypertonique.

### **Rotation externe de hanche [RC]**

Le patient est en décubitus dorsal, les pieds reposant sur la table, détendu. Le pied en rotation externe la plus marquée est considéré comme témoignant de la plus forte rotation externe de hanche (RC).

### **Inégalité des membres inférieurs [JC]**

Le sujet est mis successivement en décubitus et en procubitus. La position des épines iliaques antérosupérieures (EIAS) et postérosupérieures (EIPS) par rapport à la position des malléoles internes permet de qualifier la longueur relative des deux membres inférieurs [14, 16].

### **Hypertonie du muscle pyramidal [PY]**

Les jambes du sujet en décubitus ventral sont fléchies à 90°, ischiojambiers détendus. L'examineur imprime un mouvement passif de rotation interne des cuisses et note celle qui tourne le moins.

### **Force du long fléchisseur de l'hallux [LF]**

Le sujet est assis, les lombaires creusées, le regard à l'horizontale, les dents en posture mandibulaire habituelle, les genoux et les pieds nus fléchis à 90°. L'examineur place index et majeur sous la pulpe du gros orteil et demande au patient d'appuyer fortement [17]. La différence de force appréciée par un clinicien entraîné est aussi précise – de l'ordre de 100 g – que celle d'un dynamomètre [18].

### **Méthode d'analyse**

Une analyse en composante principale d'une part, un tableau de contingence de l'autre ont permis d'analyser les rapports entre l'œil directeur de ces patients et les dissymétries révélées par ces cinq tests cliniques.

### RÉSULTATS

L'œil directeur est homolatéral à la main qui écrit et au pied de shoot.

L'analyse en composante principale des données de latéralité gestuelles par rapport à l'œil directeur (figure 12.1) montre une projection nettement séparée des sujets dont l'œil directeur est le droit [D] ou le gauche [G] selon les axes [Cou] [LF], ce qui correspond assez exactement aux intuitions de Martins Da Cunha [19] et d'Azémar [20]. Cette projection ne présente que 60,19 % de la variabilité du nuage de points. D'après cette analyse, les rotateurs externes des cuisses ainsi que la jambe courte auraient peu de rapport avec la franche dichotomie observée pour les deux latéralités précédentes.

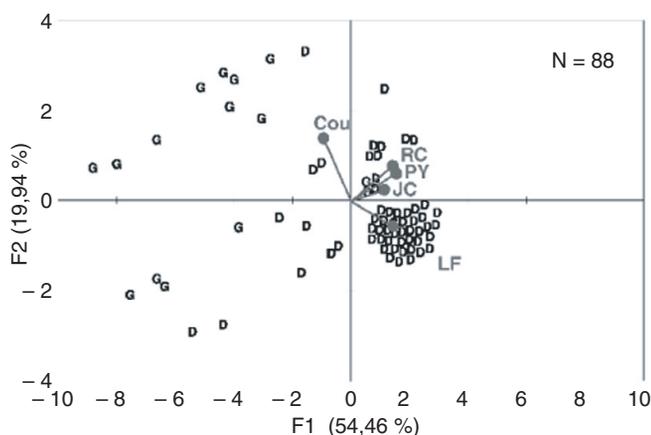


FIG. 12.1. Projection sur les deux premiers axes du nuage des 88 points représentatifs des sujets dont l'œil directeur est le droit [D] ou le gauche [G] dans un espace à cinq dimensions dont les axes de coordonnées sont notés : asymétrie tonique des muscles cervicaux [Cou], des rotateurs externes de la cuisse [RC], du muscle pyramidal [PY], du muscle long fléchisseur propre du gros orteil [LF], et côté de la jambe courte [JC]. Cette projection ne présente que 69,19 % de la variabilité du nuage de points.

Le tableau de contingence (tableau 12.1) confirme que la dichotomie D/G observée sur l'analyse en composante principale n'est pas un artifice de projection : il existe une très forte corrélation entre les asymétries toniques posturales (ATP) et les asymétries gestuelles (AG) visuelles cohérentes (OMP, omp, selon la nomenclature de Jaïs [5]). Ces corrélations ne se retrouvent absolument pas au niveau des AG manuelles non cohérentes (MOP, mOP).

TABLEAU 12.1 – TABLEAU DE CONTINGENCE CROISANT LES CINQ ASYMÉTRIES TONIQUES POSTURALES AVEC DEUX GROUPES D'ASYMÉTRIES GESTUELLES DÉSIGNÉES SELON LA NOMENCLATURE DE JAÏS (1995) : EIL [O, o], MAIN [M, m], PIED [P, p], POUCE [T, t] (MAJUSCULES POUR DROIT, MINUSCULES POUR GAUCHE).

	Pyramidal			Rotation cuisse			Jambe courte			Long fléchisseur			Rotation de cou		
	G	o	D	G	o	D	G	o	D	G	o	D	G	o	D
OMP	2	7	63	2	2	68	4	41	29	4	4	64	5	4	63
omp	7	5	4	7	0	9	6	10	0	6	10	0	6	10	0

Il existe une très forte corrélation entre les ATP et les AG visuelles cohérentes (OMP, omp). Ces corrélations n'existent pas au niveau des AG manuelles non cohérentes (Mop et mOP).

Effectivement, une seconde analyse en composante principale de deux groupes d'AG et de la série des cinq ATP montre que, si les deux groupes d'AG sont désignés d'après Jaïs (œil [O, o], main [M, m], pied [P, p], pouce [T, t], **M**ajuscules pour droit, **m**inuscules pour gauche), les **M** et les **m** sont complètement mélangés (figure 12.2).

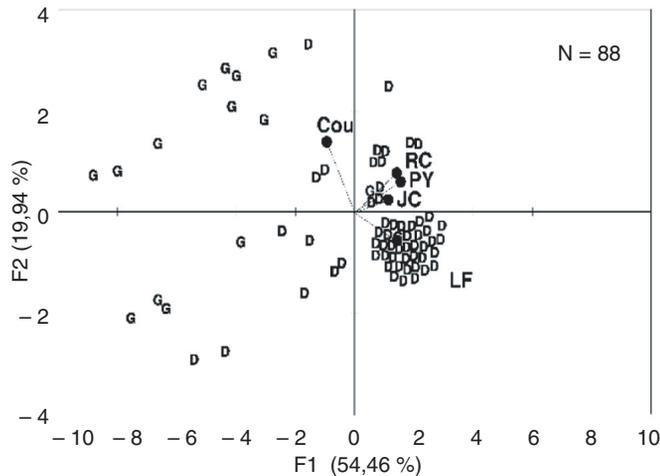


FIG. 12.2. Analyse en composante principale des deux groupes d'AG, Main droite et main gauche, de la même population vis-à-vis des cinq ATP [cou], [LF], [PY], [RC], [JC]. Cette projection représente 78,4 % de la variabilité du nuage de points. Il n'existe aucune organisation caractérisée en fonction de cette asymétrie de la latéralité manuelle.

## DISCUSSION

L'analyse en composante principale qui montre une projection nettement séparée des sujets dont l'œil directeur est le droit [D] ou le gauche [G] selon les axes [Cou] [LF] retrouve assez exactement les intuitions antérieures d'Azémar [20, 21] et de Martins Da Cunha [19]. En revanche, cette analyse indique que les dissymétries toniques des rotateurs externes des cuisses aussi bien que la jambe courte manifestent peu de rapports avec la franche dichotomie droite-gauche observée avec les asymétries toniques des muscles du cou et du long fléchisseur de l'hallux.

Ainsi, il ne semble pas que, dans les conditions habituelles d'examen clinique, la latéralité manuelle soit l'indicateur privilégié pour déterminer une référence de latéralité. Ce manque de concordance entre la latéralité manuelle et celle du membre inférieur évoquera à nombre d'anciens écoliers leurs cours de gymnastique : pour le saut en ciseau, le professeur demandait : « Quels sont ceux qui sont droitiers ? Placez-vous à droite, et les autres à gauche. » Pour certains, cela ne présentait aucun problème, tandis que pour d'autres, cela relevait de l'exploit.

La répartition statistique des sujets dont l'œil directeur est droit ou gauche (O/o), très semblable dans les cohortes de Jaïs et celles de ce travail (tableau 12.2), correspond à la répartition des ATP droites et gauches décrites par Gagey [4] ; elle ne correspond pas du tout à la répartition des sujets de latéralité manuelle droite ou gauche (M/m) des mêmes cohortes et des cohortes d'Azémar.

TABEAU 12.2 – COMPARAISON DE LA RÉPARTITION DES ASYMÉTRIES GESTUELLES VISUELLES (O/O) ET MANUELLES (M/M) DANS LES COHORTES D'HELBERT ET DE JAÏS.

Latéralité	O	o	M	m	n
Helbert	56 %	44 %	86 %	14 %	335
Jaïs	44 %	56 %	81 %	19 %	455

*n* : nombre de sujets.

Ces observations peuvent ramener la variété des situations posturales des patients en fonction de la latéralité à trois typologies principales. Dans les deux premières, l'œil directeur est cohérent avec les AG, à droite, notée OMP dans la nomenclature de Jaïs, à gauche, omp. La troisième inclut toutes les situations où l'œil directeur, droit ou gauche, n'est pas cohérent avec les autres AG.

En pratique clinique posturale, ces corrélations sont précieuses car elles permettent de constituer des groupes de patients qui partagent les mêmes caractéristiques toniques et de latéralité et qui réagissent favorablement aux mêmes traitements. En pratique, cette typologie clinique représente un gain de temps appréciable lors de la consultation ; en théorie, elle pose des questions qui mériteraient des recherches plus élaborées.

## CONCLUSION

Conformément aux intuitions cliniques d'Azémar et de Da Cunha reprises par Da Silva [15] dans sa typologie clinique, ce travail montre donc que ce ne sont pas les AG manuelles qu'il faut comparer aux ATP, mais bien les AG visuelles : « Regarde où tu mets les pieds. »

## REMERCIEMENTS

Nous remercions PM Gagey pour son assistance dans le traitement statistique des données.

## RÉFÉRENCES

- [1] Gentaz R, Asselain B, Levy J, Gagey PM. Approche électromyographique des asymétries de la posture orthostatique. *Agressologie* 1979 ; 20B : 113-4.
- [2] Gagey PM. Le système postural fin. Définition clinique. *Ann Kinesither* 1993 ; 20 (6) : 289-94.
- [3] Gagey PM, Baron JB, Ushio N. Activité tonique posturale et activité gestuelle ; le test de la clef. *Agressologie* 1974 ; 15 (3) : 353-8.
- [4] Gagey PM, Asselain B, Ushio N, Baron JB. Les asymétries de la posture orthostatique sont-elles aléatoires ? *Agressologie* 1977 ; 18 (2) : 277-83.
- [5] Jaïs L. Dysfonction crano-mandibulo-rachidienne (SCUD). In : Gagey PM, Weber B, eds. *Entrées du système postural fin*. Paris : Masson ; 1995. p. 88-116.

- [6] Jaïs L. Approche clinique et thérapeutique du rôle de la langue dans certaines asymétries posturales. In : Lacour M, Gagey PM, Weber B, éd. Posture et environnement. Montpellier : Sauramps Médical ; 1997. p. 103-8.
- [7] Lacour M, Barthelemy J, Borel L, Magnan J, Xerri C, Chays A, et al. Contrôle postural et stratégies sensorielles. Étude chez le sujet sain et en pathologie vestibulaire. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Pathologies, vieillissement, stratégies, modélisation. Montpellier : Sauramps Médical ; 1998. p. 123-35.
- [8] Borel L, Peruch P, Gaunet F, Thinus-Blanc C, Magnan J, Chays A, et al. Système vestibulaire et représentation interne de l'environnement. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications. Montpellier : Sauramps Médical ; 1999. p. 41-54.
- [9] Gentaz R. L'œil postural. *Agressologie* 1988 ; 29 (10) : 685-6.
- [10] Zamfirescu F, Weber B, Marucchi C, Gagey PM, Gentaz R. Maturation du coefficient de Romberg. Influence possible de l'équilibre binoculaire. *Agressologie* 1988 ; 29 (9) : 661-7.
- [11] Gagey PM. Pied pilier et pied moteur. In : Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et rachis. Paris : Frison Roche ; 1998. p. 165-76.
- [12] Jaïs L. Posture et latéralité : de la latéralité en général et podale en particulier (intérêt du test de Hillel). In : Lacour M, éd. Nouvelles méthodes de traitement du signal posturographique. Marseille : Solal ; 2004. p. 167-74.
- [13] Costagliola J. La marche humaine, héritière de la locomotion animale. Théories et modèles biologiques. Paris : L'Harmattan ; 1999. p. 79-114.
- [14] Helbert S. Occlusion et inégalité de longueur de membre inférieur vraie. *Podologie*. Paris : Expansion Scientifique Française ; 1998. p. 81-5.
- [15] Serrano G, Alves Da Silva O. Uma nova abordagem terapeutica. Lisbonne : Pedro Numo Rodrigues ; 1996.
- [16] Helbert S. Étude stabilométrique de la jambe courte. *Podologie*. Paris : Expansion Scientifique Française ; 1996. p. 99.
- [17] Helbert S. Hallux valgus et stabilisation posturale. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 148-53.
- [18] Gumina S, Postacchini F. Measurement of extensor hallucis longus power in patients with hallux valgus. Is the Dandy sign reliable in case of hallux valgus ? *Int J Orthop Traumatol* 1992 ; 18 : 491-5.
- [19] Martins Da Cunha H. Syndrome de déficience posturale. In : Simon L, éd. Actualités en rééducation fonctionnelle et réadaptation. 4<sup>e</sup> série. Paris : Masson ; 1979. p. 27-31.
- [20] Azémar G. Latéralité et différenciation qualitative des conduites motrices. *Rev Neuropsychiat infant* 1975 ; 23 : 13-21.
- [21] Azémar G. La gauche et la droite en podologie : considérations pratiques sur les asymétries fonctionnelles. *Entretiens de Bichat*. Paris : Expansion Scientifique Française ; 1985. p. 7-19.

# L'ENFANT DYSLEXIQUE STABILISE DIFFICILEMENT SON BASSIN : UNE RECHERCHE CLINIQUE

S. Recoules<sup>1</sup>

*L'examen de la stabilité de jeunes dyslexiques par deux épreuves, le test de Trendelenburg (déficit des chaînes stabilisatrices du bassin) et le temps d'appui unipodal, met en évidence des troubles posturaux assez comparables, bien que révélés par d'autres tests, à ceux dont Bourgeois fait état chez les élèves en difficulté scolaire. Ils distinguent manifestement les dyslexiques d'enfants scolarisés des mêmes âges (7–11 ans). Résultat complémentaire imprévu, le signe de Trendelenburg bilatéral apparaît systématiquement associé à une respiration buccale.*

À la suite d'Alves da Silva [1] et en fonction des approches prémonitoires de Kohen-Raz [2], Quercia et al. [3, 4] proposent aux familles d'enfants dyslexiques un traitement combinant prismes posturaux, exercices de rééducation posturale et orthèses. Dans le cadre d'une équipe pluridisciplinaire<sup>2</sup> prenant en charge des enfants dyslexiques avec ce type de traitement, la question du choix des orthèses s'est posée aux podologues. Le présent travail cherche à examiner une hypothèse suscitée par l'observation systématique du statut postural de ces enfants : le test de Trendelenburg (tT) [5] permet-il de mettre en évidence chez eux un défaut de contrôle manifeste de leur stabilité et de définir en conséquence les stimulations plantaires adaptées à la situation posturale particulière de chaque patient ?

## MATÉRIEL ET MÉTHODE

Au cours de l'examen des enfants préalablement déclarés dyslexiques par l'orthophoniste et/ou le neuropsychologue et consultant pour un bilan postural, la stabilité a été systématiquement examinée en complément de l'examen ophtalmologique qui évalue la phorie [6] et détermine le prisme proposé en première intention.

La consultation du podologue comporte alors deux tests de stabilité : le test d'appui unipodal chronométré (tau) et le tT ou test des stabilisateurs de hanche : l'abaissement du bassin du côté opposé à l'appui unipodal, associé à une inclinaison compensatrice de la ligne des épaules du côté de l'appui, traduit l'insuffisance des muscles moyen et petit fessiers du côté de l'appui.

## Population

L'échantillon comporte 95 enfants : 70 garçons (73 %) et 25 filles (27 %) entre 7 et 16 ans, la moyenne étant à 11,4 ans.

1. 151, rue du Faubourg Saint-Antoine, 75011 Paris, France, sarahrecoules@free.fr

2. Centre Prodys, 11 bis, avenue Mac Mahon, 75017 Paris, France, www.prodys.eu

## Méthode

### *Test de Trendelenburg*

Il se pratique sur sol dur, un côté après l'autre, yeux ouverts, d'abord sans puis avec le(s) prisme(s) choisi(s) pour le traitement postural de sa dyslexie ; ce prisme est alors porté avant le test pendant 1 min, le sujet marchant, pour stabiliser la régulation posturale dans cette situation.

Un tirage au sort détermine le pied par lequel l'enfant commencera son appui, le même pour les deux tests.

Le patient est debout sur le podoscope, dos au praticien, bras ballants. Le podologue met ses pouces sur les épines iliaques postérosupérieures (EIPS) de l'enfant, le regard centré sur la ceinture scapulaire pour visualiser les adaptations posturales et les latéralisations. Le patient plie alors le genou de la jambe active en la remontant à environ 90°.

Le praticien évalue la position relative des épines iliaques antérosupérieures (EIAS) ; celle du côté de la jambe levée reste normalement à son niveau initial ou même monte par rapport à celle du côté de l'appui. Lorsqu'elle chute, il est fréquent que l'EIPS reste en position initiale quelques secondes : il est nécessaire que l'observation se poursuive suffisamment avant d'affirmer la stabilité du bassin.

Lorsque l'EIPS baisse du côté opposé à l'appui, il existe un déficit des chaînes stabilisatrices du côté de l'appui ; le muscle moyen fessier ne joue plus son rôle de stabilisateur de la hanche : le signe de Trendelenburg (sT) est déclaré à *droite* si l'EIPS gauche baisse lors de l'appui sur le pied droit [5].

### *Test d'appui unipodal*

Le sujet est à proximité d'un support auquel il pourrait se raccrocher. Le podologue explique qu'il lui demande de se tenir yeux ouverts à cloche-pied jusqu'au moment où l'examineur donne le signal d'arrêt. Il est précisé que le lever du pied doit être franc (au moins 1 cm au-dessus du sol) et que la jambe levée est pliée vers l'arrière, pointe du pied en dedans ; l'autre reste tendue. Le chronomètre est déclenché au moment où le pied quitte le sol ; il est arrêté dès que pied reprend contact ou à 30 s si la stabilité est maintenue jusqu'à ce temps [7].

Le tau est pratiqué sans prisme postural et répété trois fois. Il est considéré comme instable si l'un des trois essais au moins est inférieur à 30 s.

L'examen postural comporte systématiquement la qualification de la ventilation, normale ou buccale.

## RÉSULTATS

Les résultats correspondent aux tests pratiqués sans prisme postural.

Le tau est inférieur à 30 s chez 62 de ces 95 enfants (65,2 %). Lorsqu'il est supérieur à ce chiffre, actuellement considéré comme témoignant d'une bonne stabilité, quasiment la moitié de ces enfants/adolescents (16 sur 33) présente un sT. En revanche, lorsque ce temps d'appui est inférieur à 30 s, le sT est présent 60 fois sur 62, soit dans 97 % de ces cas, et plus souvent bilatéral (44 fois contre 16, soit presque 3 fois plus) que lorsqu'il est unilatéral (tableau 13.1). Il n'est donc pas possible de s'en tenir à la seule appréciation du sT pour dépister cette instabilité.

TABLEAU 13.1 – NOMBRE DE SUJETS DYSLEXIQUES PRÉSENTANT UN SIGNE DE TRENDELENBURG\*.

<i>Temps d'appui unipodal (tau)</i>	<i>Signe de Trendelenburg</i>					<i>Total</i>
	<i>Absent</i>	<i>Présent</i>	<i>Dont</i>			
			<i>Bilatéral</i>	<i>À droite</i>	<i>À gauche</i>	
> 30 s sur les deux pieds	17	16	2	1	13	33
< 30 s sur les deux pieds	0	44	34	6	4	44
< 30 s sur pied droit	2	7	0	0	7	9
< 30 s sur pied gauche	0	9	1	8	0	9
Total	19	76	37	15	24	95

\*Élévation de l'EIPS avec abaissement compensateur de l'épaule du côté opposé, uni- ou bilatéral, yeux ouverts, selon que le tau est supérieur ou inférieur à 30 s.

En revanche, ce sT n'a sans doute pas la même signification selon que le tau est supérieur ou inférieur à 30 s. En effet, lorsque le sT est bilatéral, le tau > 30 s concerne 16 sujets sur 33 (48 %), le tau < 30 s 35 sujets des 37 de ce groupe (soit 94,5 %). Lorsque le tau < 30 s, 60 sujets sur 76 (soit 79 %) présentent un sT si le groupe comporte tous les sT, bilatéraux et unilatéraux à droite et à gauche, et seulement 25 sur 39 (36 %) pour les sT unilatéraux.

En consultation de posturologie, l'examen comportait la recherche du mode de ventilation. La relecture des feuilles d'observation montre que la totalité des enfants ayant un sT bilatéral sont respirateurs buccaux (tableau 13.2), mais que plus de la moitié des enfants à ventilation normale (22 sur 41) présentent aussi un sT et dans ce cas toujours unilatéral.

TABLEAU 13.2 – NOMBRE DE SUJETS DYSLEXIQUES PRÉSENTANT UN SIGNE DE TRENDELENBURG SELON LE TYPE DE VENTILATION\*.

<i>Ventilation</i>	<i>Signe de Trendelenburg</i>					<i>Total</i>
	<i>Absent</i>	<i>Présent</i>	<i>Dont</i>			
			<i>Bilatéral</i>	<i>À droite</i>	<i>À gauche</i>	
Normale	19	22	0	10	12	41
Buccale	0	54	37	5	12	54
Total	19	76	37	15	24	95

\*Élévation de l'EIPS avec abaissement compensateur de l'épaule du côté opposé, uni- ou bipodal, yeux ouverts, suivant l'existence ou non d'une ventilation buccale.

## DISCUSSION

Lorsque le tau bilatéral est normal (> 30 s) et qu'existe un sT, ce dernier est presque toujours (2 sur 18) à gauche ; lorsqu'il est inférieur à 30 s, il est toujours

accompagné d'un sT, en général bilatéral (77 %). Lorsque ce temps d'appui anormal est unilatéral, le sT est, sauf une exception, toujours situé du côté opposé, c'est-à-dire que l'instabilité unilatérale du tau et le déficit des moyen et petit fessiers (sT) sont homolatéraux.

Lorsque le tau bilatéral est > 30 s et qu'existe un sT, ce dernier est en général à gauche, 13 contre 1 à droite et 2 bilatéraux. L'ordre de passage a été tiré au sort ; cette différence ne tient donc en principe pas à la succession des mesures. En revanche, il est généralement admis que la majorité des pieds piliers se situe à gauche (86 % chez les adultes ; 72 % chez les sportifs [8]). Il serait alors intéressant qu'un travail ultérieur de ce type substitue au tirage au sort de l'ordre de passage le choix spontané du sujet présumé privilégier le pied pilier [9] pour voir s'il met en évidence une différence entre l'adulte et l'enfant d'une part, le dyslexique de l'écolier ordinaire de l'autre.

Un sT bilatéral s'accompagne presque systématiquement d'un temps d'appui inférieur à 30 s bilatéral (34 sur 37). Cette répartition peut tenir à de multiples raisons ; l'une nous paraît essentielle : l'enfant dyslexique *compense*. Il a, toute sa vie, dû rechercher des stratégies qui lui permettent de réaliser les tâches demandées malgré son handicap. L'enjeu est important : il s'agit d'arriver à marcher sans chuter. Les orthophonistes ou psychomotriciens qu'il a été amené à consulter lui ont appris à trouver des chemins de traverse pour arriver à ses fins. Il est donc devenu le champion de la compensation, surtout pour les dyslexies les plus légères. L'observer pendant ces deux tests le met bien en évidence : pour se stabiliser, le jeune dyslexique utilise différents procédés plus ou moins performants :

- il mouline avec les bras (le balancier), ce qui lui est interdit lors du test ; la consigne donnée est de garder les bras le long du corps. La plupart des enfants instables s'installent bras à l'*horizontale* dès le début des explications mais, très rapidement, le déséquilibre aidant, le moulinage commence, l'enfant essayant de retrouver sa stabilité dans le mouvement ;
- il lève la jambe très haut afin de verrouiller son bassin, ce qui est aussi interdit lors du test : la consigne est de plier le genou à 90° et que la jambe reste dans l'axe du tronc ;
- il colle la jambe levée contre celle qui sert de pilier, geste interdit lors du test. Cette compensation est l'une des plus fréquemment tentées par les dyslexiques malgré une consigne claire ;
- il effectue un tangage du haut du corps, généralement après quelques secondes d'appui unipodal ;
- il met l'ensemble de la jambe en pronosupination, en recherchant dans le mouvement un équilibre précaire ;
- il saute, ce qui est aussi fréquent, cherchant à retrouver un équilibre dans ce mouvement qui commence le plus souvent vers la 15<sup>e</sup> seconde et se renouvelle jusqu'à la fin du test (30 s) chaque fois que la chute approche ;
- il verrouille les segments en déplaçant l'ensemble du poids du corps sur le membre portant. Cette recherche d'aide est très fréquente chez les plus âgés, ce qui peut être rapproché des observations de C. Assaiante [10]. Elle est très efficace ; la jambe et le pied se varisent, l'épaule du côté de l'appui baisse et l'épaule controlatérale s'élève. Cette compensation montre combien il est important que, lors de ce test, l'examineur maintienne une vision globale du patient et non le regard exclusivement centré sur la ceinture pelvienne ;
- il compense le déséquilibre avec les épaules : pour éviter la chute, il translate son buste du côté de l'appui ; l'épaule du côté opposé à l'appui s'élève alors très nettement. Cette stratégie, assez efficace, diffère de la précédente par une cassure au niveau du buste.

Effectivement, la base d'appui que constitue le pied, siège de récepteurs à capteurs très fins dont les seuils sont inférieurs à ceux du vestibule et de la vision [11], est essentielle pour assurer une bonne stabilité mais ne suffit pas ; il est nécessaire que les muscles antigravitaires soient efficaces. En effet, pendant le tau de la marche, le muscle moyen fessier permet à l'hémibassin opposé à l'appui de se surélever grâce à une traction musculaire s'exerçant entre l'os coxal et le fémur et contrebalance l'action du poids du corps. Cette régulation automatique, qui permet d'alléger le travail conscient et cognitif de la marche, s'observe aussi en station unipodale, à condition qu'elle dure au moins 10 s, yeux ouverts. Ph et S Villeneuve [5] ont proposé d'en faire le témoin clinique que nous avons utilisé sous le nom de « test de Trendelenburg ». À cet égard, la relation nette entre respiration buccale et sT permet de rapprocher ces problèmes de stabilité du syndrome de la glossopose de Robbins qui associe langue basse, genu valgum, pied valgus, et des problèmes d'énurésie (souvent présents et réglés par le traitement postural chez les dyslexiques) évoquant un défaut de tonicité de l'ensemble des muscles antigravitaires. Toutefois, si tous les enfants présentant un sT bilatéral sont respirateurs buccaux, il est nécessaire de souligner que les respirateurs buccaux ne présentent pas tous un sT bilatéral.

De la naissance jusqu'à la station debout, les segments du corps de l'enfant se verticalisent à partir de la tête, ce qui lui permet d'amener la main vers l'objet de manière précise. Le test de coordination oculomotrice qui explore cet acquis [12] est très souvent défectueux chez les patients dyslexiques ; le traitement postural permet en général de le normaliser. De la station debout à 6 ans, la stratégie est ascendante (cf. Chapitre 9) : l'enfant commence par stabiliser le bassin, puis les épaules, enfin la tête. La stabilisation du bassin semble nécessaire à l'apparition de la marche pendant laquelle les enregistrements électromyographiques montrent que le moyen fessier stabilise le bassin avant le lever du pied. Le tT permet ainsi de tester son efficacité.

Si, de 3 à 6 ans, la grande majorité des enfants choisit une stabilité ascendante pour une marche sur sol simple avec peu de degrés de liberté articulaire, dès 6 ans, sa locomotion ressemble à celle de l'adulte. En résumé, l'enfant apprend progressivement à contrôler les différentes parties de son corps en libérant peu à peu le jeu de ses segments corporels puis à choisir, en fonction de la tâche à exécuter, un répertoire de stabilisation pertinent. Il acquiert parallèlement la rétroaction et l'anticipation automatiques qui libèrent son activité volontaire des tâches.

Les travaux de Bourgeois [13], depuis une vingtaine d'années, complètent ces observations ; ils montrent une corrélation entre l'existence *transitoire* d'une déficience posturale chez les enfants de 6 ans à la puberté et le taux de retard scolaire. Chez le dyslexique, ces tâches automatiques sont soit mal acquises, soit mal utilisées. Hélène Bost et Fabienne Mons<sup>1</sup> ont pratiqué chez des enfants scolarisés de 7 à 11 ans les mêmes tests de stabilité, tT (tableau 13.3) et tau (tableau 13.4). La différence des proportions d'enfants instables par tranche d'âge est évidente entre ces deux populations, malgré les restrictions méthodologiques que suscitent les conditions pratiques imposées aux observateurs. En particulier, les rythmes d'évolution de la stabilité dont Bourgeois met en évidence la différence entre garçons et filles ne peuvent pas être analysés à partir de ces observations trop peu nombreuses.

---

1. Que nous ne saurions trop remercier de nous avoir autorisé à faire état de ces résultats à paraître.

TABLEAU 13.3 – COMPARAISON DU NOMBRE D'ENFANTS PRÉSENTANT UNE INSTABILITÉ, JUGÉE SUR LE CRITÈRE DU SIGNE DE TRENDELEBURG (sT), UNILATÉRALE DROITE (D), GAUCHE (G) ET BILATÉRALE (BILAT.) CUMULÉES, DES ENFANTS DYSLEXIQUES DE CE TRAVAIL ET D'ENFANTS SCOLARISÉS DU MÊME ÂGE. LES DEUX EFFECTIFS, SUFFISANTS POUR VALIDER UNE DIFFÉRENCE (8 ET 10 ANS), LA MONTRENT SIGNIFICATIVE.

	Âge en années	7 ans	8 ans	9 ans	10 ans	11 ans
sT D	Dyslexiques <i>n</i> = 51	0	0	3	3	3
sT G		2	2	4	3	3
sT bilat.		2	5	6	7	4
% total		7,8 %	13,7 %	25,4 %	25,4 %	19,6 %
sT D	Scolaires <i>n</i> = 66	0	3	1	2	1
sT G		0	2	0	2	1
sT bilat.		0	6	0	4	1
% total		0	16,6 %	1	12,2 %	4,5 %
$\chi^2$			<i>p</i> < 0,03		<i>p</i> < 0,01	

TABLEAU 13.4 – COMPARAISON DU NOMBRE D'ENFANTS PRÉSENTANT UNE INSTABILITÉ, JUGÉE SUR LE CRITÈRE DU TEMPS D'APPUI UNIPODAL, UNILATÉRALE DROITE (D), GAUCHE (G) ET BILATÉRALE CUMULÉES, DES ENFANTS DYSLEXIQUES DE CE TRAVAIL ET D'ENFANTS SCOLARISÉS DU MÊME ÂGE.

Instabilité	Âge en années	7 ans	8 ans	9 ans	10 ans	11 ans
Unipodale D	Dyslexiques <i>n</i> = 51	0	0	2	0	3
Unipodale G		0	2	3	0	2
Bilatérale		4	6	8	11	5
% total		7,8 %	15,6 %	25,4 %	21,6 %	19,6 %
Unipodale D	Scolaires <i>n</i> = 66	0	1	1	2	0
Unipodale G		0	0	0	0	0
Bilatérale		1	4	1	0	0
% total		1,5 %	7,5 %	3 %	3 %	0
$\chi^2$						

Reste que de nombreux facteurs sont probablement impliqués dans ces résultats ; ils mériteraient des travaux spécifiques. En particulier, pour ne pas compliquer le protocole, les épines irritatives d'appui plantaire (EIAP) n'ont pas été recherchées. Or les deux patients qui n'arrivaient pas à se stabiliser ( $\tau < 30$  s) bien que sans sT présentaient des EIAP importantes (sous les deux pieds). Un tau sur mousse a permis de confirmer cette hypothèse : il est alors devenu supérieur à 30 s. Peterka et Black [14] ont montré que l'équilibre est plus affecté entre 7 et 15 ans par la perturbation des entrées somatosensorielles que par une perturbation visuelle. Or la stabilisation de la tête dans l'espace intervient précisément à 7 ans. Cette observation pourrait expliquer qu'à cet âge, les prismes posturaux ne régulent l'équilibre à eux seuls que dans de très rares cas.

*Le traitement* de l'instabilité de ces enfants, terme de cet examen, utilise des semelles de posture dont le plan d'appareillage est fixé par l'examen clinique postural complet. Dans certains cas, un simple déparasitage du pied (EIAP) permet de rétablir le sT à la normale ; dans d'autres, des éléments stimulant les chaînes du repoussé sont nécessaires : barres médianes ou pastilles utilisées pour les respirateurs buccaux. Leurs hauteurs vont de 1 à 4 mm, en matériaux durs. En aucun cas l'enfant ne repart de la salle de consultation sans que le bassin se maintienne à l'horizontale lors de l'appui unipodal.

## CONCLUSION

Il existe une très forte incidence d'instabilité chez 80 % des dyslexiques. Le tT associé à la mesure du tau se révèle un moyen intéressant de surveillance et de contrôle. Lorsque existe un sT, des stimulations plantaires adaptées (orthèses) permettent dans tous les cas de supprimer la bascule du bassin.

La lecture nécessite une stabilisation de la tête qui permet à la rétine d'obtenir une image nette. Dans la mesure où elle met en jeu le système d'aplomb et ses récepteurs somatosensoriels et proprioceptifs, le rôle du pied chez l'enfant et l'adolescent qui installent leurs répertoires d'adaptation posturale est essentiel ; il donne au podologue-posturologue un rôle clé dans la régulation de ces troubles.

Les patients revus actuellement après 4 mois de traitement ont amélioré leur stabilité et leur comportement scolaire en augmentant de 36 % leur vitesse de lecture. Un nouveau protocole devrait vérifier qu'après 1 an, ce traitement postural, incluant le port de semelles de posture, de prismes posturaux et des exercices de rééducation, améliore la stabilité et accompagne une amélioration des signes cognitifs de la dyslexie.

## RÉFÉRENCES

- [1] Alves Da Silva O. Dyslexie et ophtalmologie. Réalités ophtalmologiques 2001 ; 84 : 35-9.
- [2] Kohen-Raz R. Contribution de la posturologie à la recherche et au diagnostic de la dyslexie et du retard cognitif. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 12-9.
- [3] Quercia P, Seigneuric A, Chariot S, Vernet P, Pozzo T, Bron A, et al. Proprioception oculaire et dyslexie de développement. À propos de 60 observations cliniques. J Fr Ophtalmol 2005 ; 28 : 713-23.
- [4] Quercia P, Metral P, Binquet C. Vécu et suivi du traitement proprioceptif et postural dans la dyslexie de développement. À propos de 185 cas avec un recul de 10 à 18 mois. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 53-69.
- [5] Villeneuve P, Villeneuve-Parpay S. L'instabilité de l'arc inférieur peut-elle influencer les troubles de la lecture ? Idées de podologues. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 89-99.
- [6] Garrigues B. Anomalies de la localisation spatiale visuelle chez l'enfant dyslexique. Étude préliminaire. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 71-5.
- [7] Villeneuve-Parpay S, Villeneuve P, Weber B, et al. Temps d'appui unipodal et test d'antépulsion passive. Recherche multicentrique d'une relation possible. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 114-20.

- [8] Jaïs L. De la latéralité en général et podale en particulier (intérêt du test de Hillel). In : Lacour M, éd. Nouvelles méthodes de traitement du signal posturographique. Marseille : Solal ; 2004. p. 167-74.
- [9] Weber B, Villeneuve-Parpay S, Villeneuve P, et al. Au-delà de la cinquantaine, le temps d'appui unipodal est parfois différent sur le pied pilier et sur le pied moteur. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 121-8.
- [10] Assaiante C, Mallau S, Viel S, Schmitz C. Approche fonctionnelle du développement postural chez l'enfant sain et pathologique. In : Perennou D, Lacour M, éd. Efficience et déficiences du contrôle postural. Marseille : Solal ; 2006. p. 123-35.
- [11] Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol (London)* 1994 ; 478 : 173-86.
- [12] Matheron E, Weber B. Implication de l'entrée visuelle dans les asymétries toniques posturales : approche clinique. In : Perennou D, Lacour M, éd. Efficience et déficiences du contrôle postural. Marseille : Solal ; 2006. p. 261-70.
- [13] Bourgeois P. Évolution de la posture de l'enfant et de l'adolescent de 8 à 21 ans. Sport et cognition. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 21-37.
- [14] Peterka RJ, Black FO. Age related changes in human posture : motor coordination tests. *J Vestibul Res* 1990 ; 1 (1) : 87-96.

# MODIFICATIONS POSTURALES AU COURS D'UNE TÂCHE COGNITIVE CHEZ LE DYSLEXIQUE TRAITÉ ET NON TRAITÉ

S. Viera<sup>1</sup>, P. Quercia<sup>2</sup>, F. Bonnetblanc<sup>1</sup>

*L'efficacité clinique de la rééducation des manifestations posturales s'accompagne, chez les enfants dyslexiques, d'une amélioration de leurs capacités de lecture. Ce parallélisme, bénéfique en pratique, soulève de difficiles questions théoriques. L'observation des performances stabilométriques pendant une tâche cognitive complexe d'enfants non dyslexiques, dyslexiques, et dyslexiques traités selon cette méthode apporte des arguments aux théories impliquant une participation cérébelleuse au processus de la dyslexie.*

La dyslexie de développement se définit comme « un trouble durable de l'apprentissage de la lecture survenant en dépit d'une intelligence normale, en l'absence de troubles sensoriels ou neurologiques, en dépit d'une instruction scolaire adéquate et d'opportunités socioculturelles suffisantes ». Classiquement, on confirme le diagnostic de dyslexie en évaluant le retard de lecture par rapport à une cohorte d'enfants du même âge ; il est supérieur à 24 mois chez l'enfant dyslexique. L'hypothèse étiologique la plus souvent évoquée est la responsabilité d'une altération de la boucle phonologique. Cependant, même si cette définition suppose une normalité sensorielle, les travaux scientifiques de ces dernières années ont montré que les enfants dyslexiques présentent souvent des déficits auditifs, visuels et sensorimoteurs ; souvent très discrets, ils incitent certains auteurs à évoquer d'autres hypothèses étiologiques. Ainsi la présence de troubles mineurs de la coordination motrice permet-elle de suspecter une participation cérébelleuse. Par exemple, la forme de l'écriture est souvent approximative et irrégulière et les enfants dyslexiques peuvent présenter des troubles de l'équilibre comme on peut en voir lors d'une atteinte cérébelleuse a minima. C'est pourquoi la motricité fine et l'équilibre ont déjà été étudiés au cours de la dyslexie [1]. Les résultats obtenus ne sont pas concordants. Poblano et al. [2], Ramus [3] et Stoodley et al. [4] n'ont pas trouvé de relations entre trouble dyslexique et trouble de l'équilibre dans une population de dyslexiques, ou n'en ont trouvé que chez certains d'entre eux. À l'opposé, certains travaux plus récents semblent soutenir l'hypothèse que des troubles de l'équilibre peuvent coexister avec une dyslexie. Fawcett et Nicolson [5], Nicolson et Fawcett [6], qui ont été les premiers à proposer une responsabilité du cervelet dans la dyslexie, suggèrent que des compensations variées sont susceptibles d'apparaître quand cette structure neurologique ne remplit pas parfaitement son rôle. Les nombreuses projections anatomiques qui relient le cervelet au reste du système

---

1. Inserm U887 « plasticité-motricité », université de Bourgogne, faculté des sciences du sport, campus universitaire Montmuzard Dijon, France

2. Cabinet médical, 15, rue Clair Martin, 21200 Beaune, France, docteur.quercia@neuf.fr

nerveux, qu'elles soient efférentes ou afférentes, pourraient y jouer un rôle central. Quoi qu'il en soit, le lien entre les déficits sensorimoteurs et le trouble du langage écrit est encore mal connu. Une approche clinique utilisant une méthode d'examen plus globale du patient a renforcé l'idée d'un lien entre posture et dyslexie. Basé sur certaines caractéristiques cliniques comme l'asymétrie du tonus musculaire, la présence de troubles de localisation spatiale et l'existence de déficits perceptifs, il a été initialement proposé par H. Martins da Cunha [7] ; Quercia et al. [8] ont ensuite systématiquement retrouvé des anomalies posturales à l'examen de 60 patients dyslexiques. C'est pourquoi ils ont suggéré d'améliorer ces signes posturaux en proposant à ces enfants un traitement comportant des prismes de faible puissance, des orthèses posturales ainsi que le maintien de postures particulières et la pratique d'exercices de reprogrammation proprioceptive [9]. Ce traitement a permis non seulement de réduire très significativement les troubles posturaux de ces enfants dyslexiques, mais aussi d'améliorer leurs capacités de lecture dans certains domaines. L'idée à la base de cette conception thérapeutique postule que le système postural en général, et notamment la proprioception, peut être régulé en modifiant à minima les informations des capteurs sensoriels. Baron le premier a montré [10] que la déviation d'un axe visuel de moins de 4°, et non les déviations plus importantes, modifie le tonus des muscles paravertébraux ; Leporck [11] et Janin [12, 13], que des surépaisseurs localisées sur la sole plantaire de 1 à 3 mm, mais non celles supérieures à 5 mm, modifient le tonus postural en agissant sur l'information de l'appui podal. Toutefois, la présence simultanée de déficits posturaux et de troubles dyslexiques ne suffit pas à prouver qu'ils dépendent l'un de l'autre. Il nous a paru que mettre en évidence un rapport particulier chez les dyslexiques entre cognition et posture constituerait un argument en ce sens : observer, par exemple, chez les enfants dyslexiques une modification inhabituelle de leur tonus postural en réponse à une augmentation de la demande cognitive. Pour le vérifier, les performances stabilométriques d'un groupe témoin d'enfants ont été comparées à celles d'un groupe de dyslexiques au cours d'une épreuve de lecture avec une contrainte cognitive majorée (pseudotest de Stroop [14]).

## MATÉRIEL ET MÉTHODE

### Sujets

Trois groupes d'enfants, 12 dyslexiques non traités ( $11,6 \pm 2,1$  ans), 15 dyslexiques traités ( $12,5 \pm 1,5$  ans) et 12 témoins normolecteurs ( $10,6 \pm 1,7$  ans), ont participé au protocole dans le respect des recommandations de la déclaration d'Helsinki, avec consentement écrit de leurs parents. Les enfants des groupes dyslexiques devaient présenter des antécédents de retard de lecture d'au moins 24 mois accompagnés d'un diagnostic de dyslexie certifié par un bilan orthophonique complet et une notion de rééducation orthophonique. La persistance des troubles dyslexiques au moment de l'inclusion a été vérifiée à nouveau par un test de leximétrie globale, le « test de l'alouette » [15], qui permet de comparer l'âge lexical de l'enfant à celui d'un groupe de normolecteurs du même âge. Étaient inclus dans le groupe des enfants traités tout dyslexique ayant bénéficié depuis au moins 3 mois d'un port de prismes et de semelles de posture associé aux postures et exercices de reprogrammation posturale [16].

### Matériel

La prescription des prismes utilise les règles physiologiques liant la position des yeux et le tonus corporel en position debout et stable [16]. Les prismes sont

placés sur les deux yeux, de façon à ce que leur base soit en position supéro-externe. Ils agissent ainsi sur les muscles obliques inférieurs et les muscles obliques supérieurs, qui sont antagonistes dans les mouvements de torsion et d'abaissement oculaires. Ces deux types de mouvement interviennent fondamentalement lors des activités de lecture, mais aussi dans la régulation posturale, notamment dans sa composante antéropostérieure. L'axe des prismes est très précisément déterminé à partir de l'évaluation des hétérophories verticales et torsionnelles, déviations oculaires latentes et cachées par les possibilités de fusion oculaire. Ces deux types d'hétérophorie sont mis en évidence au cours d'un test de Maddox [17, 18]. Ce test consiste à faire fixer une lumière en interposant devant l'un des deux yeux un écran de couleur rouge sombre, contenant des cylindres positifs de forte puissance, très convergents, qui transforment le point lumineux fixé par le sujet en un trait rouge. Cet écran dissocie l'image des deux yeux alors même qu'ils fixent le même objet.

La puissance des prismes, de 2 à 3 dioptries (respectivement 1° et 1,5° environ), est déterminée pour chaque patient à partir de l'évaluation des synergies existant entre les muscles oculaires et les muscles du cou lors des mouvements de rotation et d'extension de la tête et à partir des asymétries de tonus constatées au niveau des muscles extenseurs et rotateurs externes des membres inférieurs en position debout. La très faible puissance de ces prismes est supposée agir davantage sur la proprioception oculaire (mise en tension des fuseaux neuromusculaires) que sur l'information rétinienne [10].

La position des orthèses et leur épaisseur sont déterminées par des podologues en fonction de leur examen clinique propre, sur les enfants dyslexiques portant les prismes déjà choisis.

### Procédure

Les déplacements du centre de pression (CP) sont enregistrés pendant 30 s sur une plate-forme de force (TechnoConcept™), échantillonnée à 40 Hz. L'enfant est en position stable, les bras relâchés le long du corps, les pieds séparés de 2 cm et formant un angle ouvert vers l'avant de 30°. Il lui est demandé de rester aussi calme que possible dans deux conditions particulières. Dans la première, il doit fixer un point situé devant ses yeux à 40 cm (contrôle) ; dans la seconde, il doit fixer une feuille noire de format A4 contenant 50 cases (10 rangées et 5 colonnes) située aussi à l'horizontale de ses yeux, à 40 cm. Chaque case contient un mot définissant une couleur mais écrit avec une couleur différente (par exemple le mot « vert » écrit en rouge). L'ensemble des cases forme un tableau de 23,2 cm de long sur 8,5 cm de haut [14]. Le protocole adopté demande à l'enfant de trouver combien de fois deux mots (par exemple « rouge » et « vert ») sont écrits dans le tableau. Quatre noms de couleur (bleu, rouge, vert, jaune) sont possibles. Le nombre de mots de chacune des couleurs est différent. Le choix des deux couleurs demandées est réalisé par tirage au sort pour chacun des enfants. Le but de ce test n'est pas d'obtenir une réponse exacte ou d'évaluer le nombre de bonnes réponses, comme dans sa version originale, mais d'augmenter la demande cognitive tout en standardisant la stratégie oculomotrice puisque la lecture se fait ici nécessairement mot par mot. Cette tâche vise avant tout à rendre la contrainte cognitive la plus naturelle possible et à supprimer les adaptations particulières de stratégies oculomotrice ou de vergence. L'ordre de passage des deux conditions (simple fixation et pseudo-Stroop) est tiré au sort. Pour égaliser autant que possible les conditions de groupe à groupe, les enfants dyslexiques traités ont été testés quelques minutes seulement (2 à 5) après qu'ils ont quitté leurs lunettes prismatiques et leurs semelles.

### Analyse des données

Les paramètres classiques de déplacement du CP, surface de l'ellipse de confiance à 90 %, vitesse moyenne (c'est-à-dire longueur totale) et écart type du déplacement du CP le long de l'axe des X et de l'axe des Y, ont été traités par une ANOVA à deux facteurs : *groupes* (trois niveaux : témoins, dyslexiques et dyslexiques traités) et *conditions* (deux niveaux : fixation simple et pseudo-Stroop).

### RÉSULTATS

La tâche cognitive perturbe la stabilité posturale du groupe des dyslexiques et seulement lui : la valeur de la vitesse moyenne de déplacement du CP les différencie significativement lors de la tâche de fixation simple d'un point situé à 40 cm et lors du test de pseudo-Stroop (figure 14.1). L'ANOVA montre un effet principal *groupes* ( $F [2,36] = 3,36, p < 0,05$ ) et une interaction *groupes/conditions* ( $F [2,36] = 4,06, p < 0,03$ ). Une décomposition de cette interaction révèle que la vitesse moyenne du CP du groupe des dyslexiques est supérieure à celles du groupe témoin et à celles du groupe de dyslexiques traités quand ils réalisent le pseudo-Stroop, mais aussi lors de la fixation simple ( $p < 0,05$ ). Dans le groupe dyslexique, la vitesse moyenne de déplacement du CP est plus importante lors de la tâche de pseudo-Stroop que lors de la fixation simple ( $p < 0,001$ ). Les différences concernant les autres paramètres, surface et déplacement le long des axes des X et des Y, ne sont pas significatives (tableau 14.1).

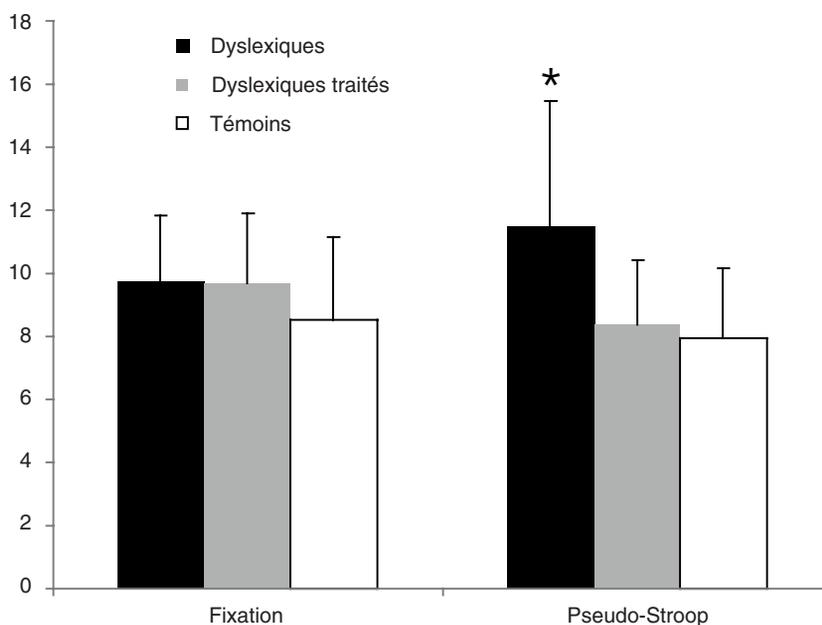


FIG. 14.1. Valeurs moyennes  $\pm$  écarts types de la vitesse moyenne de déplacement du CP pour chaque groupe lors de la tâche de fixation simple et lors du test de pseudo-Stroop.

\*Différence significative ( $p < 0,001$ ) à l'ANOVA, trois facteurs (témoins, dyslexiques, dyslexiques traités) et deux conditions (fixation simple de la cible et tâche cognitive, pseudo-Stroop).

TABLEAU 14.1 – VALEURS MOYENNES ± ÉCART TYPE DES TROIS PARAMÈTRES STABILOMÉTRIQUES NON MODIFIÉS PAR LA TÂCHE COGNITIVE POUR LES TROIS GROUPES DE SUJETS.

Condition	Fixation simple			Pseudo-Stroop		
	Surface	Écart type X	Écart type Y	Surface	Écart type X	Écart type Y
Témoins	103 ± 48	2,3 ± 0,97	3,3 ± 1,06	105 ± 78	2,7 ± 1,38	3,3 ± 1,54
Dyslexiques	140 ± 69	2,7 ± 0,75	3,6 ± 1,13	183 ± 154	2,7 ± 0,65	4,7 ± 3,4
D traités	141 ± 68	2,7 ± 0,85	3,7 ± 0,96	102 ± 61	2,3 ± 0,84	3,1 ± 1,37

Dans le groupe traité, 13 des 15 enfants présentent en condition pseudo-Stroop une nette diminution de la vitesse moyenne de déplacement du CP par rapport à la condition avec fixation simple ; cette différence est hautement significative au t-test apparié ( $p < 0,001$ ) (figure 14.2). Le traitement crée également un effet positif pour la surface ( $p = 0,02$ ) (figure 14.3). Cette amélioration est présente pour 12 enfants sur 15. Elle n'est pas corrélée à la diminution de la vitesse moyenne de déplacement du CP ( $r = 0,45$ ). Le traitement semble donc améliorer la stabilité posturale quand les enfants sont soumis à une tâche cognitive. Ceci est valable avec une certaine rémanence puisque les enfants avaient quitté les différents éléments du traitement lors du test.

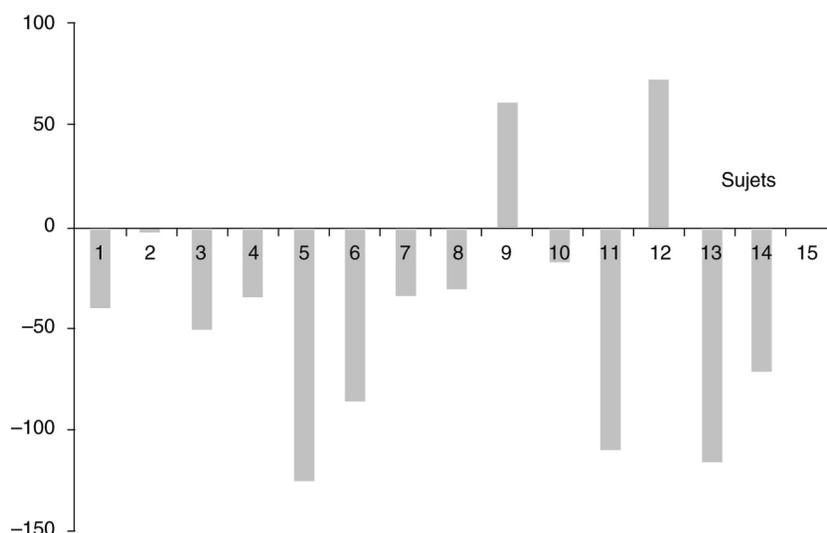


FIG. 14.2. Différence de valeur de la vitesse moyenne de déplacement du CP (mm/s) entre la tâche cognitive (pseudo-Stroop) et la fixation simple pour chacun des 15 enfants dyslexiques traités, non équipés de prismes ou de semelles.

## DISCUSSION

L'objectif de cette étude était double. Tout d'abord, tester si le contrôle postural des enfants dyslexiques est perturbé quand ils ont à lire des mots simples avec une demande cognitive augmentée ; ensuite, essayer d'apprécier l'effet du traitement appliqué pendant au moins 3 mois sur un autre groupe de dyslexiques. Les résultats montrent clairement que la tâche de pseudo-Stroop perturbe l'équilibre des enfants dyslexiques. En contraste, le traitement semble améliorer cet équilibre de façon quasi

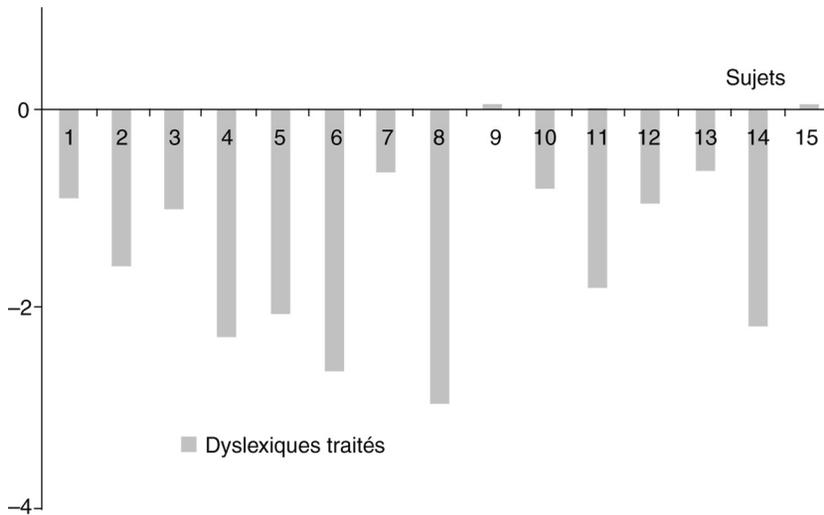


FIG. 14.3. Différence de surface (mm<sup>2</sup>) du déplacement du CP (90 % de l'ellipse de confiance) entre la tâche cognitive (pseudo-Stroop) et la fixation simple pour chacun des 15 enfants dyslexiques traités non équipés de prismes ou de semelles.

systématique, que ce soit en fixation simple ou lors du pseudo-Stroop. Il semble donc possible de recalibrer les relations entre demande cognitive et contrôle postural chez les enfants dyslexiques, et ce avec une certaine rémanence. Ces résultats suggèrent fortement que la demande cognitive et le contrôle postural sont liés et peuvent interagir au cours de la dyslexie de développement.

Dans le test de Stroop classique [14], les sujets doivent dire la couleur du mot mais sans lire le mot lui-même ; dans la modalité choisie, la tâche est supposée induire un conflit entre l'hémisphère cérébral gauche, investi dans le langage écrit et parlé (aire de Broca), et l'hémisphère droit, investi dans la reconnaissance des couleurs : elle est plus difficile. Dans la forme habituelle du test, le sujet, pour citer la couleur du mot, doit d'abord inhiber son intention de lire le mot avant de reconnaître et de citer la couleur. Dans notre procédure, pour ne pas perturber son équilibre, il n'est pas demandé à l'enfant de parler puisqu'il n'a pas à citer le mot ; et, de plus, comme il a seulement à lire le mot, aucune inhibition n'est requise. Nous supposons cependant que les enfants se sont concentrés plus intensément sur chaque mot pour ne pas être distraits par leur couleur, ce qui a dû augmenter réellement la demande attentionnelle. Nous n'avons pas enregistré les erreurs de cette tâche cognitive, car elles peuvent survenir à des niveaux si différents qu'il serait difficile d'en tirer des hypothèses. C'est pourquoi, bien qu'utilisant un matériel similaire, nous avons qualifié cette pratique du test du nom de « pseudo-Stroop ».

Des divers niveaux que peut impliquer la tâche de pseudo-Stroop, nous en retenirons trois qui pourraient expliquer ces résultats : les stratégies oculomotrices, les modifications de vergence, et finalement l'attention. Chez le sujet normal, Jahn et al. [19] et Strupp et al. [20] ont montré que les saccades oculaires peuvent perturber le contrôle postural, alors qu'Uschida et al. [21] ont montré une amélioration de la stabilité posturale lors des mouvements oculaires. Pour Rey et al. [22], en revanche, les saccades oculaires, qu'elles soient horizontales ou verticales et quelle que soit la distance, ne perturbent pas le contrôle postural. Chez les dyslexiques, certaines données plaident en faveur d'un effet potentiel des changements de stratégie oculomotrice. Stoodley et al. [4] ont ainsi observé que le contrôle de l'équilibre est

perturbé quand les dyslexiques ont les yeux ouverts mais non les yeux fermés, avec une bonne corrélation entre niveau de lecture et qualité de l'équilibre. Mais cette qualité était évaluée en comptant le nombre de fois que les enfants étaient obligés de poser un pied à terre lorsqu'ils se tenaient en appui unipodal (cf. Chapitre 13). À l'opposé, Pozzo et al. [23] ont montré en 2006 que l'équilibre des dyslexiques est plus perturbé les yeux fermés que les yeux ouverts ; il était mesuré plus finement au moyen d'une plate-forme de force. Plus récemment, Kapoula et Bucci [24], étudiant un éventuel effet de vergence oculaire, ont montré que le contrôle postural d'enfants dyslexiques est meilleur lorsqu'ils alternent la fixation d'un point de près et de loin et que le contrôle de l'équilibre se détériore chez eux si le point de fixation s'éloigne à plus de 1,50 m du sujet. Dans notre étude, le point de fixation et le tableau du test de pseudo-Stroop étaient situés à 40 cm à l'horizontale du regard, c'est-à-dire à une distance où l'on peut s'attendre à ce que la stabilité posturale soit optimale chez le dyslexique. Cette condition est de nature à éliminer un simple effet de convergence et nous fait privilégier des causes attentionnelles pour interpréter les perturbations du contrôle postural lors de la tâche de pseudo-Stroop.

Notre étude apporte des éléments à une éventuelle participation cérébelleuse dans la dyslexie de développement au cours de laquelle existerait une interaction de déficits sensorimoteurs [25]. Elle plaide aussi contre une étiologie et une symptomatologie purement phonologiques de la dyslexie sur les témoins de laquelle la littérature scientifique, abondante, focalise ses travaux au détriment de l'étude d'autres signes moins évidents mais avec lesquels, pour le clinicien, ils forment un tout. L'intérêt porté à cette vision phonologique est renforcé par le fait que l'imagerie moderne (PET et IRMf) étudie plus facilement ses fonctions situées dans des structures cérébrales corticales que d'autres symptômes plus difficiles à mettre en évidence par ces méthodes séduisantes. Certaines études, très récentes, en IRMf chez des dyslexiques [26], démontrent cependant que des anomalies sont observées dans de nombreuses zones cérébrales et pas seulement dans celles classiquement dévolues aux fonctions du langage écrit. De nombreux niveaux de compensation peuvent intervenir dans un déficit cérébelleux, comme le suggèrent Nicolson et Fawcett [27] ; la multiplicité des symptômes qui le révélerait chez le dyslexique, au-delà des troubles de la lecture proprement dite, nous semble nécessiter et justifier une approche clinique globale de la dyslexie.

Par ailleurs, le traitement associant prismes, semelles et exercices de reprogrammation proprioceptive apporte une diminution quasi systématique de la vitesse moyenne de déplacement du CP au cours de la tâche de pseudo-Stroop. Cette diminution est nette chez 13 de ces 15 patients et elle est associée à une diminution quasi systématique de la surface pour 12 d'entre eux. Cet effet se manifeste alors que les enfants ne sont plus équipés avec les éléments du traitement depuis plusieurs minutes (2 à 5). Ces résultats suggèrent qu'il est possible d'intervenir sur le lien entre attention et contrôle moteur, et notamment d'améliorer les capacités d'équilibre, en utilisant des prismes. Les enfants n'étant pas équipés de leurs prismes au moment des tests, l'effet obtenu suggère plus une modification de la proprioception des muscles oculaires que de l'information rétinienne : Baron avait déjà prouvé que seules des déviations de moins de 4° sont susceptibles de modifier le tonus postural chez les vertébrés. Pestazolli [28, 29] a montré que des prismes de faible puissance, orientés de façon à lutter contre leur exophorie, améliorent la lecture chez 71 % des dyslexiques testés. Il émet l'hypothèse que les prismes diminuent l'énergie nécessaire à la contraction des muscles oculaires en hétérophorie, facilitant l'accès à la lecture et à la compréhension du texte. Il faut cependant garder à l'esprit, comme le montre notre travail, le fait que les prismes de faible puissance agissent sur le contrôle postural, ce qui suggère, au minimum, qu'il existe une forte dépendance entre posture et état

oculaire. Cette hypothèse mérite d'être précisée ; une persistance courte de la réaction posturale, par exemple, suggérerait la mise en jeu d'une plasticité des muscles oculaires eux-mêmes ; une persistance longue suggérerait la mise en cause d'une plasticité de structures cérébrales de haut niveau. Ces études des interrelations entre la posture, l'état oculaire et certaines fonctions cognitives permettraient sans doute d'ouvrir une nouvelle voie de réhabilitation ; elles pourraient être répétées en utilisant une demande cognitive ne faisant pas intervenir d'activité de lecture afin de déterminer si, chez le dyslexique, c'est le décodage d'un mot per se qui interfère dans la régulation posturale ou la présence d'une contrainte cognitive en général.

## CONCLUSION

Une demande cognitive, et probablement attentionnelle, altère le contrôle postural chez le dyslexique, mais ce déficit peut être compensé en utilisant un traitement prismatique et postural avec une certaine rémanence des effets obtenus. Ces résultats sont prometteurs et encouragent à chercher une relation causale entre de multiples désordres sensorimoteurs et les déficits cognitifs qui caractérisent la dyslexie de développement.

## RÉFÉRENCES

- [1] Kohen-Raz R. Contribution de la posturologie à la recherche et au diagnostic de la dyslexie et du retard cognitif. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007.
- [2] Poblano A, Ishiura K, de Lourdes Arias M, Garcia-Pedroza F, Marin H, Trujillo M. Motor control alteration in posturography in learning-disabled children. Arch Med Res 2002 ; 33 : 485-8.
- [3] Ramus F. Developmental dyslexia : specific phonological deficit or general sensorimotor dysfunction ? Curr Opin Neurobiol 2003 ; 13 : 212-8.
- [4] Stoodley CJ, Fawcett AJ, Nicolson RI, Stein JF. Impaired balancing ability in dyslexic children. Exp Brain Res 2005 ; 167 : 370-80.
- [5] Fawcett AJ, Nicolson RI. Performance of dyslexic children on cerebellar and cognitive tests. J Mot Behav 1999 ; 31 : 68-78.
- [6] Nicolson RI, Fawcett AJ. Procedural learning difficulties : reuniting the developmental disorders ? Trends Neurosci 2007 ; 30 : 130.
- [7] Martins Da Cunha H. The postural deficiency syndrome. Agressologie 1987 ; 28 (9) : 941-3.
- [8] Quercia P, Seigneuric A, Chariot S, Vernet P, Pozzo T, Bron A, et al. Ocular proprioception and developmental dyslexia. Sixty clinical observations. J Fr Ophtalmol 2005 ; 28 : 713-23.
- [9] Quercia P, Seigneuric A, Chariot S, Bron A, Creuzot-Garcher C, Robichon F. Étude de l'impact du contrôle postural associé au port de verres prismatiques dans la réduction des troubles cognitifs chez le dyslexique de développement. J Fr Ophtalmol 2007 ; 30 : 380-9.
- [10] Baron JB. Muscles moteurs oculaires, attitude et comportement locomoteur des vertébrés. Thèse de sciences, Paris, 1955. Gait Posture 2005 ; 21 (suppl 1) : S121.
- [11] Leporck AM. Modification unilatérale des pressions plantaires. Enregistrement stabilométrique et podométrique. In : Villeneuve P, Weber B, eds. Pied, équilibre et mouvement. Paris : Masson ; 2000. p. 72-7.
- [12] Janin M, Toussaint L. Change in center of pressure with stimulation via anterior orthotic devices. Gait Posture 2005 ; 21 : S79.
- [13] Janin M. Modification du test posturodynamique par port quotidien d'orthèses plantaires chez les pratiquants d'un sport pieds nus, le judo. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 154-8.

- [14] Stroop JR. Studies of interference in serial verbal reactions. *J Exp Psychol* 1935 ; 18 : 643-61.
- [15] Lefavrais P. Test d'analyse de la lecture et de la dyslexie (test de l'alouette). Paris : Masson ; 1965 [2<sup>e</sup> éd. révisée 2000].
- [16] Quercia P, Metral P, Binquet C. Vécu et suivi du traitement proprioceptif et postural dans la dyslexie de développement. À propos de 185 cas avec un recul de 10 à 18 mois. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Posturologie clinique. Dysfonctions motrices et cognitives. Paris : Masson ; 2007. p. 53-69.
- [17] Matheron E, Quercia P, Weber B, Gagey PM. Vertical heterophoria and postural deficiency syndroms. *Gait Posture* 2005 ; 21 (suppl 1) : S121.
- [18] Matheron E, Kapoula Z. Les sujets présentant une hétérophorie verticale physiologique sont moins stables que les sujets orthophoriques. In : Thoumie P, Lacour M, éd. Posture et équilibre. De la recherche à la pratique clinique. Marseille : Solal ; 2008. p. 151-61.
- [19] Jahn K, Strupp M, Krafczyk S, Schuler O, Glasauer S, Brandt T. Suppression of eye movements improves balance. *Brain* 2002 ; 125 : 2005-11.
- [20] Strupp M, Glasauer S, Jahn K, Schneider E, Krafczyk S, Brandt T. Eye movements and balance. *Ann NY Acad Sci* 2003 ; 1004 : 352-8.
- [21] Uschida T, Hashimoto M, Suzuki N, Takegami T, Iwase I. Effects of periodic saccades on the body sway in human subjects. *Neurosci Lett* 1979 ; 13 : 253-8.
- [22] Rey F, Lê TT, Bertin R, Kapoula Z. Saccades horizontal or vertical at near or at far do not deteriorate postural control. *Auris Nasus Larynx* 2008 ; 35 : 2.
- [23] Pozzo T, Vernet P, Creuzot-Garcher C, Robichon F, Bron A, Quercia P. Static postural control in children with developmental dyslexia. *Neurosci Lett* 2006 ; 403 : 211-5.
- [24] Kapoula Z, Bucci MP. Postural control in dyslexic and non-dyslexic children. *J Neurol* 2007 ; 254 : 1174-83.
- [25] Nicolson RI, Fawcett AJ, Dean P. Impaired performance of children with dyslexia on a range of cerebellar tasks. *Ann Dyslex* 1996 ; 46 : 259-83.
- [26] Pernet C, Andersson J, Paulesu E, Demonet J. When all hypotheses are right : a multifocal account of dyslexia. *Hum Brain Mapp* 2009 ; 30 (7) : 2278-92.
- [27] Nicolson RI, Fawcett AJ, Dean P. Developmental dyslexia : the cerebellar deficit hypothesis. *Trends Neurosci* 2001 ; 24 : 508-11.
- [28] Pestalozzi D. Further observations of dyslexic patients with prism correction. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1992 ; 200 : 614-9.
- [29] Pestalozzi D. Ophthalmologic aspects of dyslexia : the influence of full prismatic correction of heterophoria on dyslexic symptoms. *Ann NY Acad Sci* 1993 ; 682 : 397-9.

## LA RESPIRATION, RÉGULATEUR POSTURAL OUBLIÉ ?

C. Scheer<sup>1</sup>

*Si les structures anatomiques de la ventilation sont traditionnellement le thorax et le diaphragme, la masse viscérale et l'ensemble des parois musculaires et aponévrotiques qui l'entourent constituent avec eux une unité fonctionnelle ; laquelle assurant la stabilisation du tronc peut être décrite comme un « Système stabilisateur profond du tronc », intrinsèquement lié au type de ventilation thoracique basse. Cette régulation, anticipative et proportionnelle offre aux quatre membres le point d'ancrage qui permet leurs mouvements tout en maintenant une ventilation efficace. Prioritaire sur toute autre activité de l'appareil locomoteur, la ventilation résulte de multiples facteurs dont, pour chaque individu, les interactions déterminent la stratégie. Plus ou moins compatibles avec les nécessités de la stabilisation, rééducables, ces stratégies apparaissent comme un élément essentiel (et négligé ?) de la régulation posturale.*

Pourquoi sommes-nous tellement confrontés à des pathologies de l'appareil locomoteur alors que nos conditions de vies se sont très largement améliorées depuis deux générations ? Vraisemblablement parce que les contraintes internes sont aussi délétères que celles venant de l'extérieur, qu'elles s'exercent en quasi-permanence, et qu'elles sont plus importantes qu'auparavant. L'une d'elle est la ventilation. Cette fonction primordiale du système musculosquelettique suscite quant à son interaction avec la posture des interrogations [1, 2], ou un constat de « perturbations ventilatoires » [3, 4], dont la correction pourrait passer par un système mécaniquement asservi aux deux fonctions [5] ou par des corrections angulaires multiples [6, 7]. On peut s'étonner qu'une fonction aussi fondamentale, tellement intriquée au vivant sur le plan phylogénétique et neurologique, puisse en devenir un élément perturbateur chez le sujet normal. La réponse d'un clinicien serait de proposer de regarder la manière dont le sujet respire en essayant d'analyser les possibles interactions entre ventilation et posture.

### UNITÉ FONCTIONNELLE RESPIRATOIRE

L'énergie nécessaire à la mobilisation du diaphragme est rendue minimale grâce à une intrication d'équilibres permettant un rapport efficacité – économie optimal, basé sur des mécanismes de tensions réciproques, oscillant autour de points d'équilibre.

La cage thoracique est plus grande, isolée, que son contenu, et déformable. Les poumons sont plus petits, isolés, que leur contenant auquel ils sont rattachés par la cavité virtuelle de la plèvre. La cage thoracique supérieure est ainsi en pression négative permanente [8].

Le diaphragme, en forme de dôme à double coupole a trois parties : le centre tendineux, une partie musculaire postérieure, œsophago-crurale, se prolongeant par

---

1. 13, rue de Chèvremont, 51360 Val de Vesle, France

les piliers du diaphragme descendant à la face antérieure des trois premières vertèbres lombaires et une partie musculaire costale, périphérique et rayonnée reliant le centre tendineux au pourtour de la cage thoracique sur laquelle il s'insère par l'intermédiaire des côtes 7 à 11 [9]. Le diaphragme est « aspiré » par le thorax.

La masse viscérale se comporte comme une colonne de gel, déformable, mais incompressible [10] ; elle est contenue dans un réceptacle en grande partie élastique (paroi abdominale, plancher pelvien et trous obturateurs) et occupe tout l'espace qui lui est disponible. Elle est le siège d'un gradient de pression vertical croissant de haut en bas et la région sous-diaphragmatique est la région de l'abdomen où la pression est la moins importante, ce qui permet aux organes qui y sont situés d'avoir une masse relative « en conditions physiologiques » très nettement inférieure à leur masse isolée [11]. Ceci explique peut-être la présence des viscères les plus lourds à la partie supérieure de l'abdomen. Inversement, ces organes limitent, avec le médiastin, l'aspiration du diaphragme par le thorax. Ce système autorise donc un équilibre entre pesanteur et aspiration.

La paroi abdominale est formée de trois couches musculo-aponévrotiques. La contraction coordonnée de la ceinture abdominale et du plancher pelvien aboutit à une mise en pression de la masse viscérale contre le diaphragme provoquant son ascension dans le thorax [10]. L'axe des fibres du transverse de l'abdomen est horizontal, perpendiculaire aux fibres du diaphragme.

La cage thoracique est enchâssée dans l'abdomen. La partie abdominale de la cage thoracique correspond à la hauteur des insertions des muscles abdominaux sur le thorax. Tous les muscles inspiratoires, en dehors des intercostaux externes et du diaphragme, ne s'insèrent que sur la partie sus-jacente du thorax, dite « cage thoracique pulmonaire ». La « cage thoracique abdominale » est centrée par la « zone d'apposition », correspondant aux récessus costodiaphragmatiques. Sa hauteur diminue lors de l'inspiration.

Le tronc forme donc une structure de type tubulaire que l'on peut diviser dans une optique fonctionnelle en trois parties : un compartiment supérieur, la cage thoracique pulmonaire, un compartiment médian, thoraco-abdominal, ou « cage thoracique pulmonaire », centré par la zone d'apposition et le diaphragme, et un compartiment inférieur constitué par l'abdomen sous-jacent. Le diaphragme y fonctionne comme un piston dans le corps d'une pompe [9, 12].

Chacun de ces compartiments comporte un set musculaire spécifique : les muscles inspiratoires non diaphragmatiques pour le thorax pulmonaire (les intercostaux externes du thorax inférieur étant électriquement silencieux en respiration calme), le diaphragme pour le thorax abdominal et les muscles de la paroi abdominale pour le compartiment abdominal [9].

L'ensemble de ces structures anatomiques en équilibre et interdépendantes les unes par rapport aux autres forment donc une unité fonctionnelle ventilatoire.

## VENTILATION

À raison de 16 cycles par minute, soit 960 fois par heure, nous respirons plus de 23 000 fois par jour... en restant strictement au repos. Le diaphragme travaille plus de 45 % du temps, notre vie durant [13] sans possibilité d'arrêt supérieur à deux ou trois minutes, sauf entraînement particulier. Bien qu'il s'agisse d'un truisme, il est important de garder à l'esprit que l'activité respiratoire étant vitale, elle prime sur

toutes les autres fonctions musculaires [14]. Sa vitesse de récupération à la fatigue est quinze fois supérieure à celle d'un muscle strié [15].

On peut individualiser trois types de ventilations qui correspondent au recours préférentiel de l'un des trois compartiments décrits précédemment.

### **La ventilation abdominale**

L'expansion pulmonaire à l'inspiration est liée à l'expansion de l'abdomen. La phase inspiratoire correspond à la contraction du diaphragme et des intercostaux externes de la cage thoracique pulmonaire, associée à un relâchement de la paroi abdominale et du plancher pelvien. Cette poussée est transmise à la masse viscérale et accumulée sous forme d'énergie potentielle mécanique, qui est restituée lors de la face expiratoire, passive. Cette respiration utilise au maximum les équilibres intrinsèques au système pour être la moins coûteuse possible en énergie [16].

### **La ventilation thoracique haute**

L'expansion pulmonaire inspiratoire est liée à l'expansion du thorax supérieur. La phase inspiratoire met en jeu, d'une part, les muscles inspiratoires non diaphragmatiques (en particulier les intercostaux externes et les parasternaux, les scalènes et les sterno-cléido-mastoïdiens) et, d'autre part, le diaphragme fonctionnant comme point fixe relatif. Il existe une coactivation des muscles de la paroi abdominale et du plancher pelvien avec le diaphragme pour favoriser l'appui de celui-ci sur la masse viscérale qui lui sert de support et à allonger ses fibres, lui permettant de développer plus de puissance pour un niveau d'activation donné [10]. L'élévation inspiratoire du thorax est couplée avec une augmentation de son diamètre antéropostérieur. Ce mode respiratoire diminue l'espace mort, c'est la respiration de l'effort. Son intensité et son amplitude peuvent varier considérablement, jusqu'à recruter tous les muscles respiratoires accessoires en cas de besoins en oxygène maximums.

### **La ventilation « thoracique basse »**

L'expansion pulmonaire à l'inspiration est liée à l'expansion du thorax inférieur et de l'abdomen. Elle résulte d'un travail en synergie-antagonisme du diaphragme et des muscles de la paroi abdominale ainsi que du plancher pelvien, la variation maximale de tonus concernant les transverses et le diaphragme. Lors de la phase inspiratoire, la co-contraction du diaphragme costal et des transverses aboutit à l'élargissement du thorax inférieur dans le sens transversal et à la diminution de la zone d'apposition [17, 18]. Elle ne s'accompagne pas de l'activation des muscles respiratoires accessoires [19, 20], il n'y a pas d'élévation de la cage thoracique, le diamètre thoracique antéropostérieur n'est pas augmenté – la contraction isolée du diaphragme ayant une action expiratoire sur la cage thoracique pulmonaire [9, 12] – et la pression intra-abdominale reste relativement constante. L'intensité et l'amplitude de ce type de ventilation peuvent également varier de manière considérable. Il n'y a que peu d'études concernant ce type de ventilation. Elle ne rentre pas bien dans les schémas traditionnels, puisqu'un abaissement des côtes inférieures, assisté par une coactivation des serratus inférieur et des carrés des lombes, devient inspiratoire en permettant une ampliation thoracique. L'expérience clinique, et que chacun peut faire pourvu qu'il sache contrôler ce type de ventilation, montre qu'elle est compatible avec une augmentation globale de la pression du tronc résultant d'une activation synergique des intercostaux inspireurs et expirateurs et d'une augmentation de la pression abdominale. De plus, cette activation synergique des intercostaux tend à diminuer le volume pulmonaire, à augmenter la hauteur de la zone d'apposition et à

maximiser la force du diaphragme. La respiration thoracique permet de faire fonctionner le tronc à la manière d'un piston dont toutes les parois pourraient être actives.

Cette segmentation des types ventilatoires reste bien sûr un peu schématique ; en effet, nous associons la plupart du temps dans la vie courante différents types de respiration soit dans le temps, soit dans leurs différentes composantes. L'important est de bien considérer que nous ventilons avec notre tronc tout entier, et, que par un jeu neuromusculaire subtil, nous pouvons déplacer le « niveau » de notre ventilation sur la quasi-totalité de la hauteur du tronc.

## LA COMMANDE RESPIRATOIRE

La commande nerveuse ventilatoire passe par deux voies motrices, l'une médullaire qui régit l'automatisme de la ventilation de repos, l'autre venant du cortex moteur. Certains muscles ont une activité inspiratoire « obligatoires », au sens où leur activité ne peut être abolie volontairement [4]. Le diaphragme contient différents types d'unités motrices, respiratoires, toniques et phasiques [13] sous le contrôle de neurones spécialisés. Les muscles intercostaux parasternaux ont une régulation inspiratoire obligatoire comme les intercostaux externes [10], Les unités motrices de ces derniers sont mises en jeu dans le temps et l'espace, au sein d'un même espace intercostal et aux différents niveaux intercostaux, en fonction de leur plus grand avantage mécanique [21]. Le transverse a une régulation expiratoire obligatoire. Ce muscle possède, à l'instar du diaphragme, différents types d'unités motrices spécifiques, liées à ses différentes fonctions [22].

D'autres muscles n'ayant pas d'activité inspiratoire primaire peuvent devenir des inspireurs accessoires en cas d'augmentation de la commande ventilatoire comme les muscles des chaînes d'extension du rachis cervicodorsal et d'ouverture des membres supérieurs qui vont contribuer à l'expansion de la cage thoracique pulmonaire.

L'influence de la commande ventilatoire existe sur toute la hauteur de la moelle épinière, sur les composantes inspiratoire et expiratoire ; elle est retrouvée sur le plancher pelvien [23] et sur les membres [24] avec des différences selon la phase ventilatoire en fonction des groupes musculaires [25].

Il existe donc des systèmes de régulations neurologiques pour combiner, au sein de l'appareil musculosquelettique, la ventilation, prioritaire, et les autres activités motrices.

Cette influence est partiellement réciproque : les variations de tonus des muscles non respiratoires influent sur la ventilation. Même s'il ne semble pas y avoir d'études sur ce sujet, on peut facilement percevoir que le simple fait de respirer au repos par le nez ou par la bouche modifie un peu mais indiscutablement notre manière de respirer. De même pour l'élévation du regard ou son abaissement, et même pour des mouvements de pronation ou de supination de l'avant-bras qui induiront un infime mais net changement sur le niveau de la respiration thoracique pulmonaire, que l'on percevra un peu plus « haut » en supination. Activée, la chaîne de fermeture des membres supérieurs va plus ou moins limiter l'amplitude de la respiration thoracique haute. Jusqu'à un certain point seulement : en cas d'hypercapnie, le tonus de la chaîne de fermeture va s'effondrer pour favoriser au maximum l'inspiration, et la composante posturale des muscles respiratoires va même diminuer [14].

L'influence des chaînes musculaires précédemment mentionnées est beaucoup plus discrète sur la respiration thoracique basse et la respiration abdominale.

## MUSCLES RESPIRATOIRES ET STABILISATION

Un segment ne peut se mobiliser que par rapport à un point fixe relatif ou absolu. De la qualité de la stabilisation dépendent la réalisation optimale du mouvement et l'absence de compensations. Le tronc sert de point fixe pour la mobilité des membres et nécessite une capacité intrinsèque à se rigidifier.

Chez le sujet sain, la rigidité du rachis lombaire est essentiellement liée aux érecteurs du rachis lombaire [26] et à l'élévation de la pression abdominale [27], dont l'effet de protection mécanique sur les disques intervertébraux est connu de longue date [28].

L'augmentation de la pression abdominale est principalement liée à l'action des transverses et des obliques internes sur la masse viscérale [29]. Le diaphragme pourrait également influencer cette rigidité par ses insertions crurales [27].

Plusieurs études ont montré que l'activation concomitante du diaphragme, des transverses et du plancher pelvien anticipe de quelques dizaines de millisecondes la contraction des muscles nécessaires au mouvement volontaire d'un membre, par un mécanisme de feed-forward et induisent une augmentation de la pression abdominale au cours des deux phases respiratoires. Il existe une mise en jeu d'unités motrices à visée stabilisatrice au sein de tous ces muscles, en inspiration comme en expiration [30, 31]. L'intensité de l'activation de ces muscles est proportionnelle à l'effort de stabilisation nécessaire [32].

Tous ces muscles respiratoires semblent donc s'intégrer dans « un système stabilisateur profond du tronc », terme emprunté à l'École de Prague [33], qui permet de « rigidifier » le tronc, de façon automatique, anticipée, proportionnelle et adaptée de manière à servir de point fixe à la mobilité des membres.

## ONTOGENÈSE

Les travaux de Vojta [34], neurologue tchèque, montrent que chez les nourrissons au développement psychomoteur normal placés sur le ventre, la stimulation orientée du talon provoque invariablement une réponse motrice globale parfaitement stéréotypée. La même réponse est obtenue en stimulant de manière spécifique d'autres zones anatomiques comme le genou, le coude ou un espace intercostal donné. Ces comportements moteurs réflexes sont activés en bloc de manière globale et sont de deux types : reptation à partir du procubitus et retournement à partir du latérocubitus et du décubitus. S'agissant de comportements réflexes, ils ne surviennent que lors de leur stimulation précise à partir d'une position particulière et ne sont donc jamais visibles en tant que tels de manière spontanée, puisqu'ils sont « artificiels ». Par contre, on peut les provoquer dans leur globalité chez des nourrissons cérébro-lésés et des adultes. En ce sens il s'agit de schémas moteurs innés qui s'apparentent à des héritages phylogénétiques dont les traces pourraient également être retrouvées dans certaines études électromyographiques [35].

Pour la partie qui nous intéresse ici, ces deux schémas moteurs s'accompagnent systématiquement d'une modification respiratoire – ventilation thoracique basse avec augmentation de la pression abdominale – ainsi que de l'activation des érecteurs du rachis, aboutissant à une rigidification du tronc de manière à connecter les points d'appui sur la base de support. L'activation de muscles antagonistes au niveau des ceintures pelviennes et scapulaires a, d'une part, une action de centrage optimal des axes de rotation humérale et fémorale et, d'autre part, une résultante antigravitaire.

L'ensemble de cette activité motrice permet l'élévation du tronc par rapport au support en vue de l'amorce du déplacement phasique.

Le contrôle de l'équilibre au début de la marche, qui passe par une gestion « en bloc » du tronc et du cou [36], apparaît lié à ce schéma global. La stratégie de hanche qui caractérise également cette période dépend de la coaptation de la tête fémorale dans le cotyle ; celle-ci ne sera optimale que si le bassin est stabilisé dans une position neutre. C'est à cette condition que les jeux musculaires qui s'exercent sur l'articulation en permettront le développement structurel harmonieux. Ainsi, l'élargissement du polygone de sustentation, constaté lors de l'apprentissage de la marche, serait en partie lié à la nécessité de coaptation articulaire maximale de la hanche. Du fait de l'interrelation entre la stabilisation du tronc et le fonctionnement de l'articulation de la hanche, on pourrait avancer qu'il ne peut y avoir un fonctionnement de hanche correct sans stabilisation correcte du tronc.

Le gain de liberté des différents segments corporels au cours de l'ontogenèse, en fonction d'un schéma de maturation et des différentes contraintes internes et environnementales [37, 38, (cf. Chapitre 9)], n'est possible qu'à partir d'une base stable. Seule une gestion efficace, proportionnelle et adaptée de la rigidité du tronc permettra d'obtenir un point fixe adéquat pour la mobilité des membres et de la tête, ainsi que le maintien de l'équilibre lorsque le point fixe est au sol et le tronc en suspension.

Au même titre que l'acquisition des degrés de liberté croissant des articulations des différents segments corporels, l'enfant devra apprendre à gérer les degrés de liberté des « articulations » du tronc sans en compromettre la stabilité.

Si tous les humains naissent avec l'aptitude à se stabiliser et à se déplacer, l'efficacité des systèmes nécessaires peut varier de manière importante d'un sujet à l'autre ; leur mise en place progressive au cours de l'ontogenèse peut varier ou connaître quelques lacunes qui, sans être pathologiques au sens strict du terme, peuvent placer certains, à moyen ou long terme, dans une situation de fragilisation potentielle, selon l'influence des autres paramètres qui jouent sur le système postural et de l'environnement.

### CONCILIER RESPIRATION ET STABILISATION [1-3, 6, 7]

La stabilisation requiert donc une coactivation proportionnelle du diaphragme, des muscles de la ceinture abdominale et du plancher pelvien.

Inversement, la ventilation nécessite un antagonisme au moins partiel dans le travail de ces mêmes muscles, permettant d'alterner inspiration et expiration.

Lors du soulèvement d'une charge lourde, image de l'haltérophile, l'effort nécessite une blockpnée : la pression intra-abdominale est maximale ou submaximale, adaptée à la charge [28]. Il n'y a pas de respiration possible, la glotte étant fermée. L'effort nécessite la mise en jeu simultanée des muscles inspireurs et expirateurs du thorax et de l'abdomen de manière à équilibrer les pressions de part et d'autre du diaphragme.

Totalement à l'opposé de cette situation, le dormeur, qui n'utilise que sa respiration abdominale, utilise les équilibres intrinsèques de l'unité fonctionnelle respiratoire ; ce faisant la pression intra-abdominale est minimale. L'amplitude respiratoire est alors assez importante, mais le tonus du « système stabilisateur » très faible.

La situation de l'équilibriste, qu'il marche sur une bordure de trottoir ou qu'il se maintienne sur un système instable, se situe entre ces deux possibilités extrêmes. La

solution la plus efficace, et qui se met automatiquement en place si elle n'est pas « désactivée » ou parasitée, est le recours à la respiration thoracique basse. En effet, elle permet d'adapter la pression intra-abdominale à l'effort de stabilité requis, tout en permettant la respiration et sans influencer le tonus des membres supérieurs.

Les conséquences posturales font que le thorax pulmonaire est en « position expiratoire », que le diaphragme et le plancher pelvien tendent à être horizontaux et parallèles et que le tonus pariétal est harmonieusement réparti sur toute la paroi abdominale, diminuant le recrutement des muscles inspiratoires accessoires [20, 39] et celui des chaînes d'ouverture des membres supérieurs. Le bassin se retrouve en position neutre avec une répartition équilibrée du tonus des muscles le reliant aux membres inférieurs et le centrage des têtes fémorales dans les cotyles sera optimal. De plus, la respiration thoracique basse permet une gestion du centre de gravité dans le plan vertical et sagittal, en comprimant vers le bas et l'arrière la masse viscérale.

La stabilisation du rachis dépend du tonus des érecteurs du rachis [26] et de la pression intra-abdominale. Si la seconde fait défaut, il sera nécessaire de compenser par la première en majorant les forces de compression sur le rachis.

Les mêmes structures anatomiques participent à l'unité fonctionnelle respiratoire et au système stabilisateur du tronc. Le compromis idéal semble se faire avec la respiration thoracique basse.

Pour un effort de soulèvement significatif, mais non maximal, chacun a recours à l'augmentation de pression abdominale. À partir de quand, pour un individu « normal » donné, un effort sera-t-il considéré par son système nerveux central comme suffisamment signifiant pour avoir recours à cette stratégie de stabilisation respiratoire basse ? En d'autres termes, pourquoi ne respirons-nous pas toujours de cette manière dans notre vie courante ?

Nous pouvons faire varier volontairement le niveau anatomique où nous ressentirons le plus l'action de nos muscles respiratoires, et ce sur toute la hauteur de notre tronc. Parmi tous ces possibles, certains deviennent des références internes, des stratégies respiratoires, qui se mettent en place en fonction d'un nombre de facteurs considérables.

## STRATÉGIE RESPIRATOIRE

Notre stratégie respiratoire nous est probablement propre. Nous avons développé et « entretenons » chacun la nôtre, en fonction de nombreux éléments : notre morphotype, notre histoire personnelle – ontogénétique, médicale, traumatique, chirurgicale – notre culture, notre habitus et notre personnalité et notre statut émotionnel.

Toute pathologie touchant l'unité fonctionnelle que nous avons décrite modifiera notre stratégie respiratoire et par là notre manière de nous stabiliser. L'obstruction nasale permanente favorisera une respiration thoracique haute [39], comme le feront l'asthme sévère [40], les bronchopathies chroniques obstructives [41], les éventrations, les troubles périnéaux-sphinctériens [42] ou les cicatrices, dont la fibrose, étirent des mécanorécepteurs. Il faut souligner que ces éléments qui peuvent modifier la stabilisation peuvent être compatibles avec une respiration normale ; en effet, la capacité ventilatoire du diaphragme ne paraît pas corrélée à sa capacité de stabilisation [43].

Il n'y a que très peu d'études concernant les liens entre la posture et la stratégie respiratoire. Celle-ci est difficile à quantifier par des moyens technologiques, puisqu'il faudrait avoir recours à des capteurs situés à plusieurs niveaux du tronc si on considère la plethysmographie par induction. Le diagnostic manuel est fiable [44] mais restera toujours sujet à caution. L'expérience clinique montre qu'il s'agit davantage d'une tendance à respirer en thoracique haut ou en thoracique bas. Cependant, un nombre surprenant de sujets rachis algiques est incapable de respirer de manière volontaire sur un mode thoraco-abdominal. Une partie d'entre eux, et plus particulièrement des femmes, sont des sujets « hyperventileurs » ; le lien entre hyperventilation, niveau d'anxiété et lombalgies est bien connu ([45], pour une synthèse sur ce sujet). Ce désordre respiratoire semble être le résultat d'une forme de conditionnement multifactoriel.

Notre respiration est intrinsèquement liée à notre état émotionnel. Le langage fournit une illustration abondante entre émotions et fonction respiratoire : « le souffle coupé », « pomper l'air », « de l'air ! », « étouffant », « calme-toi, respire ! », « ouf ! je respire », etc. La plupart des situations de tension intérieure s'accompagnent d'une respiration thoracique haute, voire d'un blocage relatif et plus ou moins prolongé du diaphragme. Certaines modifications respiratoires sont spécifiques à différents types d'émotions [46].

Il y aurait beaucoup à dire quant à l'influence de notre culture sur notre manière de respirer. La « réussite personnelle », la chaise et le « ventre plat » sont peut-être nos plus gros pourvoyeurs de patients. Ce réflexe de rentrer le ventre, conditionné par le regard des autres, oblige à une respiration thoracique haute exclusive.

Il est bien difficile de dénouer le chemin qui amène une personne à avoir telle ou telle stratégie respiratoire. Tous les éléments qui viennent d'être survolés sont interconnectés et s'influencent les uns les autres dans des proportions que nous ignorons.

Un sujet, qui pour un certain nombre de raisons, va développer une stratégie respiratoire thoracique haute quasi exclusive, ne pourra pas activer efficacement son système stabilisateur puisque ce dernier nécessite une respiration thoracique basse. Il aura recours à des compensations pour se stabiliser, sources de conflit informationnel et de surcharge biomécanique, avec recrutement des muscles respiratoires accessoires, occasionnant une fixation du plan scapulaire, des dysfonctions du périnée et des douleurs rachidiennes. Comment ne pas avoir de cervicalgies en respirant 20 000 fois par jour en utilisant son rachis cervical comme point fixe pour l'action des scalènes et des trapèzes qui seraient devenus des muscles respiratoires quasi principaux ?

Dans cette perspective, la pratique du sport, ou de toute autre activité physique, ne paraît ni bonne ni mauvaise en elle-même. L'important étant la « manière » dont elle est pratiquée ; elle sera toxique si elle shunte les automatismes posturaux indispensables, bénéfique si elle les travaille et les renforce.

Une stratégie respiratoire s'analyse et peut se modifier, en jouant, pour un sujet donné, sur toute partie accessible des éléments qui l'influencent. Les chanteuses lyriques professionnelles développent une stratégie respiratoire adaptée à leur activité [47]. Les judokas ceinture noire font nécessairement de même pour simplifier au maximum leur stratégie de stabilisation de part et d'autre du bassin [48].

La question est de savoir si nous nous tenons de telle ou telle façon pour respirer, ou de savoir si nous nous tenons de telle ou telle façon bien que nous respirions.

## CONCLUSION

La ventilation est la fonction la plus fondamentale de l'appareil musculosquelettique et elle prime sur toutes ses autres activités. Elle est biomécaniquement et neurologiquement couplée au système stabilisateur du tronc et la commande respiratoire exerce une influence sur toute la hauteur de la médulla. Il est donc tentant de penser que certaines adaptations posturales se font de manière à pouvoir ventiler avec la stratégie respiratoire que nous avons développée. Peut-être pourrait-on parler d'accompagnement posture/ventilation dans l'hypothèse d'une synergie [5], ou de dissociation posture/ventilation, selon l'adéquation ou non entre la stratégie respiratoire avec les oscillations posturales à un moment donné.

La ventilation semble être un régulateur postural, et on se tiendrait finalement en partie comme on respire. Pour vérifier cette hypothèse, il suffirait de prendre en compte la manière dont un sujet respire lorsqu'on observe sa posture debout, et la plethysmographie par induction, ou un autre système apparenté, pourrait éventuellement contribuer à formaliser les liens entre posture et ventilation pour éventuellement lever le mystère de leur interaction.

## RÉFÉRENCES

- [1] Gagey PM. Le mystère « Posture-ventilation ». [pmsgagey.club.fr/Ventilation.html](http://pmsgagey.club.fr/Ventilation.html)
- [2] Gagey PM, Toupet M. le rythme ventilatoire apparaît sur les stabilogrammes en cas de pathologie du système vestibulaire ou proprioceptif. In : Lacour M, Gagey PM, Weber B, eds. Posture et environnement. Montpellier : Sauramps médical ; 1997. p. 11-27.
- [3] Caron O, Fontanari P, Cremieux J, Joulia F. Effects of ventilation on body sway during human standing. *Neurosci Lett* 2004 ; 366 (1) : 6-9.
- [4] Hamaoui A, Do M, Poupard L, Bouisset S. Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects ? *Clini Biomech (Bristol, Avon)* 2002 ; 17 (7) : 548-50.
- [5] Tardy D. La synergie respi-statique ou « SRS ». In : Lacour M, Gagey PM, Weber B, eds. Posture et environnement. Montpellier : Sauramps médical, 1997. p. 29-54.
- [6] Hodges PW, Gurfinkel VS, Brumagne S, Smith TC, Cordo PC. Coexistence of stability and mobility in postural control : evidence from postural compensation for respiration. *Exp Brain Res* 2002 ; 144 : 293-302.
- [7] Schmid M, Conforto S, Bibbo D, D'Alessio T. Respiration and postural sway : detection of phase synchronizations and interactions. *Hum Mov Sci* 2004 ; 23 (2) : 105-19.
- [8] De Troyer A, Leduc D. Role of pleural pressure in the coupling between the intercostal muscles and the ribs. *J Appl Physiol* 2007 ; 102 : 2332-7.
- [9] Macklem PT. Act of breathing : the ventilatory pump. In : *Physiologic Basis of Respiratory Disease*. BC Decker Inc., 2005. p. 61-7.
- [10] De Troyer A. Action of the respiratory muscles. In : *Physiologic Basis of Respiratory Disease*. BC Decker Inc. ; 2005. p. 263-75.
- [11] Barral JP. Manipulations viscérales, Tome 2. Paris : Frison-Roche, 1994.
- [12] Pinet C. Structure, action et recrutement à l'exercice des muscles respiratoires. *Rev Mal Respir* 2005 ; 22 : 2S9-18.
- [13] Hayot. Are the respiratory muscles usual skeletal muscles ? *Rev Mal Respir* 2005 ; 22 : 2S29-36.
- [14] Hodges PW, Heijnen I, Gandevia SC. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J Physiol* 2001 ; 537 (3) : 999-1008.

- [15] McKenzie DK, Gandevia SC. Recovery from fatigue of human diaphragm and limb muscles. *Respir Physiol* 1991 ; 84 : 49-60.
- [16] Osamu Taguchi et al. Effects of Different Breathing Patterns on Oxygen Consumption of Respiratory Muscles. *Bull Coll Med Sci Tohoku Univ* 2001 ; 10 (1) : 13-22.
- [17] Petroll WM, Knight H, Rochester DF. Effect of lower rib cage expansion and diaphragm shortening on the zone of apposition. *J Appl Physiol* 1990 ; 68 (2) : 484-8.
- [18] Urmey WF, De Troyer A, Kelly KB, Loring SH. Pleural pressure increases during inspiration in the zone of apposition of diaphragm to rib cage. *J Appl Physiol* 1988 ; 65 (5) : 2207-12.
- [19] Cagnie B, Danneels L, Cools A, Dickx N, Cambier D. The influence of breathing type, expiration and cervical posture on the performance of the cranio-cervical flexion test in healthy subjects. *Man Ther* 2008 ; 13 (3) : 232-8.
- [20] de Mayo T, Miralles R, Barrero D, Bulboa A, Carvajal D, Valenzuela S, Ormeño G. Breathing type and body position effects on sternocleidomastoid and suprahyoid EMG activity. *J Oral Rehabil* 2005 ; 32 (7) : 487-94.
- [21] Saboisky JP, Gorman RB, De Troyer A, Gandevia SC, Butler JE. Differential activation among five human inspiratory motoneuron pools during tidal breathing. *J Appl Physiol* 2007 ; 102 (2) : 772-80.
- [22] Puckree T, Cerny F, Bishop B. Abdominal motor unit activity during respiratory and nonrespiratory tasks. *J Appl Physiol* 1998 ; 84 (5) : 1707-15.
- [23] Hodges PW, Sapsford R, Pengel LHM. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourol and Urodyn* 2007 ; 26 (3) : 362-71.
- [24] Turner D, Sumners P, Jackson S. Changes in electromyogram during upper limb muscle contraction induced by resistive loaded breathing in humans. *Neurosci Lett* 2000 ; 296 (1) : 45-8.
- [25] Balsamo E, Vuillon-Cacciuttolo G, Burnet H, Jammes Y. Influence of respiratory afferents upon the proprioceptive reflex of skeletal muscles in healthy humans. *Neurosci Lett* 1997 ; 236 (3) : 127-30.
- [26] Hodges PW, Eriksson AE, Shirley D, Gandevia SC. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *J Biomech* 2005 ; 38 (9) : 1873-80.
- [27] Shirley D, Hodges PW, Eriksson AE, Gandevia SC. Spinal stiffness changes throughout the respiratory cycle. *J Appl Physiol* 2003 ; 95 : 1467-75.
- [28] Barteling DL. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br* 1957 ; 39-B (4) : 718-25.
- [29] Cresswell AG, Grundström H, Thorstensson A. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. *Acta Physiol Scand* 1992 ; 144 (4) : 409-18.
- [30] Gandevia SC, Butler JE, Hodges PW, Taylor JL. Balancing acts : respiratory sensations, motor control and human posture. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2002 ; 29 (1-2) : 118-21.
- [31] Hodges PW, Hodges PW, Butler JE, McKenzie DK, Gandevia SC. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *J Physiol* 1997 ; 505 : 539-48.
- [32] McEvoy MP, Cowling AJ, Fulton IJ, Williams MT. Transversus abdominis : changes in thickness during an incremental upper limb exercise test. *Physiother Theory Pract* 2008 ; 24 (4) : 265-73.
- [33] Kolár P. The Sensomotor Nature of Postural Functions. Its Fundamental Role in Rehabilitation of the Motor System. *Journal of Orthopaedic Medicine* 1999 ; 21 : 40-5.
- [34] Vojta† V, Peters A. *Das Vojta-Prinzip, Muskelspiele in Reflexfortbewegung und motorische Ontogenese*. 3. Auflage, Springer, 2007.
- [35] de Sèze M, Falgairolle M, Viel S, Assaiante C, Cazalets JR. Sequential activation of axial muscles during different forms of rhythmic behavior in man. *Exp Brain Res* 2008 ; 185 (2) : 237-47.
- [36] Assaiante C, Mallau S, Viel S, Jover M, Schmitz C. Development of postural control in healthy children : a functional approach. *Neural Plast* 2005 ; 12 (2-3) : 109-18.
- [37] Assaiante C, Amblard B. An ontogenetic model for the sensorimotor organization of balance control in human. *Hum Mov Sci* 1995 ; 14 (1) : 13-43.
- [38] Rivière J. Le développement moteur et perceptivo-moteur du nourrisson. In : Lécuyer R, éd. *Le développement du nourrisson*. Paris : Dunod, 2004. p. 195-219.

- [39] Corrêa EC, Bérzin F. Mouth Breathing Syndrome : cervical muscles recruitment during nasal inspiration before and after respiratory and postural exercises on Swiss Ball. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2008 ; 72 (9) : 1335-43.
- [40] Lopes EA, Fanelli-Galvani A, Prisco CC, Gonçalves RC, Jacob CM, Cabral AL et al. Assessment of muscle shortening and static posture in children with persistent asthma. *Eur J Pediatr* 2007 ; 166 (7) : 715-21.
- [41] MacKenzie D. To breathe or not to breathe : the respiratory muscles and COPD. *J Appl Physiol* 2006 ; 101 : 1279-80.
- [42] Smith MD, Coppiters MW, Hodges PW. Is balance different in women with and without stress urinary incontinence ? *NeuroUrol and Urodyn* 2008 ; 27 (1) : 71-8.
- [43] Kolár P, Neuwirth J, Sanda J, Suchanek V, Svata Z, Volejnik J, Pivec M. Analysis of diaphragm movement, during tidal breathing and during its activation while breath holding, using MRI synchronized with spirometry. *Physiol Res* 2009 ; 58 (3) : 383-92.
- [44] Courtney R, van Dixhoorn J, Cohen M. Evaluation of breathing pattern : comparison of a Manual Assessment of Respiratory Motion (MARM) and respiratory induction plethysmography. *Appl Psychophysiol Biofeedback* 2008 ; 33 (2) : 91-100.
- [45] Chaitow L. Breathing Patterns Disorders (BPD), motor control and Low back Pain. *Journal of Osteopathic Medicine* 2004 ; 7 (1) : 34-41.
- [46] Bloch S, Lemeignan M, Aguilera N. Specific respiratory patterns distinguish among human basic emotions. *Int J Psychophysiol* 1991 ; 11 (2) : 141-54.
- [47] Lassalle A, Grini M-N, De La Breteque B, Ouaknine M, Giovanni A. Étude comparative des stratégies respiratoires entre les chanteurs lyriques professionnels et débutants. *Congrès de la Société Française de Phoniatrie, Paris, France (10/2002)* 2002 ; 123 (5) : 279-89.
- [48] Mesure S, Crémieux J. Arts martiaux, Sports de combats, L'entraînement de judo se traduit-il par l'utilisation de nouvelles stratégies sensori-motrices dans le contrôle postural ? *INSEP Les Cahiers de l'INSEP, n° 12-13, INSEP-Publications, pp. 77-83.*

# INCIDENCE DES ÉPINES IRRITATIVES ANTÉRIEURES SUR L'ANGLE DE MARCHE

S. Flotte de Pouzols<sup>1</sup>, P. Brun-Engler<sup>2</sup>

*L'angle de marche (de Fick) d'un patient porteur d'une épine irritative d'appui plantaire, diminué par rapport à celui de témoins, est restauré lorsqu'il marche sur mousse. Cet équivalent en mouvement de l'épreuve posturodynamique permet de tester immédiatement l'efficacité d'une orthèse sur le déroulement du pas.*

L'épine irritative d'appui plantaire (EIAP) est certainement l'un des parasites les plus fréquents de la sole humaine que le podologue soit amené à traiter. Sa présence chez le patient est mise en évidence, en examen statique, par l'épreuve posturodynamique [1]. Elle est signée par la différence de son score sur sol dur et sur mousse [2]. Sur podoscope, elle se traduit, lorsqu'elle est antérieure, par un hypoappui de la première tête métatarsienne bien souvent accompagné d'un hyperappui métatarsien médian.

Cette symptomatologie est bien établie pour une situation statique. Mais qu'en est-il en situation dynamique ? Lorsque existe une EIAP, l'examen met-il en évidence une modification de la marche ? Et si oui, quelle est-elle ?

La podométrie dynamique montre que, lors de la phase d'appui, le déplacement de la ligne de charge sur l'avant-pied se fait de la 5<sup>e</sup> à la 1<sup>re</sup> tête métatarsienne, comme le montre une simple observation attentive et comme le confirme la podométrie ; cette progression favorise la propulsion par l'hallux. Ce constat nous a amené à formuler l'hypothèse qu'en présence d'une EIAP antérieure, le déroulement du pas devrait comporter un transfert de charge vers la 2<sup>e</sup> tête métatarsienne, permettant donc au sujet d'« éviter » la 1<sup>re</sup> tête, qu'il en soit ou non conscient. Or, pour permettre ce transfert de charge, la rotation interne du membre inférieur semble être une bonne tactique, tactique que l'angle d'ouverture des pieds peut traduire cliniquement.

La littérature ne fournit cependant que peu d'études sur l'angle d'ouverture des pieds pendant la marche. Pour cet angle tantôt appelé « angle de marche », tantôt « angle de Fick », les valeurs publiées s'étagent de 10 à 25° selon les auteurs [3].

Puisqu'une mousse de 3 mm d'épaisseur et d'un shore de 35 neutralise les EIAP en examen statique [2], nous avons imaginé comparer l'angle de marche de patients présentant des EIAP sur une piste de consistance équivalente soit au sol dur, soit à une mousse équivalente.

---

1. 11, square Robinson, 92230 Sceaux, France

2. 13, rue du 4-Septembre, 77810 Thomery, France

## MATÉRIEL ET MÉTHODE

### Piste de marche

La piste sur laquelle le sujet va marcher est constituée de papier crépon. Elle mesure 3 m de longueur, 50 cm de largeur. Elle est soit directement posée sur le sol (dur), soit sur une mousse de type Orthomic™ de 3 mm d'épaisseur (shore 35). Le sujet voit devant lui ce chemin tracé, ignorant la consistance qui lui sera proposée.

Avant qu'il ne s'y engage, le podologue frotte régulièrement un bloc de magnésie sur la surface inférieure des pieds avec la pression minimale nécessaire pour en enduire l'ensemble d'une fine couche blanche. L'expérience montre que la marche laisse alors sur le papier crépon une trace de l'alternance des appuis gauche et droit parfaitement lisible, dont une règle et un rapporteur permettent de mesurer l'angle.

La piste de marche est installée de telle sorte que le sujet marche dos à une fenêtre, pour diminuer d'éventuelles perturbations lumineuses. Le mur qui lui fait face est sans repères visuels, horizontal ou de verticalité. La température de la pièce est d'environ 20° et l'environnement calme.

### Sujets

La possibilité de la mesure a, dans un premier temps, été vérifiée sur une population de 6 volontaires sans EIAP. Ils ont parcouru la piste dans un ordre tiré au sort selon la même procédure que celle proposée aux sujets avec EIAP.

La population étudiée comporte 20 personnes de 20 à 50 ans. Les sujets inclus dans le protocole se plaignaient d'une douleur typique, vérifiée par la palpation après que l'EIAP (uni- ou bilatérale) a été confirmée par l'amélioration de l'épreuve posturodynamique sur mousse, par rapport à celle sur sol dur.

Critères d'exclusion : les sujets présentant un pied douloureux (cors, talalgies, myo-aponévrosites, etc.) ; les entorses récentes (de moins de 2 ans) ; les pathologies articulaires du membre inférieur coxofémorale et du genou ; les hallux valgus et autres déformations de l'avant-pied ; les sujets en tactique de hanche ou mixte et ceux utilisant des médicaments (anxiolytiques, benzodiazépines...). Enfin, étaient refusés les sujets ayant accompli une grande marche la veille.

### Procédure

Après avoir fait passer le sujet sur la piste, pour une prise de contact, ses plantes de pied ont été enduites de magnésie. Il est alors passé sur la piste de mesure soit le papier crépon directement fixé au sol (dur), soit recouvrant la mousse qui reste invisible au sujet (mousse). L'ordre de passage sol dur/mousse a été tiré au sort. Chaque sujet exécute deux passages sur chaque type de piste ; la valeur retenue est la moyenne de ces deux mesures.

Pour un passage, le sujet se place sur le sol de la pièce dans l'axe de la piste, à son extrémité étroite. Il lui est alors demandé de marcher normalement jusqu'à en sortir complètement à son autre extrémité (sans préciser « en évitant une sortie latérale », mais le cas ne s'est jamais présenté).

### Critères de jugement

L'angle de marche est défini comme l'angle existant entre les droites passant par l'axe des deux pieds à chaque pas. L'axe d'un pied est défini comme la ligne joignant

le milieu de son talon postérieur au milieu de sa 2<sup>e</sup> tête métatarsienne. L'angle est nul lorsque les pieds du sujet sont parallèles ; il est négatif si l'un des deux membres inférieurs est en rotation interne.

L'angle de marche a été mesuré pour chaque sujet sur le deuxième pas enregistré sur le papier crépon.

## RÉSULTATS

### Témoins sans épine irritative d'appui plantaire antérieure

Les angles de marche de ces 6 sujets s'établissent, en degrés, sur sol dur à  $20,3 \pm 4,7^\circ$  et sur mousse à  $21,5 \pm 5,3^\circ$  avec une différence moyenne entre les deux mesures de  $1,2^\circ$ . Ces différences sont nulles 2 fois sur 5, et présentes 4 fois : de  $1^\circ$  ; 2 fois : de  $2^\circ$  ; 1 fois : de  $3^\circ$  ; 1 fois : différence maximale observée.

### Sujets avec épine irritative d'appui plantaire antérieure

Les angles de Fick sur sol dur et sur mousse sont manifestement différents :  $18,1 \pm 6,8^\circ$  sur mousse ;  $7,3 \pm 6,8^\circ$  sur sol dur. La différence moyenne entre les deux mesures s'établit à  $11,8 \pm 9,5^\circ$  ; toujours positive ; elle est de  $5^\circ$  au minimum et peut atteindre  $33^\circ$ . Un seul sujet a présenté un angle négatif ( $-3^\circ$ ) sur sol dur.

La différence d'angle moyen sur mousse entre témoins et sujets avec EIAP douloureuse n'est pas significative au test de Student ; sur sol dur, elle est hautement significative :  $p < 0,0002$  (tableau 16.1). La comparaison des différences, par valeurs entières d'angle, entre ces deux situations chez les témoins et les sujets avec EIAP confirme ces données : elle est significative ( $p < 0,005$ ) au test du  $\chi^2$  (tableau 16.2).

TABLEAU 16.1 – VALEUR MOYENNE DE L'ANGLE DE FICK SUR SOL DUR ET SUR MOUSSE DE SUJETS SANS OU AVEC DES ÉPINES IRRITATIVES D'APPUI PLANTAIRE (EIAP) ANTÉRIEURES.

<i>EIAP</i>	<i>Sol dur</i>	<i>Mousse</i>
Sans ( $n = 6$ )	$20,3 \pm 4,7$	$21,5 \pm 5,3$
Avec ( $n = 14$ )	$7,3 \pm 6$	$19,1 \pm 6,8$
Student	$p < 0,0002$	NS

$n$  : nombre de sujets ; NS : non significatif.

TABLEAU 16.2 – COMPARAISON DE L'ANGLE MOYEN DE FICK, EN VALEURS ENTIÈRES (DEGRÉS), DE TÉMOINS ET DE SUJETS AVEC ÉPINES IRRITATIVES D'APPUI PLANTAIRE (EIAP) MARCHANT SUR SOL DUR ET SUR MOUSSE. LA DIFFÉRENCE ENTRE CES SITUATIONS EST HAUTEMENT SIGNIFICATIVE AU TEST DU  $\chi^2$ .

	<i>Sol dur</i>	<i>Mousse</i>	<i>Total</i>
Témoins	20	21	41
EIAP	7	19	26
Total	27	40	67

## DISCUSSION

Chez les sujets avec EIAP algiques, il existe une différence significative de l'angle de marche entre sol dur et mousse : cette différence est minime chez les témoins. Bien que l'effectif des témoins soit limité, étant donné les conditions dans lesquelles ce travail a été réalisé (cabinet libéral de podologie), les différences observées sont suffisamment nettes pour que leur signification ne soit pas contestable : la différence entre témoins et porteurs d'EIAP n'est pas significative sur mousse alors qu'elle l'est sur sol dur. Il serait souhaitable d'obtenir ces données chez un plus grand nombre de témoins ; la valeur moyenne sur mousse, un peu supérieure à celle sur sol dur, laisse supposer qu'il pourrait exister, même chez eux, une différence significative entre sol dur et mousse. Mais les différences observées entre mousse et sol dur, sujet par sujet, sont toujours inférieures chez les témoins – elles ne dépassent pas  $3^\circ$  – à celles observées chez les porteurs d'EIAP – toujours supérieure à  $5^\circ$  (voir le tableau 16.2).

La valeur moyenne observée pour l'ensemble des sujets sauf EIAP sur sol dur (témoins sur sol dur et mousse, EIAP sur mousse) se situe à  $19,6 \pm 6,3^\circ$  ; lorsque ne sont pris en compte que les sujets sur mousse (témoins et EIAP), cette moyenne est identique ( $19,8 \pm 6,7^\circ$ ) ; la valeur témoin sur sol dur se situe à  $20,3 \pm 4,7^\circ$ , soit dans la fourchette que la littérature [3, 4] donne pour l'angle de Fick : de  $10$  à  $25^\circ$ . Il est alors possible de considérer provisoirement  $20 \pm 6^\circ$  comme valeur de référence de l'angle de Fick. Cet écart-type indifférencié ( $\pm 6^\circ$ ) semble cependant inadapté au vu des différences observées entre sol dur et mousse chez les témoins ( $< 3^\circ$ ) et les EIAP ( $> 5^\circ$ ) [tableau 16.1]. Les valeurs relevées dans la littérature n'ont, semble-t-il, jamais pris en compte la possibilité d'EIAP. Si des travaux ultérieurs le confirment, ce résultat pourrait alors constituer une aide au diagnostic clinique et à l'étude épidémiologique des EIAP, éventuellement non douloureuses, et qui mériteraient, pour apprécier ce facteur d'instabilité souvent méconnu, une étude équivalente.

Dans cette perspective, le dispositif pourrait être modifié ou complété. L'orientation de la piste a été prévue de telle sorte qu'aucune référence visuelle ne permette au marcheur une stabilisation préalable. Cette condition est en apparence intermédiaire à deux possibilités extrêmes si l'axe de la piste est installé de telle sorte qu'il coïncide avec une référence visuelle permettant au sujet de se stabiliser avant d'entamer sa marche : lui faire parcourir la piste, soit les yeux ouverts en maintenant le regard fixé sur une verticale cible, soit les yeux fermés, en supposant favoriser la perception proprioceptive de la perturbation plantaire. La comparaison de ces deux modalités pourrait alors constituer un équivalent dynamique du quotient plantaire [5]. Dans sa version actuelle, même sans référence visuelle, le sujet est guidé, qu'il s'en rende compte ou non, par les bords de la piste, noire, posée sur un sol clair. Or les défauts d'aplomb sont souvent accompagnés d'une dérive qu'illustre la pratique du test de piétinement [6] et que retrouvent Bourgeois [7] (roulade avant) dans ses nombreuses études chez l'enfant en déficit scolaire [8], ou Frange et Scheibel [9] dans la nage avec palmes sans visibilité.

La piste sous sa forme actuelle permet d'enregistrer trois pas. Arbitrairement, la mesure de l'angle de Fick a été pratiquée sur le second. Cependant, une exploration chez quatre sujets avec EIAP dans les mêmes conditions mais sur une piste longue, permettant plusieurs pas, a montré que l'ouverture d'angle du membre en rotation interne commence dès le premier pas ; et que, chez trois des sujets, elle a diminué entre le deuxième et le troisième pas pour augmenter ensuite.

Ces données confirment, sur ce critère dynamique de posture qu'est l'angle de marche, l'étude de Leporck et Villeneuve [2] montrant que ce type de mousse permet de neutraliser les EIAP en situation statique d'orthostatisme. Cette modification

d'angle de la marche est immédiate. Une telle rapidité de réaction est, d'une part, très utile en cabinet pour vérifier l'efficacité des éléments de semelles qui cherchent à neutraliser ces EIAP. Elle confirme, d'autre part, la valeur prédictive d'un examen statique pour le traitement possible d'un défaut d'aplomb [10]. Mais elle suppose aussi de reprendre la comparaison entre les différents types de mousse disponibles dans la manipulation de l'entrée podale du système d'aplomb [11] et de leur localisation.

Le dispositif d'étude ne perturbe pas le sujet sans EIAP ; la piste de marche avec mousse ne modifie pratiquement pas son angle de marche. On peut donc penser, conformément à notre hypothèse, que sa diminution sur sol dur chez le porteur d'EIAP est une attitude antalgique qui décharge la 1<sup>re</sup> tête métatarsienne, permettant au sujet porteur d'EIAP d'éviter l'appui et de reporter la charge sur la 2<sup>e</sup> tête métatarsienne. Le transfert de charge en situation dynamique se traduit d'ailleurs au niveau cutané par des hyperkératoses que le podologue trouve souvent dans cette configuration.

La diminution de l'angle de marche apparaît ainsi comme la conséquence d'une rotation interne des membres inférieurs. L'étude n'a pris en compte que la valeur totale de l'angle entre les deux pieds ; l'analyse de l'angle entre chacun des pieds et l'axe de marche – la ligne médiane de la piste – permettrait peut-être d'explorer la coïncidence possible de cette rotation d'un des membres inférieurs avec le côté d'une EIAP unilatérale.

La rotation interne du membre inférieur entraîne une antéversion du bassin et donc une hyperlordose lombaire. La douleur du dos est, dit-on, « le mal du siècle » ; et il est vrai qu'un nombre croissant de nos consultants souffrent de rachialgies et plus précisément de lombalgies chroniques. Les conséquences sur la statique pelvienne de l'attitude en rotation interne qu'adoptent les personnes porteuses d'EIAP montrent ainsi que le traitement postural et la neutralisation des dites épines est une approche thérapeutique peu souvent exploitée mais très certainement utile dans la prise en charge du lombalgique chronique. Nous en sommes tous les jours les témoins : ces EIAP antérieures sont bien souvent négligées car silencieuses et pourtant génératrices de bien des maux.

#### RÉFÉRENCES

- [1] Villeneuve P. L'épreuve posturodynamique. In : Gagey PM, Weber B, éd. Entrées du système postural fin. Paris : Masson ; 1995. p. 51-6.
- [2] Lepork AM, Villeneuve P. Les épines irritatives d'appui plantaire : objectivation clinique et stabilométrique. In : Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et posture. Paris : Frison-Roche ; 1996. p. 131-8.
- [3] D'Angeli-Chevassut M, Gaviria M. La marche humaine, description et repères sémantiques. In : Pelissier J, Brun V, éd. La marche humaine et sa pathologie. Paris : Masson ; 1994. p. 9-20.
- [4] Dufour M. Pied, biomécanique fonctionnelle. Paris : Masson ; 2007. p. 245.
- [5] Dujols A. Quotient plantaire et conflit viouo-podal. *Agressologie* 1991 ; 32 (3) : 192-4.
- [6] Fukuda T. The stepping test. Two phases of the labyrinthine reflex. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1959 ; 50 : 95-108.
- [7] Bourgeois P. Éducation physique, sport et posture. In : Mesure S, Lamendin H, éd. Posture, pratique sportive et rééducation. Paris : Masson ; 2001. p. 75-91.

[8] Bourgeois P. Existe-t-il un rythme lors de la maturation du système tonique postural ? Étude chez 1 654 enfants de 7 à 22 ans. In : Thoumie P, Lacour M, éd. Posture et équilibre : de la recherche à la pratique clinique. Marseille : Solal ; 2008. p. 19-46.

[9] Frange L, Scheibel A. Test de la nage : incidence d'un traitement ostéopathique. In : Thoumie P, Lacour M, éd. Posture et équilibre : de la recherche à la pratique clinique. Marseille : Solal ; 2008.

[10] Gagey PM, Weber B. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. 3<sup>e</sup> éd. Paris : Masson ; 2007.

[11] Weber B, Nouhet B, Villeneuve-Parpay S. Examen clinique et stabilométrique sur mousse. État de la question. In : Villeneuve P, Weber B, éd. Pied, équilibre et mouvement. Paris : Masson ; 2000. p. 107-18.

# ANALYSE VECTORIELLE DU STATOKINÉSIGRAMME, ESTIMATION DE LA STABILISATION DYNAMIQUE DE LA POSITION VERTICALE DU CORPS

V. Usachev<sup>1</sup>, P.-M. Gagey<sup>2</sup>

*L'analyse habituelle du signal posturographique utilise des critères dont l'inconvénient majeur pour le clinicien tient à ce qu'ils traduisent un état du sujet, sa position par rapport à la verticale de gravité et non sa stabilisation, évolution durant le temps d'enregistrement de sa position. Un logiciel, dérivé d'analyses vectorielles dont l'utilisation clinique n'a jamais abouti, permet de définir et d'illustrer cette régulation immédiate de la position debout.*

Il semble que, dans la position verticale, le corps humain possède une immense réserve de stabilité physique. La surface de la zone de déplacement du centre de pression des pieds ne dépasse pas 1 % de la surface du polygone de sustentation en situation yeux ouverts, 1,5 % en situation yeux fermés. Même chez les patients souffrant d'une paralysie d'origine centrale, ce rapport ne dépasse pas respectivement 5 et 10 % [1]. Malgré cette réserve de stabilité physique, de 90 % au minimum, ces patients sont toujours soumis au risque de chute, comme les personnes âgées.

Où se situe le secret de ce phénomène physiologique de stabilité du corps humain, qui n'a pas d'analogue dans la nature ?

La théorie physique du pendule inversé, acceptée par la plupart des posturologues, est incapable d'expliquer le mécanisme du maintien de la stabilité du corps en position verticale. Dans le concept ostéopathique et son vocabulaire, le corps humain représente un système de continuité tendue (*tensegrity*), système itératif à plusieurs niveaux en mouvement perpétuel [2]. Ces notions biodynamiques s'appliquent mieux à l'homme que les notions de biomécanique ou de cinématique, car son état d'équilibre est constamment perturbé par les mouvements respiratoires, par les forces hydrodynamiques du sang au moment des contractions cardiaques, par le péristaltisme intestinal, par le rythme crâniosacré, ainsi que par les rythmes plus lents de la motilité tissulaire (avec leur période de 25–35 s) et les oscillations posturales lentes d'une période d'environ 60 s ou l'afflux lent d'une période d'environ 100 s.

Ces particularités anatomiques et physiologiques maintiennent le corps en instabilité permanente et nous chuterions inmanquablement sans les mécanismes centraux de stabilisation qui s'appuient sur de nombreux systèmes sensoriels dont les

---

1. Saint-Pétersbourg, Russie, v.usa@bk.ru

2. Institut de Posturologie, 20, rue du Rendez-vous, 75012 Paris, France

plus importants sont les systèmes proprioceptif, vestibulaire et visuel. Grâce à eux, le cerveau reçoit les informations sur notre inclinaison par rapport à la verticale et, par l'intermédiaire des muscles, à chaque instant, corrige cette inclinaison ; cette correction s'effectue dans la direction la plus avantageuse avec une accélération linéaire et une accélération angulaire optimales. Pour l'instant, nous ignorons comment fonctionne ce mécanisme remarquable, mais ses manifestations extérieures peuvent être décrites comme des phénomènes de stabilisation dynamique [3].

## DIAGNOSTIC STABILOMÉTRIQUE TRADITIONNEL

La stabilométrie moderne n'a que 55 ans. Elle a débuté par l'enregistrement séparé des déplacements du centre de pression des pieds dans le plan frontal et le plan sagittal avec un enregistreur à deux axes [4] : ce mouvement complexe était divisé en ses deux composantes, puis analysé sans prendre en compte son intégralité. Le déplacement moyen du centre de pression dans le plan frontal et sagittal, la fréquence et l'amplitude des oscillations ainsi que la longueur totale des stabilogrammes en constituaient les paramètres de base [5, 6]. L'analyse spectrale des stabilogrammes a été ensuite ajoutée grâce à la transformée de Fourier.

Dès l'apparition des ordinateurs personnels, l'analyse des statokinésigrammes est devenue possible en pratique clinique. Les coordonnées de l'ensemble des points du statokinésigramme déterminent la valeur moyenne des déplacements du centre de pression des pieds qui permet d'apprécier sa position, centrée ou non.

La surface du statokinésigramme reste le paramètre le plus parlant. Son appréciation selon l'ellipse de confiance à 95 % est universellement admise, bien qu'on puisse aussi la calculer à partir du polygone convexe et du polygone concave. Il faut remarquer cependant que le paramètre surface a des inconvénients. Il est très instable dans le temps ; son accroissement suit une loi exponentielle ; sa variabilité est très significative chez le même sujet en cas d'examen répétés [7].

Le deuxième paramètre est la longueur du statokinésigramme.

Le troisième paramètre est le rayon moyen de déviation.

C'est le paramètre de vitesse moyenne du déplacement du centre de pression (longueur du statokinésigramme divisée par la durée de l'examen) qui permet d'obtenir le plus d'informations, ce qui s'explique par le fait qu'elle normalise la longueur par rapport au temps. Elle reflète en outre la dynamique moyenne des déplacements linéaires du centre de pression.

Parmi les nombreuses dérivées de ces paramètres initiaux, méritent d'être cités les paramètres LFS et VFY (normes 85). Le paramètre « LFS », longueur en fonction de la surface, traduit le chemin que le centre de pression parcourt par unité de surface ; ses valeurs normales ont été établies expérimentalement à partir d'une cohorte de 100 sujets, 50 hommes et 50 femmes [8] ; un trajet strictement normal est représenté par un LFS égal à l'unité ; un LFS supérieur ou inférieur à l'unité signifie que le chemin parcouru par unité de surface est supérieur ou inférieur à la normale.

Il existe une très forte corrélation ( $r = -0,92$ ) entre la position du centre de pression selon l'axe des  $Y$  et la variance pondérée de la vitesse des déplacements du centre de pression ; cette corrélation peut être représentée par la courbe de régression des points expérimentaux figurant cette variance en fonction de la position moyenne en  $Y$ ,  $V = f(Y)$  ; le paramètre « VFY » (variance en fonction de la position moyenne

en Y) mesure simplement la distance du point représentatif du sujet à cette courbe expérimentale. La valeur moyenne normale du paramètre est donc 0 (le sujet est sur la courbe) ; une valeur positive indique que la tension des muscles postérieurs des jambes décroît, et inversement.

Cependant, ces paramètres ont tous le même inconvénient. Ils ne reflètent pas la dynamique du processus du déplacement du centre de pression selon laquelle on pourrait apprécier la stabilisation dynamique de la posture verticale du corps. De façon imagée, ce ne sont que les photographies figées du processus final du contrôle de la balance, prises sous des angles différents. Dans cet arsenal de paramètres du diagnostic stabilométrique traditionnel, on peut se baser aujourd'hui pour obtenir un niveau de sûreté suffisant sur les coordonnées du centre de pression, sur la vitesse moyenne de son déplacement et sur l'analyse spectrale des statokinésigrammes.

### ANALYSE VECTORIELLE DU STATOKINÉSIGRAMME

La stabilométrie informatisée suppose un enregistrement discret des coordonnées du centre de pression sur le disque de l'ordinateur à l'aide d'un convertisseur analogique/numérique. La cadence d'échantillonnage du signal initialement proposée était égale à 5 ou 8 Hz. À l'heure actuelle, la fréquence utilisée est de 40 ou 50 Hz. Ainsi, le statokinésigramme représente la série temporelle des positions successives du centre de pression des pieds.

Mauritz [9] est le premier à avoir essayé d'analyser le bloc total de ces données. Il mettait le centre du référentiel au centre du statokinésigramme (X et Y moyens) et divisait toute la surface en 16 secteurs. Selon les résultats du calcul de la distance moyenne (en millimètres) du centre du statokinésigramme jusqu'aux points discrets se retrouvant dans chacun des secteurs, il réalisait un histogramme circulaire de position du centre de pression semblable à une rose des vents. Cet histogramme montrait le déplacement relatif dans les différentes directions (figure 17.1).

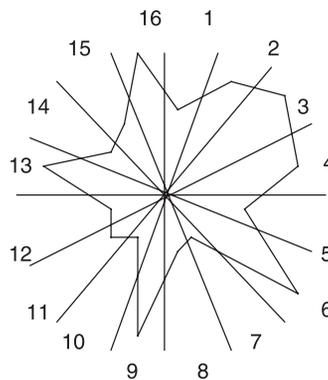


FIG. 17.1. Histogramme circulaire de la position du centre de pression des pieds (d'après Mauritz, KH [9]).

En 1983, Okuzono [10] a construit un histogramme circulaire selon un autre principe. Il a d'abord relié entre eux tous les points du statokinésigramme, obtenus à la cadence d'échantillonnage de 8 Hz, ce qui a fait apparaître des vecteurs ayant des longueurs et des directions différentes (figure 17.2).

Il a ensuite rapporté l'origine de chaque vecteur au centre du référentiel, divisé l'espace en 72 secteurs de 5° chacun (figure 17.3), puis il a calculé la longueur moyenne des vecteurs de chaque secteur. Enfin, il a construit un statokinésigramme vectoriel selon 18 directions de 20° chacune. Ce statokinésigramme vectoriel se différenciait significativement d'un statokinésigramme habituel (figure 17.4).

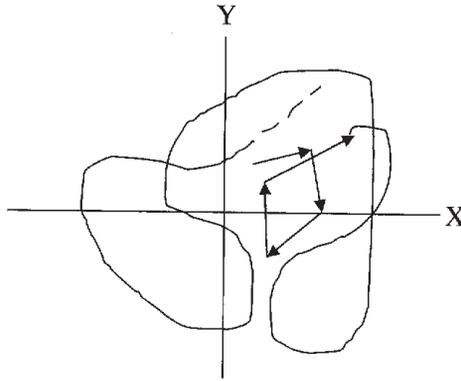


FIG. 17.2. Vecteurs du statokinésigramme selon (d'après Okuzono T [10]).

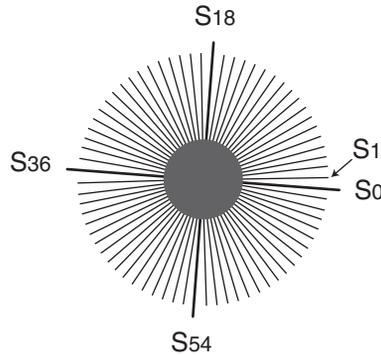


FIG. 17.3. Système des coordonnées artificielles (d'après Okuzono T [10]).

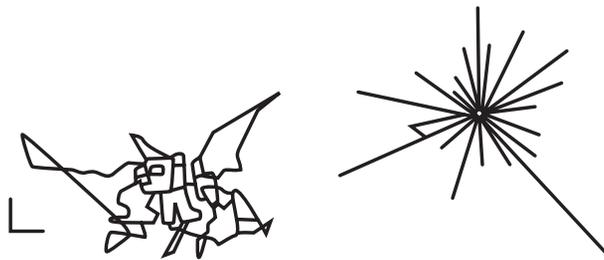


FIG. 17.4. Statokinésigramme (à gauche) et statokinésigramme vectoriel (à droite) (d'après Okuzono T [10]).

Chez les sujets en pleine santé, Okuzono a ainsi particularisé six types de statokinésigramme vectoriel : centripète, diffusé, antéropostérieur, multicentrique, latéro-oscillatoire et plus stable avec les yeux fermés.

En cas de lésions périphériques, il a observé un accroissement significatif des oscillations latérales, tandis que les lésions centrales augmentaient les oscillations antéropostérieures.

L'avantage de ces deux méthodes d'analyse des données stabilométriques tient à la prise en compte de tous les points discrets du signal enregistré. La longueur ( $L$ ) des vecteurs reflète la vitesse linéaire des déplacements élémentaires du centre de pression. De ce fait, se reflète non pas la position dominante du centre de pression, mais la prédominance de la vitesse du déplacement du centre de pression dans certaines directions.

Malgré presque 25 ans d'existence, ni l'une ni l'autre de ces méthodes n'ont trouvé d'application en pratique clinique.

En 1997, alors qu'il retravaillait l'analyse vectorielle, l'attention de Vladimir Usachev a été attirée par la possibilité d'étudier les vitesses linéaire et angulaire des déplacements de centre de pression. Ses études ont été réalisées sur un stabiloanaly-sateur russe, Stabilan™, construit par le bureau d'études Rythme de Taganrog avec une cadence d'échantillonnage du signal stabilométrique de 50 Hz. Ces travaux [11, 12] ont abouti à proposer 19 paramètres vectoriels parmi lesquels méritent d'être cités : la qualité de la fonction de l'équilibre (QFÉ) [12], la vitesse moyenne *linéaire* et la vitesse moyenne *angulaire* du déplacement du centre de pression. Calculée selon les vecteurs du statokinésigramme, la vitesse moyenne linéaire est équivalente à la vitesse moyenne (longueur du statokinésigramme divisée par la durée de l'examen) ; déterminée par la somme des valeurs de la vitesse linéaire de tous les vecteurs divisée par leur nombre, elle est exprimée en millimètres par seconde.

Avec l'analyse de la vitesse linéaire, l'étape suivante que constitue ce travail a essayé d'élaborer un paramètre vectoriel intégral qui prendrait en compte la fonction de distribution des vecteurs vitesse linéaire. Pour cela, un vectogramme a été construit dans le référentiel des vitesses,  $V_x$ , mm/s ;  $V_y$ , mm/s (figure 17.5). Le nuage des sommets des vecteurs a été divisé en  $n$  zones à l'aide d'anneaux de même surface (figure 17.6).

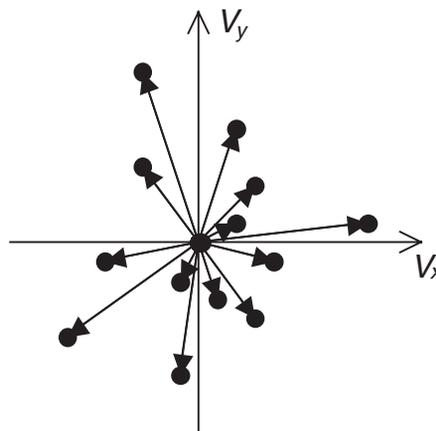


FIG. 17.5. Vectogramme dans le système des coordonnées de la vitesse linéaire.

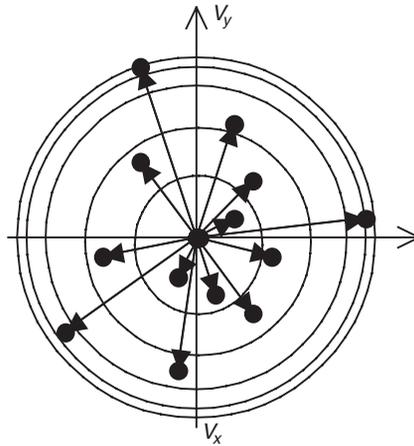


FIG. 17.6. Vectogramme avec mise en place d'anneaux d'égal surface.

La valeur de la surface de la zone centrale ( $S_1$ ) est fixée et déterminée à partir des examens expérimentaux de différents groupes de sujets. Sa valeur est actuellement fixée à  $3,18 \text{ mm}^2$ . La valeur du rayon extérieur de l'anneau  $i$  est définie par la formule :

$$R_i = \sqrt{\frac{i \cdot S_1}{\pi}}$$

La fonction de distribution de la vitesse linéaire des vecteurs selon les anneaux de surface égale est de type exponentiel (figures 17.7 et 17.8). Le paramètre QFÉ est le pourcentage de la surface  $S_1$ , limitée par la fonction de distribution des sommets des

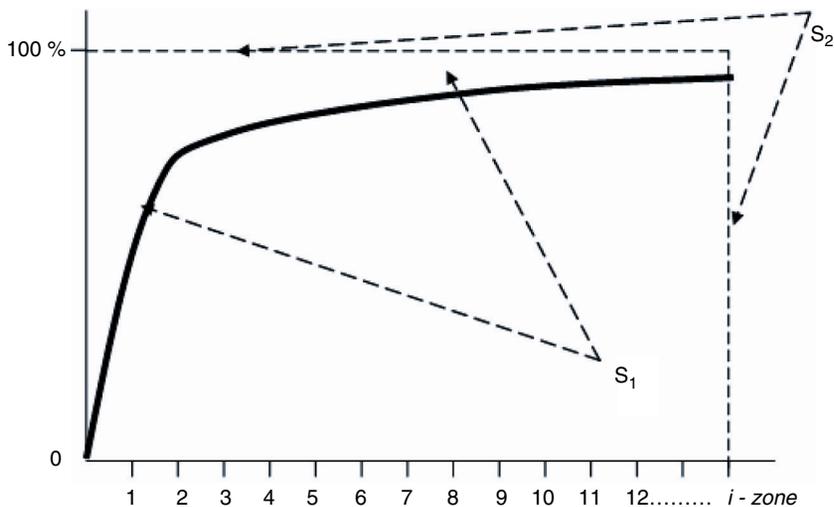


FIG. 17.7. Loi exponentielle de la distribution de la vitesse linéaire des vecteurs et de la surface pour le calcul du paramètre QFÉ. À titre d'exemple, la figure 8 expose les diagrammes de la loi de distribution ainsi que les résultats du calcul du paramètre QFÉ chez un sujet en pleine santé, yeux ouverts et fermés (logiciel Stab-med™ [Taganrog]).

vecteurs, par rapport à la surface  $S_2$  du rectangle limité par les axes des coordonnées, par la frontière verticale 50 de la zone ainsi que par sa frontière horizontale au niveau du nombre commun des vecteurs.

L'analyse des vecteurs permet aussi de calculer la vitesse angulaire du déplacement du centre de pression. Chaque vecteur successif du statokinésigramme est dévié d'un certain angle  $\alpha$  par rapport à la trajectoire du vecteur précédent (figure 17.9). La

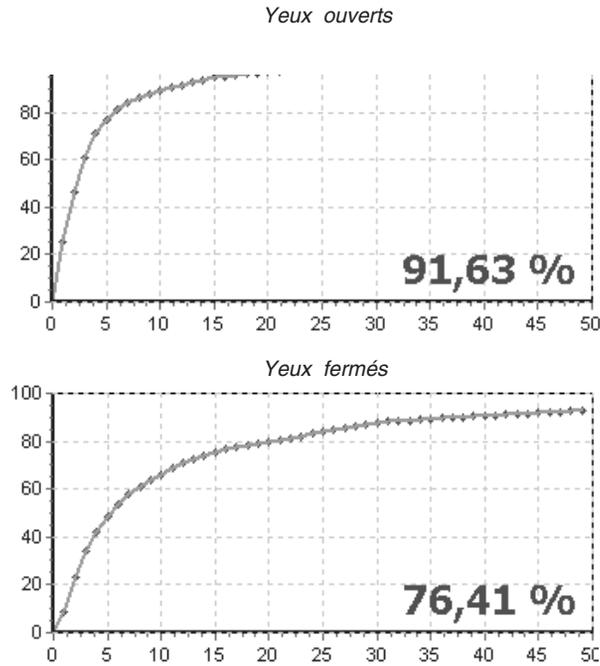


FIG. 17.8. Diagrammes de la loi de distribution et des résultats du calcul du paramètre  $QFE$  chez un sujet normal, yeux ouverts et fermés.

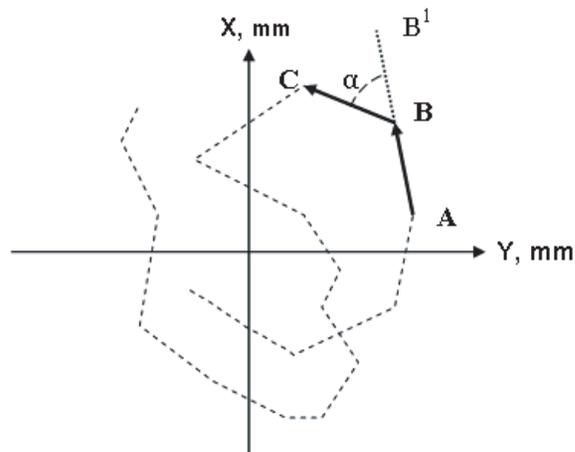


FIG. 17.9. Exemple de vecteurs du statokinésigramme montrant l'angle de déviation  $\alpha$  du vecteur  $BC$  par rapport à la trajectoire  $AB^1$  du vecteur  $AB$ .

vitesse angulaire,  $\alpha/t$ , est exprimée en degrés par seconde. Si la cadence de numérisation est de 50 Hz,  $t = 0,02$  s (1/50 Hz).

Si le sujet compense efficacement les déviations de son corps par rapport à la verticale, la vitesse du déplacement du centre de pression est minimale. Tous les troubles de stabilisation de la position verticale du corps provoquent des retards et des erreurs de correction des déviations qui s'expriment par l'augmentation de la vitesse linéaire du déplacement du centre de pression ainsi que par de brusques changements de direction.

L'analyse des vitesses linéaire et angulaire a montré le caractère non linéaire (stochastique) de leurs variations [12]. Si les valeurs de la vitesse linéaire sont toujours positives (figure 17.10), la vitesse angulaire peut périodiquement avoir des valeurs positives et négatives (figures 17.11 à 17.14).

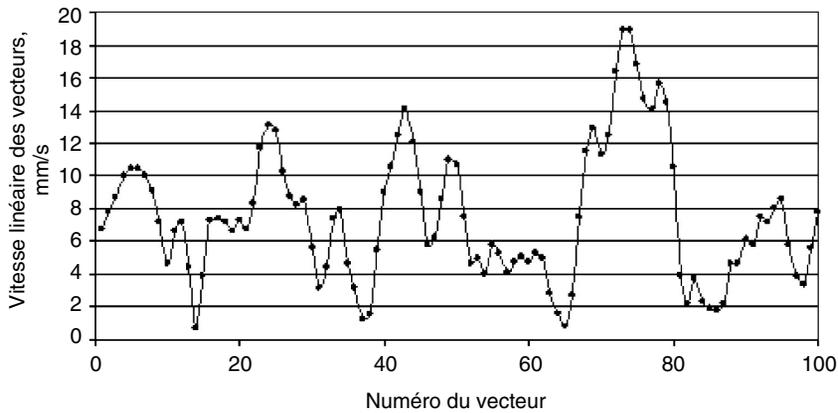


FIG. 17.10. Variation de la vitesse linéaire des vecteurs sur 2 s.

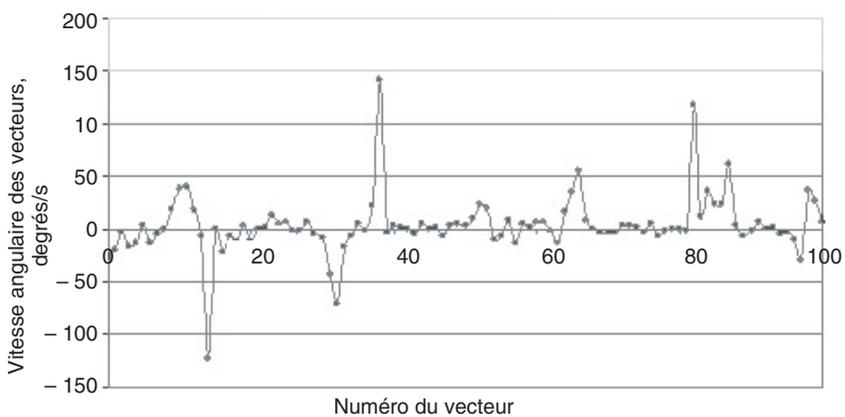


FIG. 17.11. Variation de la vitesse angulaire des vecteurs sur 2 s.

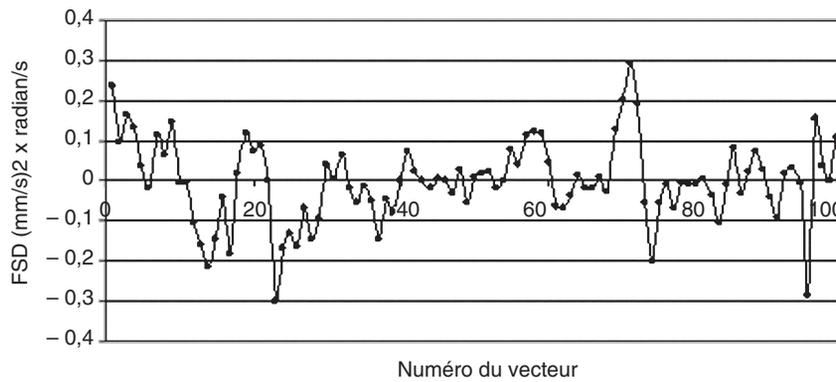


FIG. 17.12. Variation du facteur de stabilisation dynamique en 2 s.

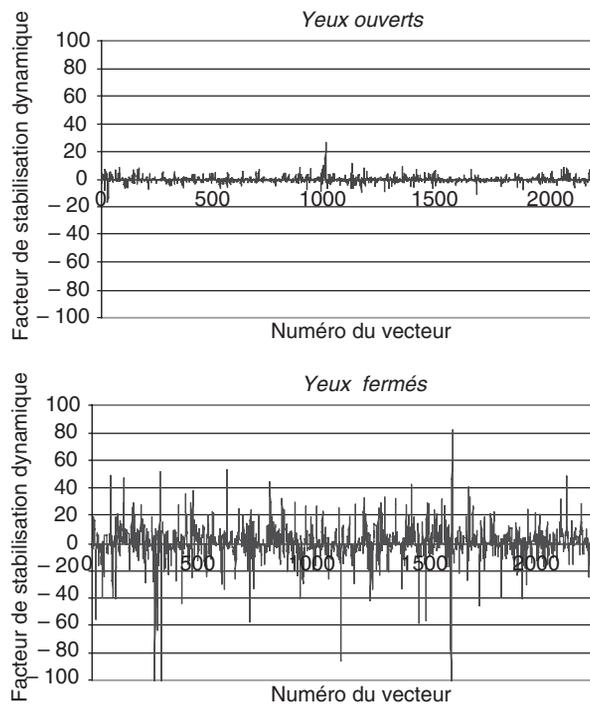


FIG. 17.13. Variation du facteur de stabilisation dynamique.

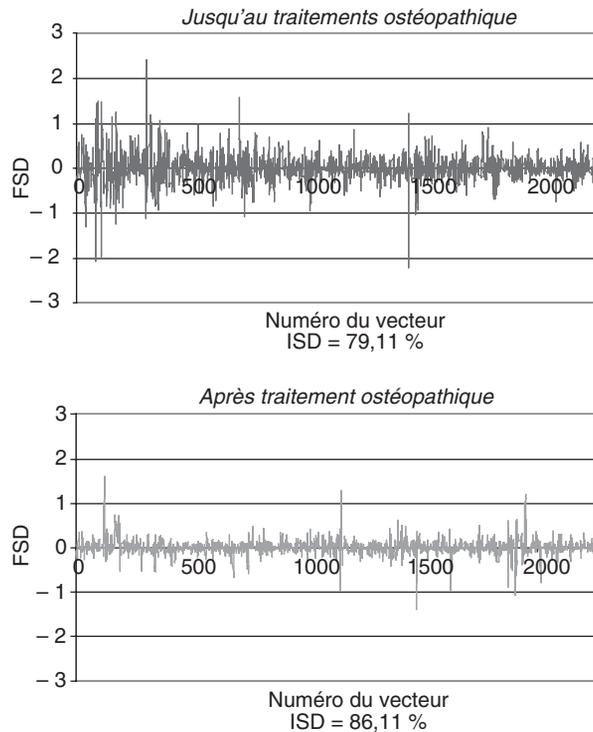


FIG. 17.14. Variation du facteur de stabilisation dynamique et signification ISD (les yeux sont fermés).  $F$  : critère Fischer's,  $F = 3,63$  ( $p < 0,001$ ) [11].

#### RÉFÉRENCES

- [1] Usachev VI, Pechorine PE. Stabilométrie informatisée dans le diagnostic des troubles de la fonction d'équilibre en cas de paralysie infantile et dans l'évaluation de l'efficacité du traitement. 3<sup>e</sup> Congrès International de médecine rééducative et de réhabilitation, Moscou, « Expopress Conférences », 2006. p. 96-97.
- [2] Parsons J. Tensegrity, unifying concept. Troubles fonctionnels des tissus du corps humain et reconstitution des fonctions corporelles. Saint-Pétersbourg : SPbMAPO ; 2005. p. 124-39.
- [3] Gagey PM, Ouaknine M, Sasaki O. Pour manifester la dynamique de la stabilisation : la plateforme AFP40/16. In : Lacour M, éd. Posture et équilibre. Nouveautés 2001 conceptuelles, instrumentales et cliniques. Marseille : Solal ; 2001. p. 95-106.
- [4] Babsky EB, Gurfinkel VS, Romel EL. Nouvelle méthode d'examen de la stabilité de l'homme en station debout. Rev Physiol URSS 1955 ; 12 (3) : 423-6.
- [5] Toulon R. Équilibration humaine et évaluation de la posture debout. Paris : Masson ; 1956.
- [6] Kapteyn TS. Data processing of posturographic curves. Agressologie 1972 ; 13B : 29-34.
- [7] Usatchev VI, Sliva SS, Belyaev VE. Stabilometric testing of a postural system. XVII<sup>th</sup> Conference of ISPGR. Marseille, 2005. Vol. 21 (suppl 1). p. 151.
- [8] Normes 85, éditées par l'Association française de posturologie, 20, rue du Rendez-vous, 75012 Paris.
- [9] Mauritz KH. Standataxie bei Kleinhirnlasionen. Untersuchungen zur Differential-diagnostik und Patofysiologie gestörter Haltungregulation. Freiburg : 1979.

[10] Okuzono T. Vector statokinesigram. A new method of analysis of human body sway. *Pract Otol Kyoto* 1983 ; 76 (10) : 2565-80.

[11] Usachev VI. Estimation of dynamic stabilization of vertical body position in diagnostics of effectiveness of treatment and rehabilitation. 5<sup>th</sup> International Posture Symposium, Abstracts b. Bratislava, 2008. p. 53.

[12] Usachev VI. Évaluation de la stabilisation dynamique du centre de pression d'après les données d'analyse des vecteurs du statokinésigramme. In : Gagey PM, Weber B, éd. *Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout*. Saint-Petersbourg : SPbMAPO ; 2008. p. 291-6.

# ÉTUDE STABILOMÉTRIQUE DE L'EFFET DE LA HAUTEUR DES TALONS SUR LE CONTRÔLE POSTURAL CHEZ LA DANSEUSE PROFESSIONNELLE

A. de Tauzia<sup>1</sup>, T. Ferrus<sup>2</sup>, Ph. Villeneuve<sup>3</sup>, B. Weber<sup>3</sup>, P.-M. Gagey<sup>3</sup>

*La position très particulière de danseuses travaillant sur des talons surélevés permet d'objectiver les conséquences posturales de cette situation inhabituelle. Ses résultats laissent ouvertes les questions que pose le port habituel de talons moins hauts.*

Ce travail s'est proposé d'observer la capacité d'adaptation posturale du corps humain mis dans des conditions inhabituelles. On sait que la posture des femmes évolue en fonction de la hauteur des talons qu'elles portent et qu'un talon de 2 cm environ permet de garder un système postural équilibré. Cette surélévation, 2 cm, correspond à la hauteur la plus courante des chaussures de série. Cependant, certaines femmes portent de hauts talons ; comment le système postural réagit-il alors ? S'adaptent-elles à ce changement de hauteur de l'arrière-pied, et comment ?

« Le port de talon chez la danseuse accentue d'abord la cambrure du pied ; rendant celui-ci plus petit, il allonge la silhouette et galbe la jambe. Surtout, il accentue la cambrure des reins, projette les fesses en arrière et oblige à une tenue plus droite de la ligne du dos. » Cette opinion du chorégraphe d'un cabaret parisien l'a conduit à augmenter, pour sa nouvelle revue, la hauteur du talon des chaussures de scène en la faisant passer de 6 à 9 cm. Cette option nous a permis, en profitant de l'expérience des danseuses, d'examiner par des enregistrements stabilométriques l'adaptation de leur régulation posturale à cette hauteur inhabituelle, c'est-à-dire d'utiliser cette situation caricaturale pour tenter de répondre à la question générale des conséquences posturales d'une surélévation du talon.

## MATÉRIEL ET MÉTHODE

### Population

Quinze danseuses professionnelles âgées de 18 à 35 ans, mesurant entre 1,70 et 1,85 m, pesant entre 50 et 65 kg, toutes de formation classique et avec plus de 10 ans au minimum de pratique de la danse, ont accepté de participer à ce travail.

---

1. 39, rue Thiers, 92100 Boulogne-Billancourt, France

2. 9, avenue Lingenfeld, 77200 Torcy, France

3. Institut de posturologie, 20, rue du Rendez-vous, 75012 Paris, France

### Matériel

Les mesures stabilométriques ont utilisé une plate-forme Fusyo™ (Médicapteur). Les enregistrements ont été pratiqués dans les conditions standard de l'APE (normes 85) à la fréquence d'acquisition de 5 Hz.

La surélévation des talons a été obtenue, pour 3 cm, par une cale en RoyalFoam® de 200 kg/m<sup>3</sup> et d'une dureté shore A de 61 ; pour les hauteurs 6 et 9 cm, par deux paires de chaussures de scène de pointure 39 avec des talons de ces hauteurs. Les mesures ont toujours fait appel aux deux mêmes paires (figure 18.1).



FIG. 18.1. Paire de chaussures avec talons de 9 cm en position standard d'enregistrement.

### Procédure

Après plusieurs mois de tractations, nous avons pu effectuer les enregistrements dans les loges du cabaret avec, pour les quatre séances d'enregistrement, les mêmes conditions d'environnement (lumière, chaleur, son, position de la plate-forme), sans référence visuelle normalisée.

Les sujets ont été enregistrés, yeux ouverts, par deux podologues dans quatre situations : pieds nus (0 cm), avec la cale de 3 cm et avec les chaussures à talons de 6 et de 9 cm.

L'ordre de passage de ces situations a été tiré au sort, comme l'a été le praticien qui a placé le sujet sur la plate-forme.

### Traitement des données

Les données stabilométriques habituelles ont été traitées par une ANOVA puis par une analyse en composantes principales.

### RÉSULTATS

Les valeurs de l'enregistrement yeux ouverts sont résumées dans le tableau 18.1. Si la variance de la vitesse et la VFY (variance en fonction de la position moyenne en Y) s'inscrivent dans la limite des valeurs de référence (normes 85), les surfaces sont, dans les quatre situations, au-delà de la référence (210 mm<sup>2</sup>).

TABLEAU 18.1 – VALEURS DES PARAMÈTRES STABILOMÉTRIQUES EN FONCTION DE LA HAUTEUR DES TALONS DE LEURS CHAUSSURES, ENREGISTRÉES CHEZ DES DANSEUSES PROFESSIONNELLES : 0 CM (PIEDS NUS), 3 CM (TALONS ORDINAIRES), 6 ET 9 CM.

Talon	0 cm (pieds nus)	3 cm	6 cm	9 cm
Position en X	1,63 ± 6,92	1,77 ± 4,96	6,33 ± 3,85	3,87 ± 5,07
Position en Y	-34,42 ± 17,27	-37,17 ± 18,73	-43,31 ± 21,61	-46,17 ± 21,43
LFS	0,92 ± 0,21	0,97 ± 0,27	1,15 ± 0,25	1,21 ± 0,20
Surface (mm <sup>2</sup> )	238,13 ± 152,79	248,17 ± 155,03	347,21 ± 227,47	312,86 ± 189,16
Variance vitesse	10,51 ± 3,87	14,15 ± 4,48	16,19 ± 5,04	16,39 ± 5,41
VFY	-0,86 ± 1,24	1,70 ± 1,67	1,86 ± 2,56	1,55 ± 2,66
ANO2X	15,35 ± 6,20	10,62 ± 9,66	16,31 ± 6,62	13,09 ± 6,69
ANO2Y	14,79 ± 9,97	12,92 ± 7,67	10,67 ± 9,64	13,58 ± 9,14

LFS : longueur en fonction de la surface ; VFY : variance en fonction de la position moyenne en Y.

### Analyse en composantes principales

Une analyse en composantes principales de ces trois variables (Surface, Variance de la vitesse et VFY) fait apparaître que la situation pieds nus est majoritairement représentée dans l'axe « VFY/Variance de la vitesse », plus en tous cas que dans l'axe « Surface ». En revanche, les situations avec talon, quelle que soit sa hauteur, 3, 6 ou 9 cm, ne révèlent aucun axe de leur nuage de points (figure 18.2).

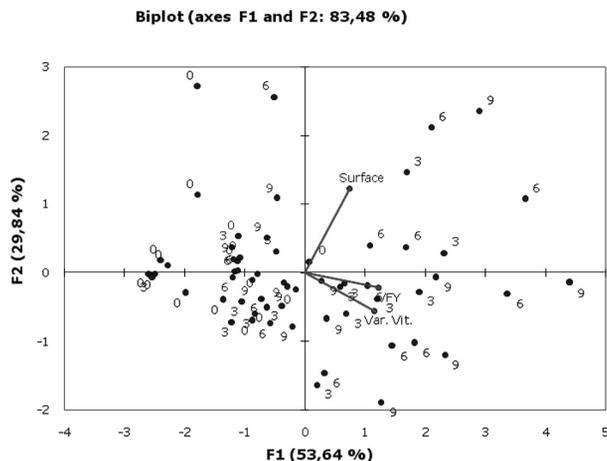


FIG. 18.2. Analyse en composantes principales des quatre situations sans talon (0) avec cale de 3 cm, avec talons de 6 et 9 cm. Le repérage de chaque sujet dans chacune de ces situations par ses coordonnées sur les trois axes (Surface, Variance de la vitesse, VFY) fait apparaître que la situation 0 est majoritairement représentée dans le cadran supérieur gauche de la projection du nuage de points, donc plutôt dans l'axe « VFY/Var. vit. » que dans l'axe « Surface ». En revanche, on ne voit pas de caractérisation nette des situations 3, 6, 9 dans ce nuage de points.

## ANOVA

Une ANOVA à un facteur fixe, la hauteur du talon, pour chacun des trois paramètres Surface, Variance de la vitesse et VFY, avec tests de comparaisons multiples (Tukey HSD, Dunnett), montre qu'elle ne modifie pas de manière significative la moyenne de la Surface dans les quatre situations du facteur explicatif, la hauteur du talon. En revanche, elle modifie au moins une de ces moyennes d'une manière significative, aussi bien pour le paramètre Variance de la vitesse (avec un risque de 0,4 %) que pour le paramètre VFY (avec un risque de 0,2 %). Mais pour l'un et l'autre de ces deux derniers paramètres, le coefficient de détermination,  $R^2$ , reste faible (0,210 et 0,229) : le facteur hauteur des talons lié à leur pourcentage de variabilité pèse peu ; ils ont beaucoup d'autres raisons de varier.

Les tableaux des résidus normalisés de ces deux ANOVA montrent qu'aucun d'entre eux ne sortant des limites  $\pm 1,96$  pour le paramètre Variance de la vitesse et deux seulement en sortant pour le paramètre VFY, on peut admettre que les conditions requises pour la validité de l'ANOVA sont remplies.

Les tests de comparaisons multiples montrent que les moyennes des distributions de la variance de la vitesse sont significatives pour les situations 0-6 ( $p < 0,005$ ), 0-9 ( $p < 0,004$ ) et celles de la VFY pour les situations 0-3 ( $p < 0,005$ ), 0-6 ( $p < 0,003$ ), et 0-9 ( $p < 0,008$ ). Le port de talons modifie donc le contrôle postural existant sans talons et cette modification est surtout nette sur le paramètre VFY.

## Analyse en composantes principales de vérification

Une analyse en composantes principales portant sur l'ensemble des paramètres stabilométriques enregistrés a cherché à préciser la validité de cette affirmation (figure 18.3). Il existe effectivement une nette opposition dans la répartition des positions 0 (pieds nus) et 9 cm ; elle se fait selon le premier axe (horizontal) très fortement corrélé au paramètre de variance de la vitesse ( $r = 0,89$ ) et au paramètre Y-moyen ( $r = -0,842$ ). Quand les talons passent de 0 à 9 cm, la position moyenne du centre de pression passe de  $-28,754$  à  $-6,107$ , antériorisation franche bien que statistiquement non significative.

## DISCUSSION

Augmenter la hauteur des talons est généralement considéré comme déstabilisant. En pratique de podologie classique, nous avons bien observé que l'augmentation de la hauteur du talon entraîne de nombreuses pathologies (hyperkératoses, nucléées ou non, déformations articulaires...). Et chacun a pu observer qu'une jeune femme perchée pour la première fois de sa vie sur de hauts talons tente de ne pas chuter, luttant avec acharnement contre la gravité, bras écartés et les chevilles se révélant bien souvent plus souples qu'attendu.

Différentes études ont abordé plus précisément la question, soit sur la chaussure de série soit sur une chaussure atypique, chaussure de sécurité [1] ou chaussure de sport [2]. En particulier, Joseph et Nightingale [3] ont montré qu'une augmentation de la hauteur du talon entraîne une augmentation de l'activité du soléaire (figure 18.4).

Parallèlement, Kirsh et al. [4] ont montré qu'augmenter la hauteur du talon provoque un recul moyen de la ligne de charge de 4 % de la longueur du pied, et Spitz et Villeneuve [5] que la chaussure entraîne la projection en avant du centre de poussée podale.

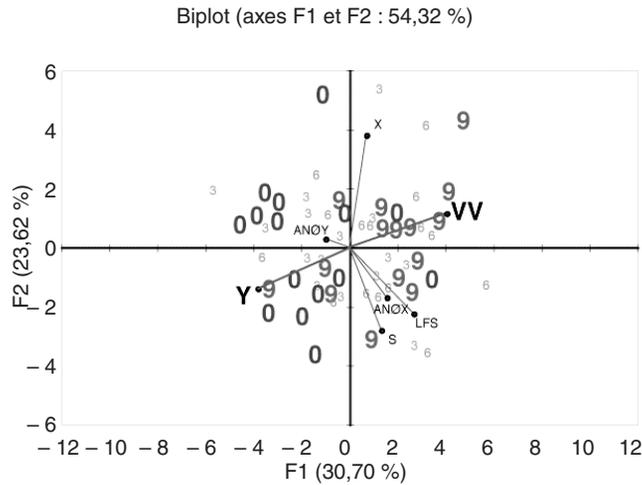


FIG. 18.3. Analyse en composantes principales sur un facteur contrôlé, la hauteur des talons [0, 3, 6 et 9 cm] et sept variables aléatoires, les paramètres X, Y, Surface (S), LFS, ANO2X, ANO2Y et Variance de la vitesse (VV). Les 0 cm sont à gauche, les 9 cm à droite, les 3 et 6 cm dispersés. Cette répartition se fait selon le premier axe (horizontal) qui est très fortement corrélé au paramètre de variance de la vitesse (VV ;  $r = 0,89$ ) et au paramètre Y-moyen (Y ;  $r = -0,842$ ). Les autres axes n'interviennent pratiquement pas dans cette partition (X  $r = 0,159$  ; S  $r = 0,298$  ; ANO2X  $r = 0,345$  ; ANO2Y  $r = -0,218$ ), sauf, faiblement, le paramètre LFS ( $r = 0,593$ ).

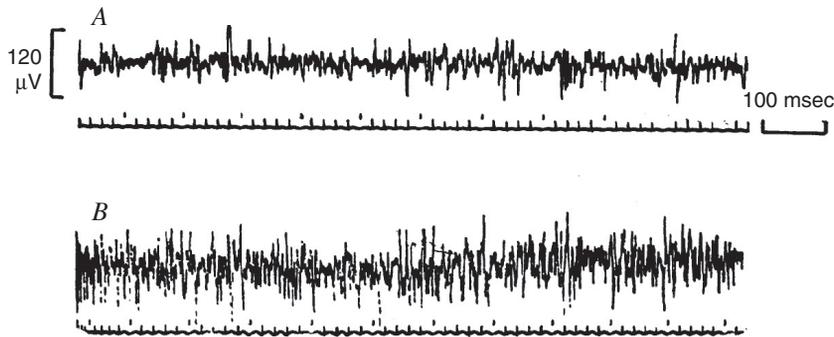


FIG. 18.4. Enregistrement électromyographique du soléaire en station debout au repos, A. avec des talons bas ; B. avec des talons hauts (d'après Joseph J [3]).

Les résultats du présent travail montrent que le port de talons modifie donc le contrôle postural existant sans talon. Cette modification est surtout nette sur le paramètre VFY, puisqu'elle apparaît dès la hauteur de 3 cm, ce qui permet de dire que ces danseuses ne stabilisent pas leur corps comme un pendule inversé rigide (qui ne possède qu'un seul degré de liberté), mais qu'elles se stabilisent en utilisant au moins deux degrés de liberté : au centre de pression et à la cheville.

Les recherches de Nashner [6] sur les réponses électromyographiques à une déstabilisation, chez l'homme, ont focalisé l'attention des posturologues sur la cheville, comme si cette articulation était le dernier degré de liberté possible entre le corps et le sol. On sait pourtant depuis longtemps que le centre de pression n'est pas

situé au niveau de la cheville, mais qu'il se trouve sous les pieds [7], à peu près à mi-chemin entre talon et orteils. On sait aussi depuis longtemps que, normalement, ce centre de pression n'est pas fixé mais qu'il est mobilisé très librement. On sait enfin depuis peu que les contractions des muscles propres du pied sont capables de mobiliser ce centre de pression [8].

Il semble donc possible de prendre pour hypothèse de travail que le corps de la plupart des sujets normaux debout au repos fonctionne avec au moins deux degrés de liberté, l'un autour du centre de pression et l'autre autour de la cheville (figure 18.5A). La notion proposée par Bernstein [9] selon laquelle réduire le nombre de degrés de liberté à surveiller simplifie le travail du système nerveux central reste vraie. Le pendule inversé à un seul degré de liberté, sous le pied, au niveau du centre de pression (figure 18.4B), reste le modèle le plus simple à contrôler, mais on ne le rencontre que très rarement.

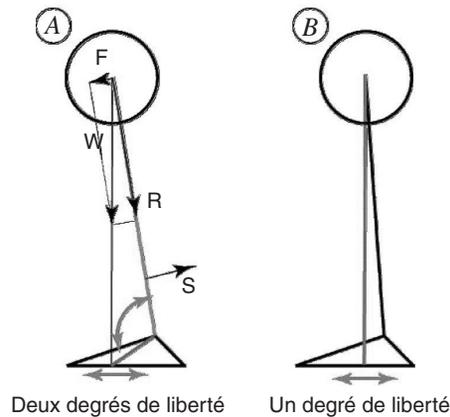


FIG. 18.5. Degrés de liberté du pendule humain. **A.** Pendule à deux degrés de liberté, un au niveau de la cheville, l'autre au niveau du centre de pression. **B.** Pendule à un degré de liberté au niveau du centre de pression.

Lorsqu'il existe un degré de liberté au niveau de la cheville, les muscles qui gouvernent les mouvements de cette articulation sont nécessairement concernés par le contrôle postural. Or l'activité de ces muscles est aussi nécessairement modifiée par la position de la verticale de gravité par rapport à l'axe des chevilles : plus cette verticale tombe en avant de l'axe des chevilles, plus les muscles des loges postérieures des jambes seront tendus, plus cette tension aura tendance à réduire mécaniquement les excursions du centre de gravité, c'est le sens du paramètre VFY.

À l'inverse, lorsque les talons sont surélevés, la tension des muscles postérieurs des jambes est automatiquement diminuée, ce qui favorise le flottement des excursions du centre de pression. L'augmentation de l'écart type de la vitesse, et plus encore du VFY, observée dans le présent travail indique donc que les danseuses régulent leur posture sur au moins deux degrés de liberté. Le facteur explicatif de l'analyse en composante principale étant de forme numérique, il aurait été possible de faire une régression linéaire paramètre/facteur, mais la logique de l'ANOVA recoupant celle de la régression linéaire, il a paru inutile de dupliquer ces analyses. Il faut cependant souligner que la relation entre la hauteur de la cale sous talon et les modifications du paramètre VFY n'est pas linéaire et apparaît, dans les conditions du protocole, comme maximale pour 6 cm (figure 18.6).

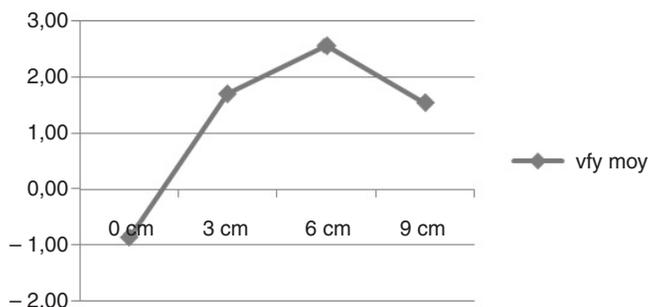


FIG. 18.6. Valeur moyenne du paramètre VFY observée aux quatre situations de hauteur des talons, yeux ouverts. La relation entre la VFY et la hauteur du talon n'est pas linéaire.

## CONCLUSION

Les danseuses, sujets de ce travail, toutes professionnelles de 10 ans de pratique au minimum, peuvent être considérées comme des sportives de haut niveau et donc *hors normes*. L'augmentation de l'écart type de la vitesse et plus encore celle du VFY que provoque une hauteur inhabituelle sous talon manifeste une régulation de leur stabilité sur au moins deux degrés de liberté. L'augmentation moyenne du VFY traduit une moindre sollicitation des muscles de leur loge postérieure, ce qui peut apparaître comme une adaptation à leur longue pratique de la danse dans ces conditions.

L'adaptation de la régulation posturale au port de talons dans la vie courante par des sujets non entraînés ne répond pas à ces conditions. La question des conséquences posturales que pose l'utilisation fréquente, voire permanente, de ce type de chaussage en population de pays développé n'est pas éclaircie par ces résultats.

## RÉFÉRENCES

- [1] Gagey PM, Amphoux M. Chaussures de sécurité et équilibre. Rev Méd Travail 1983 ; 11 (2) : 89-95.
- [2] Robbins S. L'étude qui fait peur aux géants. Sport et Vie 1998 ; 46.
- [3] Joseph J, Nightingale A. Electromyography of muscles of posture : leg and thigh muscles in women, including the effects of high heels. Londres : Departments of Anatomy and Physics, Guy's Hospital Medical School ; 1956.
- [4] Kirsch JM, Guillaume G, Montheard P. Pourquoi les femmes portent-elles des talons ? Quelles en sont les conséquences ? In : Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et posture. Paris : Frison-Roche ; 1996. p. 147-50.
- [5] Spitz P, Villeneuve P. Le port de chaussures modifie-t-il l'équilibre postural ? Mémoire DU, Université Orsay Paris-Sud XI, 2000.
- [6] Nashner LM. Fixed pattern of rapid postural responses among leg muscles during stance. Exp Brain Res 1977 ; 30 : 13-24.
- [7] Gagey PM, Bizzo G, Ouaknine M, Weber B. La tactique du pied. In : Weber B, Villeneuve P, éd. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 16-21.
- [8] Tortolero X, Masani K, Maluly C, Popovic MR. Body movement induced by electrical stimulation of toe muscles during standing. Artificial Organs 2007 ; 32 (1) : 5-12.
- [9] Bernstein N. On the construction of movements. Moscou : Medgiz ; 1947.

# UNE APPROCHE DIFFÉRENTE DE LA CAPACITÉ POSTUROKINÉTIQUE PAR LA BAROPODOMÉTRIE : ÉTAT DE LA QUESTION

J.-Y. Cornu<sup>1</sup>, J.-M. Lehmans<sup>2</sup>

*La stabilométrie, qui a fourni les preuves de son utilité clinique, ne concerne que le sujet immobile. La baropodométrie, dans la gamme des dispositifs médicaux utilisables en routine par les praticiens, permet d'évaluer la stabilité de sujets en mouvement, à condition que ce mouvement réponde à un programme moteur habituel dont la marche représente le prototype. Comme le montrent les exemples développés, elle permet aussi le suivi postural de sujets que leurs plaintes ou leurs affections excluent de la stabilométrie, à condition d'élargir la définition habituelle de la stabilité.*

Depuis 20 ans, le pied est reconnu comme une des trois exoentrées de la régulation posturale humaine. Les podologues qui s'intéressent à la posture et à ses pathologies ont pris l'habitude d'élargir leur bilan au-delà d'un examen locorégional et de l'objectiver par une évaluation instrumentale, la posturographie. Toutefois, quand les plaintes du patient concernent plus spécifiquement le pied, comme une douleur podale, une difficulté à se chausser ou une perturbation d'activité, ce type d'approche ne fait pas facilement le lien avec les différentes pathologies lésionnelles. Prendre en compte la demande du patient et évaluer la contribution du pied, même lésé, à la régulation posturale nous paraît cependant possible en utilisant un bilan instrumental différent, la baropodométrie.

Cette méthode permet à tout praticien d'évaluer les implications posturales des traitements podologiques. Mais pour le montrer, il est préférable de réexaminer le concept de stabilité et les mécanismes physiologiques qui sous-tendent le contrôle du mouvement, en précisant en quoi et comment un baropodomètre peut déceler ces aspects de la stabilité posturale. La méthode utilisera ici l'enregistrement de la marche à cadence de confort (immédiatement accessible au podologue déjà équipé d'un baropodomètre, ce protocole lui permet une analyse différente de la régulation posturale d'un mouvement) puis, par comparaison, celle des effets des traitements qu'il a entrepris. L'objectif de cet article est d'en avertir les praticiens et de leur fournir des éléments pour leur propre jugement.

## LA STABILITÉ EN POSTUROLOGIE

La stabilité serait le « caractère de ce qui reste en place, sans bouger ni tomber » (Cornu<sup>3</sup>). En mécanique, ce serait « la tendance d'un système à demeurer

1. jycornu@chu-besancon.fr

2. IDEREP (Institut d'étude et de recherche sur environnement et psychomotricité), 41, chemin des Fleurettes, 1007 Lausanne, Suisse

3. *Trésors de la langue française* (TFL), CNRS édition, dictionnaire numérique.

dans un état d'équilibre ou de régime permanent<sup>1</sup> ». Cette définition peut tout à fait convenir au posturologue, la posturographie étant basée sur l'observation du maintien d'une position de référence lorsque varient les afférences du système postural. Mais un sujet en mouvement peut-il être décrit comme stable ? « L'équilibre se définit comme deux forces alignées, égales et de sens contraire. Or cette situation des résultantes des forces qui agissent sur le corps de l'homme n'est jamais acquise. L'homme court sans cesse après son équilibre ; ce faisant, il manifeste cette propriété des corps qui tendent à revenir vers leur position d'équilibre lorsqu'ils en sont écartés et qu'on appelle la stabilité » [1]. Si la première définition laisse entendre que l'homme stable ne tombe pas (!), la seconde le suppose en instabilité permanente mais contrôlée.

Dire qu'en posturologie, stabilité signifie « une faible probabilité de chute malgré l'exécution d'une tâche motrice impliquant l'ensemble du corps et tournée vers la réussite de cette tâche » concilie les deux définitions. Il convient d'examiner et d'affiner cette proposition.

L'exécution d'un mouvement met parallèlement à contribution les acteurs impliqués dans la définition de la tâche, ceux de l'adaptation posturale et ceux qui réalisent plus spécifiquement l'interférence avec l'environnement. À ce stade, le mot « acteur » est pratique pour sous-entendre l'ensemble des mécanismes qui génèrent le contrôle du mouvement. Ce sont la commande et l'activation musculaires mais aussi, à travers elles, la mobilisation de segments corporels, la prise d'information pour l'analyse de la tâche, la mobilisation des savoir-faire liés à l'apprentissage et à l'entraînement, et la prise en compte des adaptations de ce savoir-faire ; et ceci dans la double personnalisation du geste qu'exigent d'une part la psychomotricité, d'autre part les spécificités du système locomoteur de l'individu étudié.

### Analyse de la stabilité

Cette approche « en dynamique de déplacement », et non plus « en dynamique de stabilisation sur place », conduit à redéfinir les critères de stabilité : le plus évident est la réussite de la tâche motrice, le plus discutable les conditions de cette réussite, c'est-à-dire en quelque sorte la faible probabilité d'échec, en particulier par une chute intercurrente ou sa menace. L'image d'un sprint cycliste illustre assez bien cet ensemble de critères. Le coureur doit être assez expérimenté pour avoir trouvé la bonne position au moment du déclenchement du sprint ; il doit être assez entraîné pour disposer de la puissance nécessaire pour gagner ; il doit être assez lucide pour saisir la bonne opportunité, choix tactique en temps réel au cœur de la situation ; il doit enfin être assez chanceux pour ne pas être entraîné dans une chute et assez habile pour ne pas en être responsable. Tous les acteurs du cyclisme ne sont pas prédisposés à dominer cette tâche spécifique ; l'image est donc bien adaptée puisque, dans cette proposition, la stabilité indispensable aux tâches motrices nécessite un *savoir-faire* (adaptation à la complexité de la tâche), mais aussi le *pouvoir faire*, c'est-à-dire la capacité posturocinétique (CPC) du sujet.

Déterminer les conditions d'exécution du geste implique en effet de choisir les critères de son observation : l'évolution d'un paramètre résumant le déplacement d'une masse au cours du geste (étude cinématique comme composante de l'analyse du mouvement) en est un. Les dispositifs médicaux (DM) disponibles depuis le début des années 1990 sont sans cesse améliorés grâce au transfert des innovations en électronique et informatique ; ils ont permis de créer l'analyse quantifiée du mouvement

---

1. Kastler-Mathieu, *Phys*, 1983, cité dans *Trésors de la langue française* (TFL).

au mieux (AQM), de donner de la pertinence à l'analyse observée du mouvement au minimum (AOM). Leurs données sont bien documentées en ce qui concerne la marche [2, 3]. Plus généralement, ces analyses du mouvement permettent de mieux cerner la CPC des sujets en complétant par une approche instrumentale l'approche clinique irremplaçable par ailleurs.

### **Les dispositifs médicaux**

De notre point de vue [4, 5], les approches instrumentales à l'aide de DM peuvent être arbitrairement classées en cinq groupes.

#### *Dispositifs médicaux pour la recherche*

Le premier groupe comporte les outils exploratoires destinés à suivre la mobilité globale du corps et les mobilités respectives des segments corporels les uns par rapport aux autres ; l'exemple généralement avancé est l'analyse en trois dimensions de la marche en laboratoire [6].

Le second groupe comprend les DM qui permettent d'étudier – ou de stimuler – en temps réel l'activité cérébrale (dont l'imagerie fonctionnelle), l'activité électromyographique (dispositif implanté ou par recueil en surface), au cours des mouvements ou du maintien d'une posture.

L'évolution de ces deux groupes d'outils est permanente et remarquable, mais elle n'a atténué ni le coût ni la complexité de leur usage. Ces DM sont adaptés à des techniques de travaux de recherche, de programmes d'études mais restent, au quotidien, inaccessibles à la plupart des professionnels pour leurs pratiques cliniques.

#### *Dispositifs médicaux pour la clinique*

À l'inverse, les trois autres groupes de DM ont en commun d'être plus facilement proposables à tous les praticiens pour un usage banalisé dans leur cabinet. Les premiers permettent de suivre la mobilité d'un segment corporel par rapport à un autre à l'aide de capteurs embarqués sur le patient ou d'une vidéographie assistée par un logiciel adapté (et accessible dans le commerce) ; les seconds de suivre le centre d'application des forces de réaction au sol (*ground reaction force* [GRF]) à l'aide d'un plateau de forces, principe directement exploité en posturologie conventionnelle ; les derniers de suivre les déplacements des centres de pression (CP) résumant les pressions enregistrées sous chaque pied (capteurs embarqués et conditionnés dans une chaussure ou installés sur support rigide, plat, strictement horizontal et traduisant les phénomènes d'interface entre corps et support), procédure de baropodométrie.

#### *Baropodomètres*

Ces plates-formes baropodométriques (PFB), objet de notre attention, soulèvent une question : en quoi peuvent-elles contribuer à objectiver la « stabilité » du sujet au cours de l'exécution de tâche(s) motrice(s) ?

Notre expérience de la baropodométrie dans le cadre de l'évaluation clinique de la CPC, forte d'un recul de 20 ans [7, 8], nous permet d'en affirmer la fonctionnalité. Pour une fenêtre donnée de temps d'observation, elle fournit des traces qui relatent les positions successives des CP de chaque pied, « signature dynamique cursive » (SDC) du geste en cours d'exécution. La marche, par exemple, a été étudiée pour trois séquences : la phase d'appui, son initialisation et sa terminaison [9]. Or si ces PFB sont actuellement assez répandues dans les cabinets de podologie, elles sont assez méconnues en kinésithérapie ; tout à fait accessible aux médecins qui en perce-

vraient l'intérêt, elles sont, en fait, hautement recommandées [10] dès qu'on s'intéresse à la podologie.

## MÉTHODOLOGIE

### Principe de l'exploration fonctionnelle biomécanique

Pour proposer une méthode utilisable par tous au cabinet, il faut bien sûr se cantonner à un matériel accessible à la fois par son prix, la simplicité de sa prise en main et le temps que son emploi exige ; mais aussi à un matériel adaptable à tout patient, surtout s'il se mobilise difficilement (ou dangereusement), avec des aides de déplacement ou des adaptations de chaussage. Un tel matériel ne peut prétendre qu'à une analyse simplifiée du mouvement ; pourtant, l'usage quotidien d'une PFB, particulièrement en clinique podologique, nous a appris qu'il est possible, en s'intéressant à certaines séquences du geste, de comparer l'évolution d'un sujet par rapport à lui-même, que son évolution soit spontanée, après rééducation ou après chirurgie. Par exemple, on sait que l'analyse de la marche bénéficie de la détermination des paramètres temporospatiaux parfaitement accessibles à partir d'une piste équipée de capteurs de pression, mais aussi par usage d'un locomètre, ou encore en utilisant un tapis roulant équipé de capteurs<sup>1</sup>. Malheureusement, une PFB (aux dimensions de celle que nous utilisons) ne permet l'enregistrement que d'une seule foulée à la fois ou que de deux foulées droite et gauche enchaînées<sup>2</sup>. Toutefois, cette PFB peut servir pour enregistrer une séquence précise dans le cycle de marche, à savoir l'appui. Cette séquence isolée permet une approche objective du mouvement, à condition toutefois d'accepter les limites de la méthode. Il s'agit de comparer le sujet à lui-même par une analyse accessible au cabinet du praticien, qui ne peut prétendre remplacer une AQM utilisant en laboratoire un système onéreux et exigeant. L'utilité pratique de la méthode baropodométrie est démontrable sur la base de deux principes : un *principe méthodologique général* et un *principe métrologique adapté* à la baropodométrie. Nous avons appelé le *principe méthodologique* « posturographie séquentielle », car il ne s'intéresse qu'à une phase précise de la régulation du mouvement [4]. Le *principe métrologique* dépend des paramètres accessibles, chiffrés directement ou indirectement et déclinés à partir des mesures faites par les capteurs de pression ; il en résulte des séries temporelles de cartographies de pression et une SDC à partir de l'acquisition des CP successifs (*center of pressure pattern integral* [COPPI]) [11]. Ces paramètres sont exploitables sous forme de courbes ou de tableaux.

#### *Principe méthodologique*

Le principe méthodologique part du postulat que, chez un individu donné, un mouvement correctement abouti et efficace, donc stable dans la définition retenue, est exécuté ultérieurement de façon analogue à sa première exécution. Cette preuve objective d'une stabilisation du savoir-faire suggère un deuxième postulat : la stabilisation du sujet au cours du geste est « réglée », non aléatoire, efficace, bénéficiant de la propre stabilisation des programmes moteurs. Bien entendu, ce principe ne peut convenir qu'à une tâche redondante, telle que la marche, et n'est pas acceptable pour un mouvement exécuté en réponse aléatoire, tel que les interventions successives d'un gardien de but de football !

1. Matériels proposés par les sociétés Biometrics, Satel, Technoconcept....

2. Wintrack™, extension de la plate-forme et du logiciel Winpod™ que nous utilisons (Edicapeurs SA, Balma).

### *Principe métrologique*

Le principe métrologique sur le thème de la stabilité s'appuie essentiellement sur la comparaison des valeurs successives de paramètres descriptifs comme les CP successifs, la force calculée, les zones d'appui préférentiel... La marche est particulièrement identifiable comme un schéma renouvelable [6, 8, 10]. Mais la PFB la plus simple ne permet de comparer que les phases d'appui successives droites et gauches ; il faut alors admettre de discrètes différences entre les enregistrements successifs au titre de l'asymétrie fonctionnelle des membres inférieurs.

Ne sont envisagés ici ni la vidéographie, utilisée comme DM isolé ou couplé, particulièrement bien adaptée à la posturographie séquentielle, ni les capteurs complémentaires qui seront évoqués dans la discussion.

Nous avons toujours utilisé une PFB et, après différentes expériences, sommes restés fidèles au matériel mis sur le marché par Médicapteurs SA et leur système actuel, Winpod™. Ce type de plate-forme est également intégré dans le système de bilan et rééducation spécialement développé pour la posturographie séquentielle et ses applications en kinésithérapie, diffusé sous le nom de Biorescue™<sup>1</sup>.

### **Méthodologie finale pour l'acquisition de la marche**

Le logiciel Winpod™ prévoit une facilité de procédure, dite « en pas multiples », qui affiche un écran où sont disponibles 16 vignettes pour autant de passages, c'est-à-dire d'acquisitions. Ces vignettes sont réparties entre les deux séries d'appuis, le logiciel détectant normalement s'il s'agit d'un pied droit ou d'un pied gauche. Pour laisser le sujet libre de choisir le côté par lequel il commence sa marche, une astuce consiste à régler les positions de départ de part et d'autre de la plate-forme de manière à ce que le sujet, tout en restant libre d'initier la marche par le membre de son choix, aboutisse sur la PFB dans un sens après un nombre pair de foulées, et après un nombre impair dans l'autre sens. Le sujet a le libre choix de sa cadence de marche (cadence de confort). Le protocole détermine comment longueur de foulée et cadence de confort de la marche sont prises en compte pour chaque sujet (étapes préliminaires utilisant aussi la PFB).

Les positions de départ sont réglées préalablement sur des foulées à cadence de confort. Le patient doit absolument éviter de viser la plate-forme, c'est-à-dire qu'il doit regarder ailleurs, ce qui peut laisser augurer de nombreux « essais mordus » en cas d'irrégularités de cadence ou de longueur de foulée. Après 2 premiers passages de vérification des positions de départ, nous procédons à 16 passages dans l'espoir de disposer de 8 vignettes pour chaque pied. Lorsqu'ils n'ont pas été signalés au moment de l'acquisition, les essais mordus sont éliminés en observant les empreintes. L'examen des courbes des forces enregistrées, dites GRF, en fonction du pourcentage d'avancement dans le cycle du pas, recalculées à partir des pressions mesurées, permet de repérer les courbes atypiques, que celles-ci résultent d'une fausse cadence ou d'un autre problème (allongement du pas, piétinement...). On peut ensuite compléter ce premier enregistrement en utilisant jusqu'à 24 puis 32 essais. Au total, les vignettes sélectionnées sont de 4 minimum pour chaque pied, et correspondent à un total de 16, 24 ou 32 passages, soit trois niveaux de difficulté de recueil. Si 16 passages suffisent à obtenir des empreintes interprétables et des courbes à forte ressemblance, le recueil sera déclaré facile. La validation finale permettra d'obtenir deux empreintes dynamiques fictives, fabriquées par le logiciel à partir des vignettes

---

1. RMIngenierie, Rodez.

sélectionnées, empreintes censées représenter l'appui habituel de l'individu. Si le logiciel a pu utiliser 8 vignettes plutôt que les 4 minimales, la valeur représentative de cet appui fictif augmente.

Ces empreintes résultantes offrent, pour chaque pied, les critères de jugement habituels de l'empreinte baropodométrique et de la SDC du CP. Selon l'aisance à marcher, on peut proposer une acquisition durant 1 ou 2 s, soit 60 ou 120 images disponibles constitutives de l'image finale. D'expérience, la faisabilité de ce type d'acquisition demande de limiter les essais à 36 passages maximum, soit 18 allers-retours ; quatre essais supplémentaires aux 32 passages annoncés au patient sont justifiés dans les cas très délicats où il a fallu plusieurs fois refaire les positions de départ. Cette nécessité correspond aux cas où, en cours d'enregistrement, le sujet change progressivement de cadence, éventualité observable chez les sujets fatigables, présentant une asthénie intellectuelle ou encore quand la douleur intervient progressivement dans l'exécution du geste.

### **Méthodologie de lecture des empreintes finales**

L'empreinte, image virtuelle, est donc construite à partir de la sélection des vignettes enregistrées estimées représentatives de l'appui. Les critères de cette sélection permettent d'affirmer la robustesse de l'hypothèse que le programme de marche du sujet est reproductible. Moins il faudra de passages (16 idéalement), plus le nombre de vignettes sélectionnées parmi les acquisitions sera grand (8 idéalement), plus on pourra affirmer que, chez ce patient qui produit des courbes ressemblantes, la marche est exécutée à une cadence de confort bien établie, entraînant une longueur de foulée bien stabilisée. C'est la définition même de la stabilité, pérennité du programme moteur. Les images obtenues, qu'il s'agisse des courbes recalculées ou des SDC des CP, traduisent le fait que les conditions mécaniques d'appui se reproduisent identiques d'un pas à l'autre ; ce qui signifie, plus généralement, que des événements biomécaniques similaires sont survenus avec le même lien temporel au cours de l'exécution du geste, pour les deux pieds par exemple. Ce n'est plus le cas lorsqu'il est difficile d'obtenir pour un pied le même nombre de vignettes exploitables que pour l'autre malgré un plus grand nombre d'essais, la difficulté à répartir les essais entre les deux appuis (souvent liées au démarrage mal latéralisé) comme les difficultés à trouver un nombre minimal d'essais pour au moins un des pieds, donnant des courbes ressemblantes ; ces difficultés traduisent des événements biomécaniques non répétitifs.

### *Index de réussite*

Pour illustrer cette stabilité présumée du programme de marche ou au contraire son côté aléatoire, Cornu [4, 12] propose un « index de réussite ». Il se présente sous la forme d'une annotation L-[X/Y/Z], L pour le côté concerné, le premier chiffre indiquant le nombre de vignettes finalement retenues (de 8 à 4), le deuxième chiffre indiquant le nombre d'essais pour le côté considéré nécessaires pour obtenir ces vignettes (entre 16 et 32), le troisième chiffre indiquant le nombre total d'essais réalisés (16, 24, 32). Ainsi, un examen coté D-8/8/32 et G-4/24/32 est une acquisition qui, en 16 passages au total, a permis de recueillir à droite d'emblée 8 vignettes « utilisables », tandis qu'à gauche il a fallu 24 des 32 passages pour finalement ne retenir que 4 essais une fois les essais mordu éliminés et les courbes triées sur leur parenté. Sur un tel exemple, la différence droite/gauche est évidente, mais nous sommes incapables d'en tirer le moindre bénéfice clinique d'interprétation. Toutefois, si le sujet est porteur d'une séquelle d'atteinte neurologique périphérique gauche, l'interprétation est aisée : le sujet n'a pas recouvré un programme stabilisé pour exécuter ses appuis à la marche.

## Interprétation

Les questions cliniques qui conditionnent la lecture de ces enregistrements sont pour l'essentiel :

- existe-t-il une forte asymétrie entre les deux côtés ? Si oui, quelle en est l'amplitude ? L'interprétation doit alors prendre en compte l'histoire actuelle du sujet et ses antécédents pathologiques, sportifs, professionnels !
- est-il possible de lire cette éventuelle différence en fonction de la latéralisation motrice de l'individu, de sa pathologie perceptible (psychomotrice, orthopédique ou neurologique) ?
- existe-t-il une dégradation nette des conditions d'enregistrement durant son exécution et, si oui, pourquoi ?
- existe-t-il ou non, sur les images lues côté par côté, une convergence nette entre ce qui est observé et le côté désigné par la plainte du patient ?
- existe-t-il, pour le côté atteint, sur une partie de la courbe des forces dites GRF, une dispersion des valeurs obtenues ? Si oui, cette dispersion coïncide-t-elle avec l'hypothèse physiopathologique émise après le constat clinique (et éventuellement posturographique) d'une déficience de la stabilisation du corps à l'appui ?

Cette méthode permet de caractériser des sujets qui livrent rapidement, en quelques passages, des courbes homogènes aux paramètres calculés resserrés et pour les deux pieds d'appui, même si une différence existe entre leurs appuis (profil général de la courbe des GRF, amplitudes de ces forces). Chez d'autres sujets, malgré la répétition des passages, on aura du mal à discerner des similarités entre les appuis successifs pour l'un ou l'autre pied ; leurs paramètres calculés seront dispersés.

## RÉSULTATS

Ces résultats concernent différents sujets dont la marche a été enregistrée selon ce protocole. Il s'agit de patients soit sans problème podologique, mais alors soit avec des problèmes posturaux connus, soit se déclarant instables à la marche ; soit au contraire des patients présentant un problème objectif sur au moins un des deux pieds, qu'ils s'en plaignent ou non, et qu'il existe ou non une plainte à propos d'une sensation d'instabilité ou des événements prouvant des difficultés d'équilibration. Les enregistrements peuvent être regardés selon trois modes de lecture, pour ce protocole de marche enregistrée sur PFB :

- lecture intermédiaire à partir des empreintes et de leurs caractéristiques sur les essais triés ou non ;
- lecture intermédiaire des courbes sélectionnées au cours de l'exécution ; ces deux lectures sont pratiquées au stade intermédiaire du mode d'acquisition « *pas multiples* » du logiciel Winpod™ ;
- lectures finales des empreintes résultantes D et G et des SDC des CP, soit l'étape finale prévue par le logiciel, une fois actionné l'onglet « valider » après sélection des essais. Nous ne parlerons ici que des lectures intermédiaires.

La sélection des essais est importante : moins les essais sont nombreux, meilleure est la reproductibilité des courbes de force dite GRF, conditions que signale l'index de réussite (figure 19.1).



Marche chaussée, profils de courbes différents, mais moins d'essais nécessaires à gauche pour obtenir d'emblée une courbe homogène

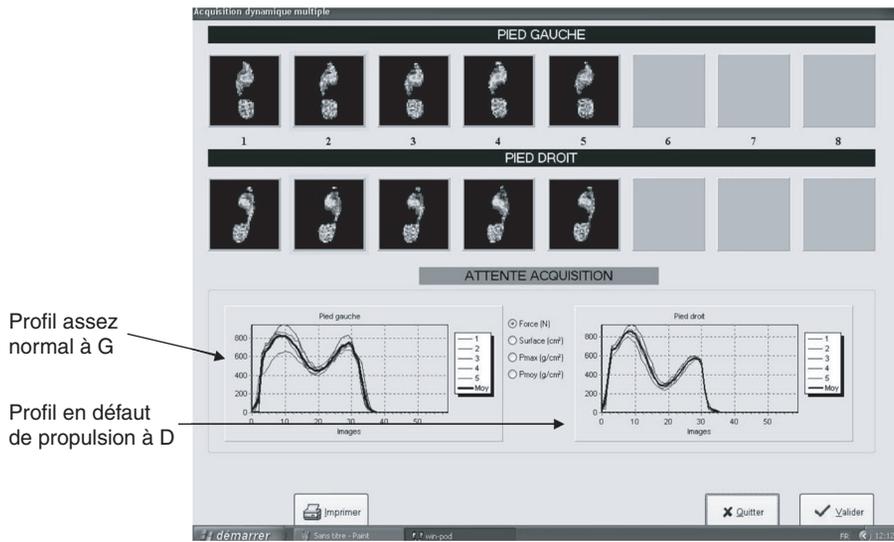
*FIG. 19.1. Enregistrement podométrique avec le logiciel Winpod™ : « index de réussite » différents pour les côtés droit et gauche, témoignant de la stabilité des conditions d'appui observées pour le côté gauche alors que les profils de courbes sont symétriques. En trait noir épais, courbe moyenne établie par le logiciel à partir des courbes de force dite GRF calculées pour chaque essai retenu.*

Sur les courbes calculées à partir des vignettes sélectionnées pour chaque pied, on observe :

- le profil général de la courbe « force » : amplitudes et situations respectives, dans leur ordre d'apparition, des deux pics d'appui monopodal puis de propulsion et la dépression de la courbe qui les sépare ;
- la dispersion des amplitudes des courbes sélectionnées autour de ces événements ;
- la dispersion des temps de survenue des événements : pics et dépression intermédiaire.

Le profil général de la courbe des forces dites GRF peut être conforme à celui qui était attendu ; cette invariance est signalée de la littérature [13] ; il peut s'en différencier totalement pour l'un, ou les deux pieds (figure 19.2). Utiliser une PFB présente l'intérêt de pouvoir faire varier les conditions de chaussage qui peuvent influencer la forme des courbes, comme le montrent deux enregistrements réalisés à quelques minutes d'intervalle : le premier avec des chaussures à talon libres de leurs déplacements, le second avec des talons de hauteur équivalente mais bridant l'arrière-pied (figure 19.3). La cadence n'est pourtant pas modifiée : quarante images correspondant à  $40 \times 16,6$  ms, soit 666 ms de temps d'appui détecté.

La répétition des essais n'implique pas obligatoirement une amélioration du profil au sens d'une diminution de l'amplitude des écarts entre les points de courbe pris à une phase donnée du déroulement de l'appui. Ainsi, le profil d'un sujet chez lequel on vient de mettre en place, à gauche, une attelle à effet releveur du pied est assez stable dès les premiers passages (figure 19.4). Le profil des courbes des deux pieds est proche, mais l'orthèse « homogénéise » les appuis du côté du pied séquentiel d'une compression radulaire L5 sur hernie discale.



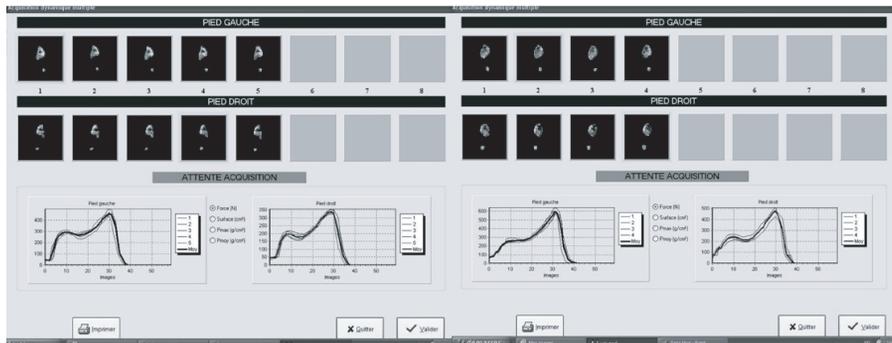
Profil assez normal à G  
 Profil en défaut de propulsion à D

32 essais triés, 5 retenus de chaque côté

Index D-5/12/32

Index G-5/20/32

FIG. 19.2. Les index de robustesse montrent qu'il a été beaucoup plus difficile de recueillir des essais réussis à gauche. La courbe de forces dite GRF est plus proche de la courbe attendue, mais il y a bien une dispersion des valeurs autour de la force en phase de réception (« acceptance of weight ») qui renvoie à l'examen clinique.



Premier chaussage,  
 hauts talons,  
 pieds sans attache arrière

Deuxième chaussage,  
 hauts talons,  
 avec une bride arrière

32 essais triés à chaque fois

FIG. 19.3. Effet du chaussage sur les profils de courbe : même nombre d'essais, chez la même personne (sans pathologie actuelle du pied ni plainte), le même jour. Personne actuellement suivie pour vertige paroxystique bénin (VPPB).

Pour les sujets aux pathologies complexes dont la plainte est une instabilité à la marche, il est essentiel de vérifier, sans préjugé, comment les appuis se déroulent : la figure 19.5 concerne une personne de 50 ans présentant une hypermobilité de la cheville gauche qui occasionnait des dérobements mais souffrait aussi de troubles posturaux d'origine oculaire et visuels ; malgré la répétition des essais, il a été très difficile d'obtenir des courbes homogènes.



16 premiers essais, sélection hors « essais mordus » sans autre critère de tri. Mise en place d'une orthèse au membre inférieur à G pour atteinte des releveurs : premier essaiage !

FIG. 19.4. Facilité de gestion immédiate d'une orthèse gauche à effet releveur. Toutefois, pour ce côté, il y a eu plus d'essais mordus (4/8 à G contre 3/8 à D). À droite, le traitement se réduit pour l'instant à une simple semelle de compensation.

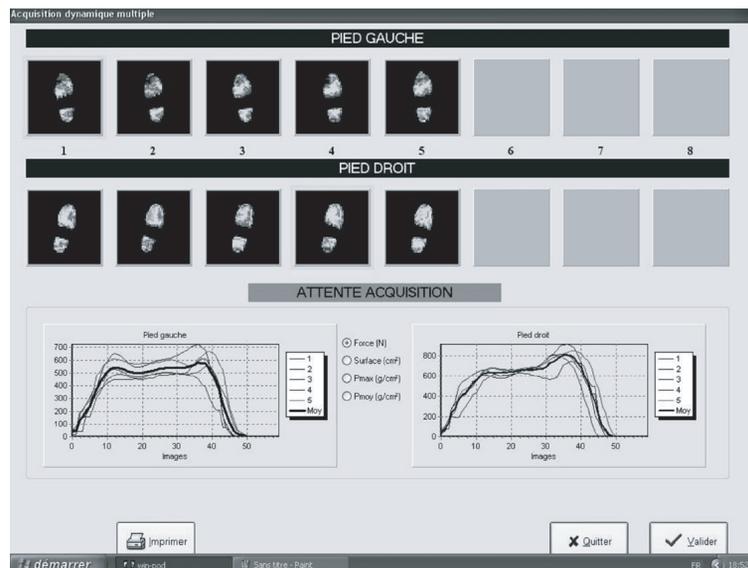


32 essais  
triés

Personne qui se sent globalement instable, avec troubles visuels reconnus et déroboement de la cheville gauche. Ici marche enregistrée pieds nus. Le profil de courbe est tout à fait atypique à D du côté de la cheville malade, mais les deux séries de courbes restent dispersées malgré le nombre d'essais.

FIG. 19.5. Syndrome postural connu, descendant, mais compliqué d'une atteinte de la cheville droite. Profils différents des courbes droites et gauches. La difficulté relative à définir un profil moyen signale le caractère aléatoire des appuis.

La lecture des paramètres permet également une évaluation immédiate de chaussures sur mesure ; ces données doivent, bien entendu, être confrontées à l'observation visuelle de la marche et aux commentaires du sujet. Il n'est pas rare de constater une différence de résultat selon le pied ; elle nécessite des corrections jusqu'à ce que les deux points de vue, celui du patient et celui des professionnels, s'accordent en s'appuyant sur les repères objectifs des appuis (figure 19.6).



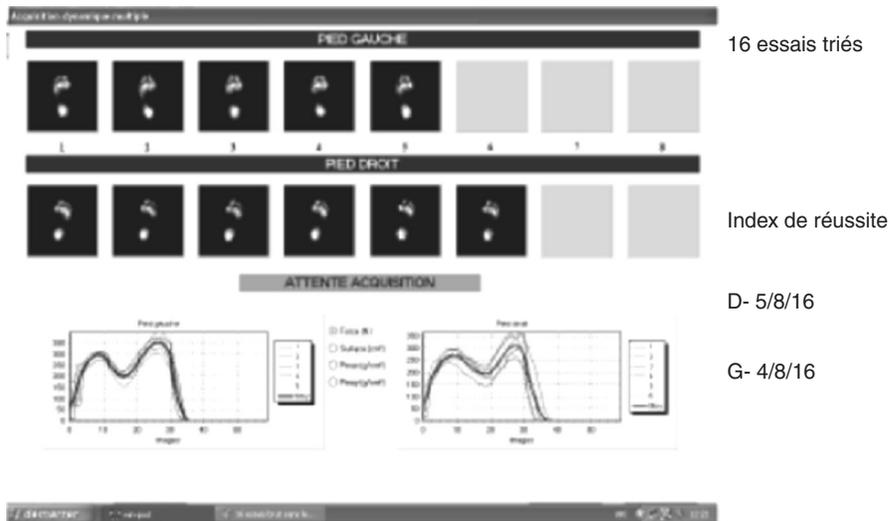
Contrôle de livraison de chaussures sur mesures  
(contexte rhumatologique de plus de 70 ans)

*FIG. 19.6. Livraison de chaussures : la patiente se sent bien à droite, mais garde un appui douloureux du gros orteil gauche. On note l'instabilité dynamique du pied gauche. Les corrections viseront à rapprocher les profils des deux pieds.*

Plus aisée est l'interprétation des enregistrements chez les sujets pour lesquels la plainte est une instabilité : les constatations cliniques et les résultats après protocole de marche convergent. Les images constituent alors une base qui permet d'objectiver son évolution, surtout si la convergence entre la plainte et l'observation clinique ne se vérifie plus (figure 19.7).

Après intervention sur les deux pieds, par exemple sur des déformations de type pied bot, les enregistrements permettent de comparer les conséquences sur l'adaptation d'un même système nerveux sur les déformations et les déficiences propres à chacun des deux pieds (figure 19.8). La meilleure qualité de l'empreinte plantaire d'un côté ne signifie pas obligatoirement une bonne qualité de son programme d'appui ; cette observation souligne l'intérêt de l'approche posturale à travers la stabilisation dans le temps des déroulements successifs des appuis. L'empreinte de chacun des deux pieds reste le meilleur élément de prévention et de suivi des kératodermies et/ou des sur- ou sous-utilisations de zones d'appui. L'analyse posturale est une autre étape d'exploitation de la baropodométrie.

En observant cliniquement une patiente marcher avec des chaussures à talons, puis en l'observant marchant pieds nus, il est souvent facile de décrire le rôle favorable ou



insuffisance musculaire sur valgus constitué  
Instabilité perçue lors des appuis droits

FIG. 19.7. En 16 essais : le patient montre du côté gauche une belle homogénéité des courbes, qui n'existe pas à droite. Sa plainte, une instabilité à l'appui, concernait le côté droit.

Marche instable  
sans chaussage  
adapté  
(pieds mal formés)

Le pied gauche  
a un bien meilleur  
appui que le pied  
droit

Sur 32 essais  
triés, les courbes  
paraissent plus  
homogènes du  
côté droit.



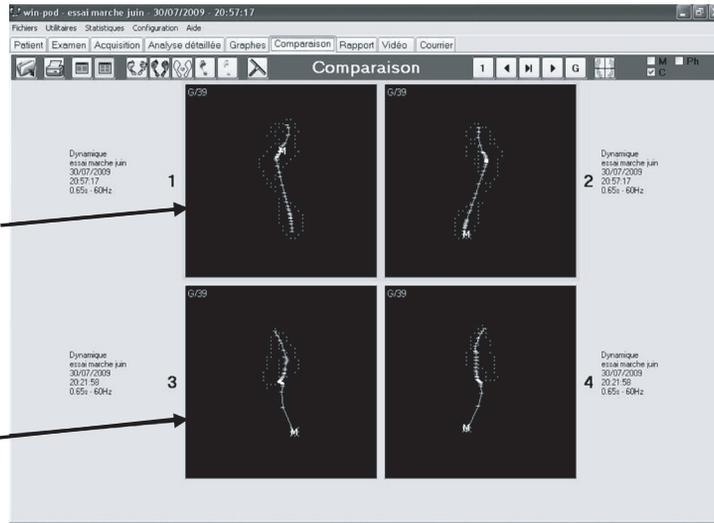
FIG. 19.8. Pied droit opéré dans l'enfance pour pied bot puis réopéré. Pied gauche discrètement atteint cliniquement. Cette personne, de moins de 30 ans, bénéficie de chaussures sur mesure car sans elles, la marche est instable.

défavorable du chaussage dans la stabilisation du pied à l'appui. Dans l'exemple d'une marche en chaussures à talons hauts sans bride arrière (figure 19.3), l'observateur visualise un mouvement par déstabilisation frontale du pied. Ce défaut est parfaitement retrouvé sur l'image baropodométrique lorsque les SDC du CP montrent des inversions successives de sens, atypiques par rapport à la biomécanique normale du pied qui semble en place quand la marche est enregistrée pieds nus (figure 19.9).

Images  
résultantes  
des essais

Marche pieds nus

Marche  
en chaussures  
à hauts talons



À cadence de confort équivalente, les centres de pression successifs quittent un pattern normal pour dessiner des changements de direction multiples

FIG. 19.9. L'usage de hauts talons désorganise le pattern du CP. Chez cette personne qui a l'habitude d'en porter, le pattern de substitution (pieds nus) révèle un travail du pied différent, avec des changements en pronosupination multiples.

Il existe une catégorie de sujets qui, ne se plaignant pas d'appuis instables au pied, consultent pour les conséquences de cette instabilité, par exemple pour une tendinopathie des fibulaires droites devenue chronique et invalidante dans la vie courante. Même en 16 essais, dont aucun mordu, et une fois éliminés les plus mauvais, il apparaît nettement que de la phase d'appui taligrade au début de la phase plantigrade, la réalisation est plus aléatoire du côté droit (figure 19.10).

Tendinopathie  
des fibulaires  
devenue chronique  
à droite

Première  
consultation :  
enregistrement  
limité à 16 essais  
en raison  
de la douleur

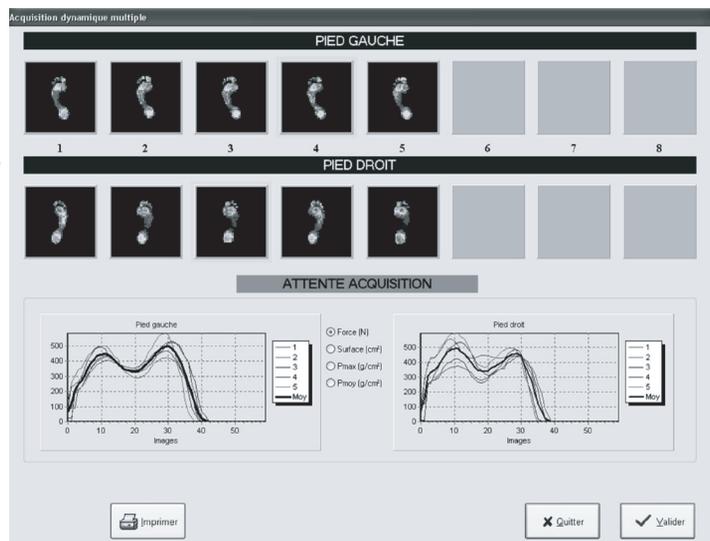


FIG. 19.10. Appui initial aléatoire pour le pied droit, du côté de l'atteinte des fibulaires. Sur les cinq images des déroulements d'appui droits conservés, la première montre clairement un appui varié, la douleur obligeant ce patient à chercher par la suite à appuyer plutôt « sur l'intérieur du pied » (les quatre images à la suite).

## DISCUSSION

### La notion de pattern et sa signification

En posturographie conventionnelle, le statokinésigramme (SKG) peut être analysé selon des critères sélectifs prenant en compte la construction du signal selon l'échelle des temps et l'échelle spatiale (normes 85), avec une interprétation habituellement bipolaire : sujets avec ou sans problème postural. L'interprétation du signal enregistré pour la marche en posturographie séquentielle est un peu plus délicate. Tout d'abord, la marche ayant servi et servant encore de modèle pour l'analyse du mouvement, il est admis que cette activité redondante, pratiquée à cadence régulière, sur sol plat et dans une atmosphère appropriée, permet de mettre en évidence des signaux « stabilisés ». Les variables qu'enregistrent les capteurs embarqués, donc portés par le sujet, sont proches d'un enregistrement à l'autre, et d'un sujet à l'autre. Cette régularité permet, par exemple en cinésiologie, de proposer des *patterns* ou schémas d'activation musculaire, dont le profil moyen se situe au sein d'un corridor des valeurs [11]. La cinétique (sur plateau de force) et la cinématique (d'après l'analyse des trajectoires) montrent des patterns ou schémas de mobilisation articulaires pour les différentes jonctions intersegmentaires, genou, cheville, hanche. Ils sont directement mesurés (goniométrie électronique, accélérométrie) ou sont déterminés par calcul dans le cadre de l'AQM (mesures vidéo plus ou moins complexes et non plus par capteurs embarqués). Ces données concernent des « acteurs » du système locomoteur ; système et non plus appareil locomoteur car aux spécificités de l'appareil que l'on peut expliquer et simuler en s'appuyant sur les disciplines de la physique, particulièrement la mécanique, s'ajoute ici toute la complexité des commandes asservies et de la gestion des programmes [13]. Les patterns que la baropodométrie met en évidence prennent aussi en compte la production et la gestion de l'information au sein du système locomoteur. Ainsi, lorsque nous utilisons un plateau de force ou une PFB, le schéma reproductible qui apparaît à travers le signal restitué, ce pattern, doit être considéré comme la résultante d'une série d'événements physiques, eux-mêmes reflets d'une série ordonnée d'événements biomécaniques en relation avec la tâche motrice en cours. Il s'agit d'une traduction « hors du corps » de programmes gestuels et de leurs conséquences sur les différents segments de l'organisme. L'extériorisation de ces programmes permet d'accéder à la fonction d'équilibration posturale, partie intégrée à la CPC du sujet. Un programme redondant tel que la marche permet d'identifier une signature du geste, ici la phase d'appui, signature reconnaissable entre différents individus, parce qu'ayant une grande part commune. La trace du CP, SDC de la marche, est reconnue comme représentative de l'appui (COPPI des Anglo-Saxons). Ce pattern est directement objectivé par la PFB ; d'autres signatures ou patterns sont établis après calcul par un logiciel, dont le pattern de la courbe de force (réaction au sol) que nous avons pris pour critère de jugement. Ces signatures peuvent changer dans les détails mais pas dans leur trame, dès lors que l'on fait varier les conditions d'exécution de façon suffisante (dégradation du support, modification des conditions d'interfaçage par le chaussage, variation de la tâche motrice par port simultané de charge...). Ces signatures sont altérées lorsque les déficiences que présentent les patients sont suffisamment importantes pour dégrader leur marche.

### La qualification du pattern

Nous n'avons exploité qu'un seul mode de lecture, celui qui observe les courbes sélectionnées au cours de l'exécution du protocole, plutôt que les empreintes baropodométriques résultantes. Ce choix découle des postulats (cf. « Méthodologie ») relatifs au concept de reproductibilité d'un programme et à sa signification.

Lorsque les sujets présentent un profil de courbe attendu (deux pics nets et une dépression marquée pour environ respectivement 20, 40 et 80 % des temps de l'appui observé), les événements sont non seulement normaux, mais aussi reproduits dans une marge de valeurs étroite. On ne peut suspecter ni une désorganisation de ces programmes, ni un défaut des effecteurs tel qu'il ne puisse pas être compensé. L'intérêt de la question posée à la suite de l'examen clinique est justement l'éventuelle mise en évidence d'un défaut. Si, sur un tel profil des courbes, un grand nombre (6 à 7) ou la totalité (les 8 passages) sont très proches les unes des autres (rassemblées), on ne peut pas suspecter une stratégie aléatoire d'exécution de la tâche motrice. Un profil typique mais des valeurs dispersées permettent d'avancer l'hypothèse d'un programme en place mais d'une exécution délicate. La comparaison des résultats en fonction du côté observé dicte en principe l'attitude suivante : reprise soigneuse à l'examen local puis locorégional si un seul pied semble touché, reprise d'un examen général sinon.

Lorsque, sur un des deux pieds, les sujets présentent un profil de courbe atypique, l'examen clinique préalable le laissait présager ou non. Dans les deux cas, il faut déterminer si ces anomalies se reproduisent de façon redondante ou si elles sont aléatoires. Dans la redondance, les courbes sélectionnées doivent être rassemblées autour du profil retenu, la robustesse de la stabilisation du programme se jugeant par *l'index de réussite* (cf. « Lecture des résultats », p. 178) ; dans une gestion aléatoire, on jugera de la dispersion des valeurs aux points critiques de courbe. L'index de réussite renseignera sur les vraies difficultés de latéralisation ou d'exécution motrice, ceci en liaison avec les constatations cliniques préalables. Si ces dernières laissaient présager le résultat, seule une série de cas analogues analysés permettrait d'affirmer qu'il existe un profil atypique mais spécifique pour la pathologie envisagée et que l'amplitude de dispersion des valeurs reflète la gravité des constatations cliniques. Dans le cas où le résultat est surprenant par rapport à l'examen clinique, ce dernier doit être repris méticuleusement et surtout l'imagerie doit formellement établir le constat lésionnel. Une divergence entre un constat lésionnel négatif et une expression fonctionnelle à la marche enregistrée sur PFB positive peut s'expliquer selon deux schémas physiopathologiques : il s'agit soit d'un trouble fonctionnel du système locomoteur, soit de la conséquence d'une lésion située ailleurs qu'au pied.

Quelle que soit la situation, si la marche semble devoir bénéficier d'une orthèse, cette hypothèse est facile à tester en représentant la différence entre courbes obtenues pieds nus puis avec compensation.

La stabilité tout au long de l'exécution d'un geste, résultat d'une adaptation posturale, présume que le sujet utilise un (des) programme(s) connu(s) et expérimenté(s) ; que ce(s) programme(s) est (sont) établi(s) conformément aux problèmes mécaniques qu'il connaît par ailleurs, que son autoévaluation permanente (rétroaction physiologique), liée à son usage habituel (geste régulièrement utilisé), l'a mis à jour au sens biomécanique du terme ; il s'agit d'un programme stabilisé dans sa forme et dans le temps, et bien sûr adapté. On parle alors de stabilité/pérennité avec pour conséquences cliniques prédictibles l'optimisation des ressources musculaires, l'optimisation des temps d'exécution, l'optimisation du taux de réussite dans l'exécution de la tâche motrice envisagée. Vis-à-vis de la posture, l'optimisation des ressources musculaires se traduit par un meilleur rendement énergétique, l'absence de microtraumatismes ; l'optimisation des temps d'exécution se traduit par de bons compromis vitesse/précision, vitesse/endurance ; l'optimisation du taux de réussite se traduirait par une accession possible à une tâche plus complexe : port d'objet, double tâche, support différent, vitesse d'exécution différente, et aussi par l'absence d'échecs, en l'occurrence de chutes (chutes vraies, ou déséquilibres qu'il a fallu rattraper).

### Utilisation des acquisitions pour les différents acteurs en posturologie

Les courbes typiques ou atypiques, autour desquelles la dispersion des valeurs est remarquablement faible pour un pied, remarquablement élevée pour l'autre, conduisent à vérifier l'hypothèse que le sujet présente de ce côté-là une entrave à la régulation posturale, par exemple une instabilité majeure articulaire non compensée par la qualité des groupes musculaires desservant cette articulation. Ceci intéressera tout posturologue.

L'examen clinique en termes de bilan permet de définir si le pied est sain ou non. Il permet aussi de définir si le sujet est capable de tâches d'équilibration, et, dans ce cadre, si le travail du pied paraît anormal ou non. Il reste quand même deux incertitudes. Si les éléments de stabilisation du pied sont altérés (ligaments, muscles, surfaces articulaires, voire plusieurs de ces acteurs intriqués), la question des conséquences sur la marche reste posée. La prise en compte du pattern extériorisé permet de connaître la conformité ou non du programme déployé à la marche, et, pour ce programme, la stabilité/pérennité dans son exécution ou non. Dans ce dernier cas, la prévention (sinon la prise en charge) des risques consécutifs à cette instabilité relève de l'adaptation de l'appui telle que la réalise le podologue et de l'adaptation/rééducation des programmes posturaux tels que les réalise le kinésithérapeute.

Mais le pied n'est pas le seul acteur en cause ; il peut même être atteint en tant que victime expiatoire d'une situation née ailleurs. Le travail du pied ou, pire, sa surcharge de travail s'expliquent par la nécessité de rattraper des conditions détestables d'appui conditionnées ailleurs qu'au pied. Il peut s'agir d'un travail bien fait (programme stabilisé) au prix d'un appui dangereux pour l'avenir du pied ; il peut s'agir aussi d'un travail insuffisant pour la stabilisation repérable à travers la dégradation de son pattern de marche. Dans tous les cas de figure, la lecture des empreintes dynamiques baropodométriques permet de décrire le travail d'interfaçage pied/support et les modifications de cet interfaçage lorsqu'on introduit des éléments de chaussage ou d'appareillage [14]. On pourra reprocher à ce système de ne pas être assez précis pour dissocier ce qui concerne le pied de ce qui revient à d'autres articulations portantes, ou au rachis. Pour répondre à cette critique prévisible et justifiée, tout en restant dans le cadre de la posturographie séquentielle, nous utilisons depuis trois ans de nouveaux capteurs développés par la société Movea, et mis à la disposition des professionnels depuis septembre 2008 sous la forme d'une solution toute prête à l'emploi<sup>1</sup>.

Les perturbations posturales enregistrées en posturographie conventionnelle pourraient inciter à tester la qualité des déplacements dynamiques, c'est-à-dire la CPC en situation [12]. Mais les sujets présentant des anomalies du système d'ancrage postural ont-ils obligatoirement une altération de leurs programmes de marche, lorsque ceux-ci sont analysés selon cette méthode ? Peut-il exister des sujets apparemment « handicapés posturaux » ne présentant pas d'altération de leur CPC en dynamique des situations ? Ainsi formulée, cette double question peut paraître choquante : pour la remise en cause des postulats posturocinétiques qu'elle suppose et pour la suggestion d'un schisme entre scrutateurs de la CPC selon qu'ils observent la position de référence (avec les conséquences cliniques et thérapeutiques que de nombreux collègues en retirent) ou procèdent à une analyse du mouvement à travers les gestes usuels. Il existe cependant une complémentarité certaine dans l'approche

---

1. RMInformatique, Rodez.

des problèmes podologiques et plus généralement d'appui. La PFB conjugue la facilité de réalisation de l'enregistrement, la pertinence des réponses apportées aux questions posées par l'examen clinique [15] et l'accessibilité, qu'il s'agisse des utilisateurs ou des bénéficiaires. Ce sera le rôle des études à venir de lever toute ambiguïté sur les réponses à ces questions.

## CONCLUSION

De nombreux podologues, des kinésithérapeutes et quelques médecins connaissent la baropodométrie. Une PFB semble l'outil le plus facilement intégrable dans un cabinet, et il est donc intéressant de vérifier en quoi un protocole aménagé spécifiquement peut permettre de qualifier la « stabilité/pérennité » d'un mouvement. Dans cette conduite sont sous-entendus des processus de maintien de l'équilibre alors que tout est fait pour réussir la tâche motrice envisagée. Sur l'exemple d'une activité redondante habituelle, la marche en espace protégé à cadence de confort, facilement contrôlée par le sujet, il est possible d'apporter une expertise podologique complémentaire de celle qui consiste à évaluer le pied en respectant les procédures de posturographie conventionnelle. Une telle expertise permet d'affirmer ou, au contraire, d'infirmer le bien-fondé de certaines hypothèses physiopathologiques, notamment le concept d'instabilité articulaire perturbatrice du mouvement programmé. Elle peut aussi objectiver et immédiatement quantifier les modifications apportées par la prise en charge que propose le podologue. Le concept de posturographie séquentielle, que nous avons proposé il y a quelques années, devrait permettre, en suscitant des protocoles dédiés adaptés à l'usage d'une PFB par des études avec des cohortes de patients, de mieux préciser les limites mais aussi les possibilités ainsi offertes aux praticiens dans leur exercice quotidien.

## RÉFÉRENCES

- [1] Gagey PM, Weber B. Posturologie, régulation et dérèglements de la station debout. 3<sup>e</sup> éd. Paris : Masson ; 2004.
- [2] Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GaitRite walkway system for spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture* 2003 ; 17 : 68-74.
- [3] Coulomb Y, Briault H, Eythrib N, Renard S. La marche humaine, description clinique et analyse instrumentale. *Podologie 2008, entretiens de Bichat*. Paris : Expansion Scientifique Française ; 2008. p. 3-12.
- [4] Cornu JY. Toulouse : Medicauteurs SA [sous presse].
- [5] Cornu JY, Lehmans JM. Biomécanique et marche humaine, l'écofonctionnalité en clinique quotidienne. *Podologie 2008, entretiens de Bichat*. Paris : Expansion Scientifique Française ; 2008. p. 13-8.
- [6] Darmana R. Étude biomécanique du déroulement du pas : intérêt pratique des moyens modernes de mesure. In : Hérisson C, Aboukrat P, Rodineau J, éd. *Le pied du marcheur*. Montpellier : Sauramps Médical ; 2008. p. 50-8.
- [7] Cornu JY, Jeunet L, Dussaucy A. Le contact pied-sol au cours de la marche : analyse biomécanique et podométrique. In : Hérisson C, Aboukrat P, Rodineau J, éd. *Le pied du marcheur*. Montpellier : Sauramps Medical ; 2008. p. 35-9.
- [8] Cornu JY, Jeunet L, Garbi T. La baropodométrie dans l'examen postural. In : Hérisson C, Cornu JY, Aboukrat P, Belhassen S, éd. *Pied et posturologie*. Montpellier : Sauramps Médical ; 2001. p. 127-44.
- [9] Bouisset S, Maton B. Coordinations musculaires dans la locomotion. *Muscles, posture et mouvement*. Paris : Hermann ; 1995. p. 500-36.

- [10] HAS. Rapport (2007). Séance de prévention des lésions par le pédicure-podologue : évaluation instrumentale. Annexe IV, 2. 2, 41. Téléchargeable sur [www.has-sante.fr](http://www.has-sante.fr).
- [11] McPoil TG, Cornwall MW. Variability of the center of pressure pattern integral during walking. *Am Podiatr Med Assoc* 1998 ; 88 (6) : 259-67.
- [12] Cornu JY, Dussaucy A, Jeunet L. La baropodométrie. In : Hérisson C, Aboukrat P, Claustre JE, éd. *Progrès en médecine et chirurgie du pied*. Montpellier : Sauramps Médical ; 2004. p. 22-38.
- [13] Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait*. 2<sup>e</sup> éd. University Waterloo Press ; 1991.
- [14] Allard P, Stokes IA, Bianchi JP. *Three-dimensional analysis of human movement*. Champaign : Human Kinetics ; 1995.
- [15] Cornu JY, Ruault C. Intérêt de la baropodométrie dans la validation du choix de type de décharge chez le patient diabétique. *J Plaies Cicatrisations* 2009 ; 14 (67) : 24-31.

# LA RÉDUCTION DE LA SURFACE D'APPUI MODIFIE-T-ELLE LA RÉGULATION POSTURALE ?

M. Janin<sup>1,2</sup>, P. Dupui<sup>1</sup>

*La réduction expérimentale homogène de la surface d'appui de la sole plantaire entraîne, à polygone de sustentation constant, des augmentations significatives de la surface, de la longueur du statokinésigramme, du rapport LFS et de la vitesse moyenne du centre de pression. Elle est liée à la nouvelle répartition des pressions sur les récepteurs.*

La diminution de l'information somesthésique cutanée plantaire initiée par la mise en jeu de mécanorécepteurs modifie le contrôle postural. Ce résultat a déjà été obtenu en créant un déficit informatif, soit en réduisant la surface du polygone de sustentation [1], soit en modifiant la qualité de l'information plantaire par une épaisseur de mousse placée sous la totalité de la surface d'appui [2, 3]. Réduire la surface des appuis du pied sans modifier ni la qualité de l'information ni la taille du polygone de sustentation devrait permettre de compléter ces données et d'améliorer nos connaissances sur le rôle des afférences plantaires dans le contrôle des activités posturocinétiques [4]. La réduction de la surface d'appui au sol, en diminuant les points de contact plantaires – et donc les informations fournies au système postural – sans réduire le polygone de sustentation, devrait augmenter les oscillations qui maintiennent la stabilité et nécessiter de la part du système postural de nouvelles tactiques. Dans ce cas de figure, la sole plantaire n'étant pas stimulée et le polygone de sustentation restant inchangé, aucune variation particulière n'est à attendre dans la répartition des pressions.

## MATÉRIEL ET MÉTHODE

### Population

L'étude a inclus 16 volontaires (8 femmes et 8 hommes) droitiers du pied. Leur latéralité podale a été déterminée par le test de frappe de balle : le pied qui frappe la balle est considéré comme le pied moteur, l'autre comme pied d'appui [5].

### Matériel

Les paramètres stabilométriques ont été enregistrés par une plate-forme de barostabilo-podométrie et directement calculés par le logiciel Fusyo 4<sup>TM</sup>. Ont été pris en compte : la position du centre de pression (CP) en  $x$  et en  $y$ , les variables LFS

---

1. Laboratoire de physiologie, Faculté de médecine de Rangueil, 113, route de Narbonne, 31062 Toulouse cedex, France

2. 7, rue de Treguel, 86000 Poitiers, France

(longueur en fonction de la surface) et VFY (variance en fonction de la position moyenne en  $Y$ ), la variance de la vitesse (VV) et la vitesse moyenne (VM), la valeur efficace des amplitudes moyennes ou *root mean square* (RMS) et la répartition droite/gauche des pressions plantaires.

### Réduction de la surface d'appui

La réduction de la surface d'appui au sol a été obtenue en équipant de crampons des chaussures d'alpinisme. Le sujet, yeux ouverts, talons alignés et pieds à 30° positionnés par un gabarit amovible retiré pour l'enregistrement, porte ces chaussures soit sans soit avec les crampons. L'acier utilisé pour ces crampons (Sarken V2s T10ll 22-Leverlock 12 pointes, société Petzl Charlet) est choisi spécifiquement pour sa dureté et sa rigidité. La configuration des crampons ne met que 10 des 12 pointes en contact avec le sol : les deux pointes avant, quasiment horizontales, ne le touchent pas. La structure horizontale du cadre de la chaussure et la longueur des pointes assurent aux sujets une stabilité maximale. Lorsqu'ils se déplacent ainsi équipés, ils perçoivent au niveau de leurs soles plantaires des points où la pression de leur poids corporel s'exerce davantage ; ces points sont, bien entendu, ceux, globalement, situés juste au-dessus d'un crampon. On peut donc considérer que ce dispositif crée des zones d'hyperappui en regard des crampons et des zones d'hypoappui entre les crampons.

### Procédure

Après une phase de familiarisation avec le dispositif expérimental, le sujet a frappé une balle, le pied qu'il utilise étant défini comme le pied moteur et le pied controlatéral comme pied d'appui. Il a ensuite participé à deux enregistrements successifs, l'un sans, l'autre avec crampons, l'ordre de passage étant tiré au sort. Les deux enregistrements ont été pratiqués (51,2 s ; fréquence d'acquisition 40 Hz) en conditions standard de l'Association Posture et équilibre [6], yeux ouverts, talons alignés et pieds à 30° positionnés par un gabarit amovible, retiré pour l'enregistrement, le sujet étant équipé des chaussures d'alpinisme soit sans soit avec les crampons.

### Analyses statistiques

Les paramètres du centre de pression (positions en  $x$  et en  $y$ , surface, longueur, VV, VM, VFY, LFS et RMS) et ceux de la distribution des pressions sous chaque pied ont été soumis à une analyse de variance (ANOVA) à mesures répétées prenant en compte la condition de réduction de la surface d'appui (sans [SC] et avec [AC] les crampons).

## RÉSULTATS

L'âge moyen des 16 sujets se situe à 24 ans  $\pm$  19 mois, leur taille à 174  $\pm$  21 cm, leur poids à 71,5  $\pm$  6,3 kg.

Il existe une différence significative entre les conditions avec [AC] et sans [SC] crampons pour les paramètres du CP : surface, longueur, LFS, VM (tableau 20.1), et pour la répartition des appuis. Les paramètres : position en  $x$  et en  $y$ , VFY, RMS et VV ne présentent aucune différence significative entre ces deux conditions [SC] et [AC].

TABLEAU 20.1 – VALEURS DES CRITÈRES STABILOMÉTRIQUES MODIFIÉS SIGNIFICATIVEMENT PAR L'ADJONCTION DE CRAMPONS AUX CHAUSSURES DU SUJET (n = 18).

	<i>Sans crampons</i>	<i>Avec crampons</i>	<i>Signification (p)</i>
Surface (mm <sup>2</sup> )	123,49 ± 62,97	153,58 ± 77,81	< 0,05
Longueur (mm)	397,75 ± 102,22	451,05 ± 107,48	< 0,05
LFS	0,919 ± 0,26	0,991 ± 0,27	< 0,05
VM	8,5 ± 1,97	9,56 ± 2,38	< 0,05

La réduction de la surface d'appui du sujet que crée la mise en place des crampons provoque pour [AC] par rapport à [SC] : une augmentation moyenne de 30 mm<sup>2</sup>, significative ( $p < 0,05$ ), de la surface parcourue par le CP ; une augmentation moyenne de 53,29 mm, significative ( $p < 0,05$ ), de la longueur parcourue par le CP ; une augmentation significative du rapport LFS ( $p < 0,05$ ), plus proche de 1 [AC] (0,991) que [SC] (0,919) ; une augmentation significative ( $p < 0,05$ ) de la VM, 1 mm/s, des déplacements du CP.

### Répartition des pressions sous les pieds d'appui et moteur

La réduction de la surface d'appui par la mise en place des crampons [AC] entraîne une modification significative ( $p < 0,0001$ ) de la répartition des pressions entre pied moteur et pied d'appui. Par rapport à la condition [SC], elle accroît la pression sous le pied moteur de 7,5 % en moyenne, au détriment du pied d'appui (figure 20.1).

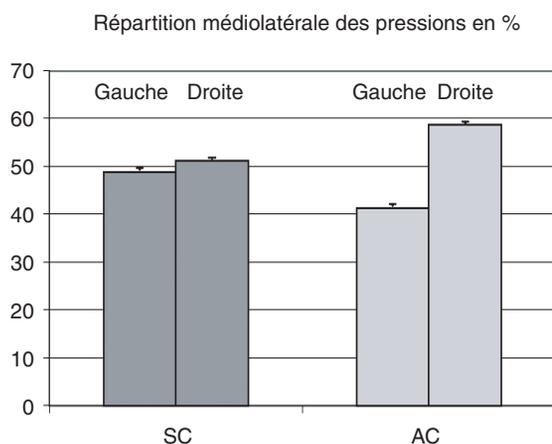


FIG. 20.1. Variation de la répartition des pressions médiolatérales (podométrie) selon que les chaussures du sujet sont [AC] ou non [SC] pourvues de crampons. La présence de crampons accroît la pression sous le pied moteur (droite) de 7,5 % en moyenne aux dépens du pied d'appui (gauche).

## DISCUSSION

La procédure utilisée entraîne une réduction de la surface d'appui au sol : elle vaut dans la condition [SC] 148 ± 22,13 cm<sup>2</sup>, dans la condition [AC] elle est réduite,

par l'intermédiaire des crampons, à  $5 \text{ mm}^2$  ; mais, contrairement à la position unipodale, cette situation sur crampons ne modifie en rien la surface du polygone de sustentation. En revanche, maintenir la stabilité est plus difficile : surface et longueur du trajet du CP, qui traduisent la performance posturale, augmentent significativement. Lorsque cette tâche est plus délicate, les différentes boucles du contrôle postural étant activées [7, 8], le sujet utilise l'ensemble des messages sensoriels afférents qui lui fournissent un niveau d'information suffisant pour répondre à cette contrainte. Dans la condition expérimentale mise en œuvre, la quantité d'informations sensorielles fournie par [AC] est drastiquement réduite par rapport à la situation habituelle [SC]. Dans cette condition [SC], en effet, l'ensemble des mécanorécepteurs de la sole plantaire réagit avec une efficacité optimale à la seule forme de stimulus que sont les oscillations posturales. Les boucles de régulation mises en jeu et la réponse motrice sont traduites par la surface et la longueur du CP de référence et par une distribution des pressions relativement symétrique (50 % sous chaque pied). La réduction importante de la surface d'appui sans modification significative de celle du polygone de sustentation provoque une instabilité posturale que traduisent surface et longueur parcourues par le CP, témoins de l'augmentation des oscillations. Le protocole permet que la quantité de mécanorécepteurs cutanés disponibles pour transmettre l'information sensorielle soit la même dans les deux conditions [SC] et [AC], mais dans celle-ci, le nombre de récepteurs cutanés activés est fortement diminué : la pression qu'exerce le pied sur le sol n'est alors transmise que par les 8 pointes des crampons. La transmission de la modalité « pression » est alors de deux ordres : les récepteurs recevant ce surcroît de pression augmentent leur activité, soit l'amplitude et la fréquence du potentiel générateur qui lui sont proportionnelles ; à l'inverse, le récepteur recevant moins de pression transmet peu ou pas d'information. Le sujet adapte sa réponse posturale en augmentant ses oscillations : elles couvrent une surface et parcourent une longueur plus importantes, ce qui permet d'obtenir une quantité équivalente de messages sensoriels afférents, c'est-à-dire de conserver le seuil sensoriel utile (stimulus absolu). On peut admettre que le système s'adapte à la contrainte en augmentant la fréquence des ajustements en amplifiant les propriétés mécaniques de la sole plantaire, ce qui évite des déplacements du CP. Cette hypothèse sur la stratégie adoptée par le contrôle postural est étayée par l'augmentation de la VM qui, dans la situation contraignante AC, augmente la vitesse des oscillations de telle sorte que les capacités d'action et de détection du système sensorimoteur podal maintiennent leur efficacité. Le fait de « passer plus souvent » sur les récepteurs plantaires augmente leur nombre de décharges. La variation de pression est codée plus fréquemment et permet de maintenir le rapport de l'ensemble des segments corporels. Mais l'augmentation des amplitudes des oscillations génère un coût énergétique que traduit l'accroissement du LFS. Cette augmentation mérite cependant une interprétation prudente : elle tend vers la meilleure performance dans la condition la plus contraignante, mais donc la plus fatigante. Or la fatigue musculaire est souvent accompagnée d'une diminution de la fréquence de décharge des motoneurones  $\alpha$  ; elle serait la conséquence, lorsque les muscles sont fatigués, d'un retrait progressif des motoneurones  $\gamma$  provoqué par les afférences des fuseaux neuromusculaires [9-12] et par les afférences des fibres de petit diamètre activées par l'accumulation de métabolites. Cette réaction métabolique induite par la fatigue ne s'exprime pas ici, sans doute parce que le temps de contrainte pour effectuer la tâche posturale n'est pas suffisant. En revanche, il est possible que la défaillance du message sensoriel plantaire dans la condition [AC] soit compensée par une augmentation des décharges des mécanorécepteurs disponibles en augmentant la surface et la longueur des oscillations. Ce processus serait complété par les capacités que possède le système nerveux central (SNC) à différents niveaux de recruter en abondance des afférences périphériques demeurées insensibles à ces conditions [AC], principalement aux conditions

musculaires. Cette sélectivité augmenterait la surface et la longueur du statokinésigramme, signant la mise en œuvre par le SNC d'un principe d'économie, soit la réduction des degrés de liberté à contrôler simultanément [13, 14] ; quelle que soit la condition sensorielle, la réponse est alors aussi performante.

La condition [AC], plus contraignante que [SC], entraîne une augmentation importante (10 %) des pressions exercées au sol sous le pied moteur. Un travail antérieur nous a montré qu'une augmentation des pressions sous le pied peut se traduire par un déport du CP sous l'autre pied [15], ce qui permet de supposer que les sujets placent le CP enregistré sous le pied d'appui. Les ajustements posturaux à l'initiation de la marche définissent le pied moteur comme celui mis en avant au premier pas ou en réponse à une poussée inattendue [16] : le CP est toujours placé du côté opposé au pied qui va entamer le pas ; son inertie, qui permet sa mobilisation, sert à l'initiation du pas [17-20]. Ce déport du pied d'appui augmente le tonus des muscles du même côté ; il évite les effets déséquilibrants du mouvement, ce qu'il est habituel d'appeler les « ajustements posturaux anticipateurs ». Or ce protocole ne révèle aucun déplacement du CP dans le plan médian. Deux particularités des conditions expérimentales peuvent expliquer cette contradiction apparente. La première tient à la qualité stabilisatrice du chaussant des sujets, leurs chaussures étant de type chaussures pour l'alpinisme dont la capacité stabilisatrice est importante ; la deuxième peut venir de la rigidité des crampons, dont la forme réduit au maximum les forces latérales pour éviter de les déchausser, conception technique, pour des raisons de sécurité, de leur utilisation en pratique sportive.

L'ensemble de ces résultats complète et prolonge les études précédentes centrées sur la participation des informations tactiles plantaires au contrôle des activités posturocinétiques : les informations que perçoit la sole plantaire dépendent de la qualité de leur contact avec le sol.

Une diminution du nombre de récepteurs cutanés capables de coder la répartition des pressions affecte la stabilité posturale, provoquant une activité musculaire accrue. Les deux modalités de variation sensorielle qui permettent de conserver la posture de référence modifient soit les *paramètres de performance*, comme la longueur et la surface, soit les *paramètres de tactique* que traduisent les données de l'analyse fréquentielle.

Chez les sujets sains, devant une diminution importante du message sensoriel cutané plantaire, la sensibilité de la sole plantaire semble intervenir dans la régulation de la stabilité en gérant la position du CP tout en étant capable d'initier des tactiques d'équilibration posturale. Ce rôle de sensibilité podale dépend également de l'état fonctionnel de ses récepteurs cutanés, car ils sont les premiers organes sensorimoteurs codant et transmettant vers le SNC le message qui permet la régulation des activités posturocinétiques.

#### RÉFÉRENCES

- [1] Maki BE, McIlroy WE. Change in support balance reactions in older persons : an emerging research area of clinical importance. *Neurol Clin* 2005 ; 23 : 751-83.
- [2] Maurer C, Mergner T, Peterka RJ. Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res* 2006 ; 171 : 231-50.
- [3] Maurer C, Peterka RJ. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *J Neurophysiol* 2005 ; 93 (1) : 189-200 [erratum : 93 (6) : 3720].

- [4] Dupui P, Montoya R. Approche physiologique des analyses posturographiques statiques et dynamiques. In : Dupui P, Montoya R, Lacour M, éd. Posture et équilibre. Physiologie, techniques, pathologies. Marseille : Solal ; 2003. p. 13-29.
- [5] Bell J, Gabbard C. Foot preference changes through adulthood. *Laterality* 2000 ; 1 : 63-8.
- [6] Gagey PM, Weber B. Posturologie. Régulation et dérèglements de la station debout. 3<sup>e</sup> éd. Paris : Masson ; 2007.
- [7] Blackburn JT, Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Kinematic analysis of the hip and trunk during bilateral stance on firm, foam, and multiaxial support surfaces. *Clin Biomech* 2003 ; 18 : 655-61.
- [8] Allum JH, Carpenter MG. A speedy solution for balance and gait analysis : angular velocity measured at the centre of body mass. *Curr Opin Neurol* 2005 ; 18 : 15-21.
- [9] Paillard J. Le pilotage du moteur musculaire : la contribution des neurosciences à l'étude des activités physiques et sportives. In : Azemar G, Ripoll H, éd. Éléments de neurobiologie des comportements moteurs. Paris : INSEP ; 1982. p. 9-35.
- [10] Delwaide PJ, Olivier E, De Waelle J. Tonus musculaire et ses troubles. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Neurologie 17007A20* ; 1990.
- [11] Macefield G, Hagbarth KE, Gorman R, Gandevia SC, Burke D. Decline in spindle support to alpha-motoneurons during sustained voluntary contractions. *J Physiol* 1991 ; 440 : 497-512.
- [12] Massion J. De Marey à nos jours : un siècle de recherche sur la posture et le mouvement. In : Rougier P, Lacour M, éd. Posture et équilibre. Marseille : Solal ; 2006. p. 17-36.
- [13] Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL. Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med* 1998 ; 25 : 149-55.
- [14] Loram ID, Lakie M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing : the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol* 2002 ; 545 (3) : 1041-53.
- [15] Janin M, Dupui P. Effet d'une stimulation de la voûte plantaire par élément médio-interne de 3 mm. In : Borel L, Lacour M, éd. Posture et équilibre. Contrôle postural et représentations spatiales. De la neurobiologie à la clinique. Marseille : Solal ; 2007. p. 305-12.
- [16] Bouisset B, Maton B. Muscles, posture et mouvement. Paris : Herman ; 1996.
- [17] Burleigh AL, Horak FB, Malouin F. Modification of postural responses and step initiation : evidence for goal-directed postural interactions. *J Neurophysiol* 1994 ; 72 : 2892-902.
- [18] Burleigh A, Horak F. Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. *J Neurophysiol* 1996 ; 75 : 1619-28.
- [19] Nolan L, Kerrigan DC. Keep on your toes : gait initiation from toe-standing. *J Biomech* 2003 ; 36 : 393-401.
- [20] Kluzik J, Horak FB, Peterka RJ. Postural after-effects of stepping on an inclined surface. *Neurosci Lett* 2007 ; 413 : 93-8.

# POSTUROLOGIE ET RETOUR VEINOLYMPHATIQUE

M. Quancard-Rochoux<sup>1</sup>

*La physiopathologie des défaillances du retour veineux permet d'avancer, compte tenu de la clinique du défaut d'aplomb, que les orthèses plantaires soient proposées comme traitement.*

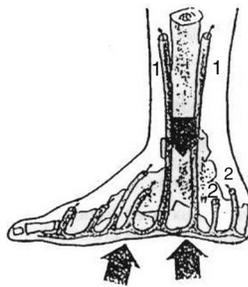
Quelle que soit la posture du sujet, la pression sanguine dans les artères perfuse tous les tissus de l'organisme. En revanche, les mécanismes assurant le retour du sang vers le cœur droit sont beaucoup plus complexes, particulièrement en raison du poids que représente la colonne veineuse statique en position debout [1, 2]. La posture est impliquée dans certains de ces mécanismes ; les dysfonctionnements du système postural d'aplomb, les postures antériorisées notamment, peuvent entraîner un déficit veinolymphatique.

## LE RETOUR VEINEUX

Plusieurs dispositions des membres inférieurs assurent le retour veineux, dont 80 % pour le système veineux profond disposé entre les muscles et le reste pour le système superficiel sous la peau : « Si le retour veineux dépendait entièrement d'une pression sanguine élevée dans la circulation systémique, le sang ne serait probablement jamais en mesure d'effectuer son cycle complet pour retourner au cœur » [3].

### Facteurs favorisant le retour veineux

*La semelle veineuse de Lejars (figure 21.1), classique, n'y joue en fait qu'un rôle accessoire : lors de la marche, la compression des veines plantaires et la mise en tension des diverses structures du pied provoquent une chasse sanguine vers les réseaux jambiers [4].*



**FIG. 21.1.** La semelle veineuse de Lejars, réseau de la semelle plantaire, comprimé à la marche et aux mouvements de la sole plantaire, constitue un appont au retour veineux.

1. Troncs veineux principaux. 2. Perforantes.

1. 13, place Jean-Jaurès, 33110 Le Bouscat, France

*Le jeu articulaire* de la cheville mais aussi celui des autres articulations – pieds, genoux, hanches – chasse, par son mouvement, le sang veineux vers le cœur droit à chaque contraction musculaire. Des chaussures bloquant la cheville, les talons hauts, les maladies rhumatismales freinent le retour veineux [2].

*L'élasticité de l'aponévrose jambière* qui résiste aux variations de pression complète le travail de la pompe musculaire du mollet [2].

*Les valvules* veineuses préviennent le reflux statique : le flux sanguin accélère lorsqu'il passe entre les valvules et ralentit lorsqu'il les a franchies. La majeure partie du flux reste centripète en direction du cœur ; la plus faible remplit les sinus valvulaires (figure 21.2).

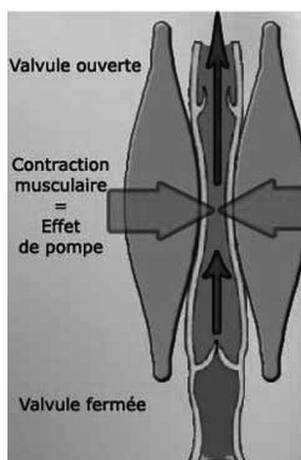


FIG. 21.2. La contraction des muscles autour des veines profondes chasse le sang vers le cœur ; les valvules, en bloquant le retour passif dû à la pesanteur, économisent l'énergie qui serait sans elles nécessaire à sa progression (d'après Cohen BJ [1]).

La contraction musculaire du mollet comprime les veines, ce qui pousse la masse sanguine veineuse vers le cœur. Les gastrocnémiens et les soléaires sont les facteurs essentiels de la puissance de cette pompe musculaire, en particulier à la marche. Chez le sujet debout immobile, ce sont les petites contractions phasiques du mollet assurant l'équilibre postural [5] qui contribuent au retour veineux.

En outre, la ventilation participe au retour veineux sans impliquer directement la régulation posturale : chaque inspiration crée dans le thorax une pression négative qui aspire le sang veineux des membres inférieurs vers le cœur droit.

### Facteurs aggravant le déficit de retour veineux

*L'altération de la statique plantaire* : le déroulement du pied lors de la marche et l'étirement des troncs collecteurs plantaires participant au retour veineux ; une modification de cette statique plantaire contribue à une altération du retour veineux [6].

*Les atteintes musculaires et articulaires* : le système musculaire et le système articulaire sont indissociables lorsqu'il est question de circulation de retour. En effet, chaque étirement ou chaque contraction musculaire qui mobilise une articulation chassent le sang vers le cœur. Toutes les atteintes diminuant la tonicité musculaire

(âge, manque d'exercice) ou la mobilité articulaire (ankylose, maladies rhumatismales) modifient le retour veineux [6].

*L'orthostatisme* : une immobilité prolongée des membres inférieurs, en position debout ou assise, contribue à l'altération des parois veineuses par manque de tonicité musculaire ; elle favorise la stase veineuse et donc le déficit de retour veineux [6].

*L'excès de sport* : plusieurs phénomènes liés au sport sont susceptibles d'entraîner des altérations de la paroi veineuse, et en conséquence, du retour veineux :

- la chaleur due à la transpiration et à l'effort entraîne une dilatation des veines et une augmentation de la stagnation du sang dans les membres inférieurs ;
- l'augmentation du débit sanguin causée par une activité physique intense perturbe l'homéostasie et impose l'adaptation des systèmes ventilatoire, endocrinien, musculaire et cardiovasculaire. Cette adaptation est d'origine centrale (mobilisation des réserves cardiovasculaires) et périphérique : adaptation et redistribution du débit sanguin [7] ;
- les lésions articulaires ou ostéotendineuses freinent le retour veineux par blocage de l'articulation, notamment au niveau de la cheville.

*Les obstructions veineuses* peuvent contribuer à un déficit de retour veineux, en provoquant une hyperpression veineuse et une dilatation des réseaux veineux.

*La grossesse, la prise de pilule* augmentent le déficit de retour veineux, notamment par augmentation de la progestérone qui diminue la résistance et l'élasticité des parois veineuses [8]. En cours de grossesse, l'augmentation de la pression intrapelvienne et du volume de sang circulant due à l'extensibilité plus grande des parois veineuses liée à la gravidité constitue également un facteur aggravant pour le déficit du retour veineux [8].

*La défaillance de la pompe musculaire du mollet* (cause principale de l'ulcère variqueux qu'elle favorise [2]) favorise la stase veineuse dans la mesure où la contraction des muscles du mollet contribue à chasser le sang vers le cœur.

## SYSTÈME POSTURAL D'APLOMB ET RETOUR VEINEUX

En intégrant les informations des exocapteurs et des endocapteurs musculaires et viscéraux, le système nerveux central gère, par l'intermédiaire des réflexes posturaux, le tonus des muscles qui assurent l'aplomb [9]. Plus généralement, le maintien d'une posture au repos fait appel à la contraction tonique et, dans la préparation à l'action, elle fait appel à de petites contractions phasiques des muscles des mollets, notamment des gastrocnémiens et des soléaires. Nashner [10] a ainsi montré, en 1977, que lorsqu'un sujet en position debout entame un geste du bras (tire sur une manette, figure 21.3), les premiers muscles qui se contractent sont les gastrocnémiens et non les biceps.

### Posture et retour veineux

Le maintien de la posture dépendant de la contraction des muscles des mollets et cette contraction étant physiologiquement indispensable au bon fonctionnement du retour veineux, Inamura [11] a mis ce lien en évidence en couplant chez un même sujet une pléthysmographie et une stabilométrie (figure 21.4).

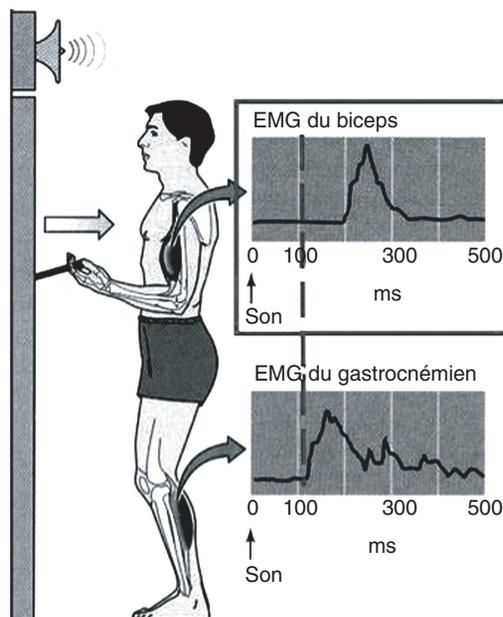


FIG. 21.3. Lorsqu'on demande au sujet debout sur une plate-forme stabilométrique de tirer la manette placée devant lui, l'électromyogramme montre que le gastrocnémien se contracte avant le biceps, anticipant les conséquences posturales de la contraction du biceps (d'après Nashner LM [10]).

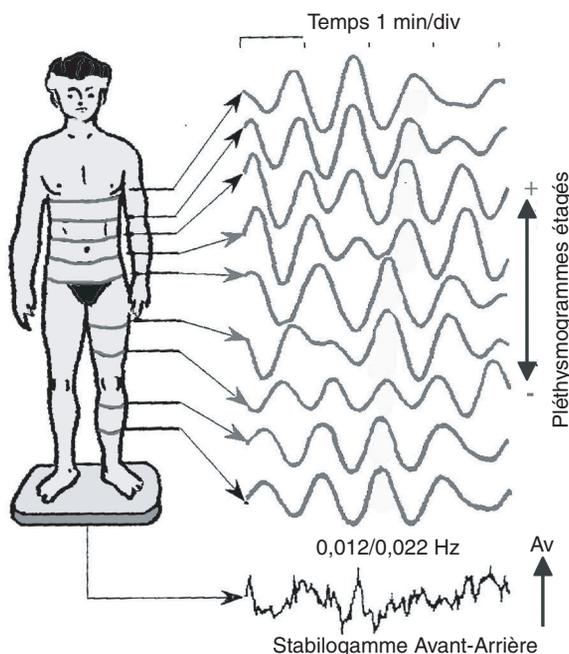


FIG. 21.4. L'enregistrement pléthysmographique mesure, grâce à un système de brassards, la pression des liquides corporels sur une période de 1 min ; l'enregistrement stabilométrique traduit les oscillations antéropostérieures, pendant cette même période. Il existe une convergence entre les oscillations posturales et la propagation ascendante des liquides corporels, pendant cette période de 1 min, qui contribue à réguler la pression artérielle systémique de l'homme debout (d'après Inamura K [11]).

**Posture antérieure et circulation de retour**

S'il existe un lien étroit entre posture et retour veineux, qu'en est-il d'un défaut d'aplomb ? Modifie-t-il le retour veineux ?

Au début du xx<sup>e</sup> siècle, John Littlejohn étudiant la posture antérieure démontre qu'elle engendre de nombreuses dysfonctions, notamment une contraction excessive des muscles et ligaments postérieurs ; en 1970, Okada montre qu'elle augmente considérablement les contraintes musculaires du triceps sural (figure 21.5). Cette contraction excessive du soleus entraîne, selon toute vraisemblance [11], une modification de la circulation des artères et des veines tibiales antérieures et fibulaires, dérivée vers les veines superficielles et responsable d'un déficit de la circulation de retour.

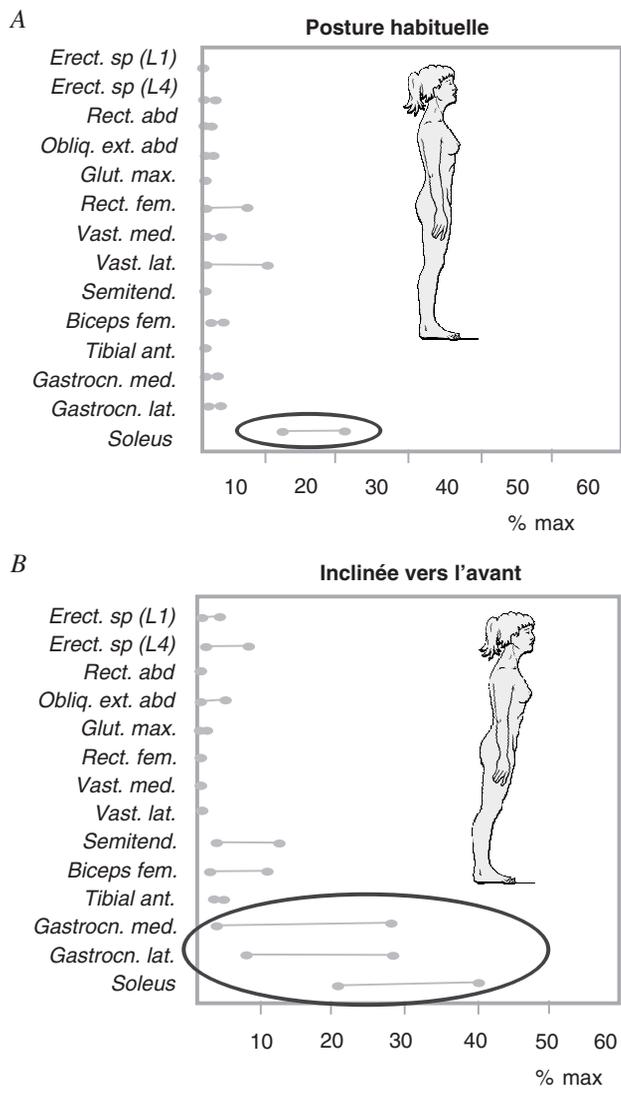


FIG. 21.5. **A.** Pourcentage de muscles contractés pendant le maintien de la stabilité posturale d'un sujet en position érigée au repos. **B.** Même représentation d'un sujet en situation posturale antériorisée (d'après Okada M [20]).

### Pathologie veineuse et podologie

Valgus et varus calcanéen, facteurs et/ou témoins de dysfonction du système postural, peuvent donc avoir une incidence sur la circulation de retour : « Si, parfois, les ulcères variqueux relèvent de la pathologie veineuse ou cutanée, dans la majorité des cas, ils sont du ressort de la podologie » [12], ce que Parvulesco [13] a mis en évidence en 1991 : « Pour que le drainage sanguin au niveau du pied soit efficace, il est indispensable que l'architecture du pied soit respectée. » Or une posture antérieure met le pied en pronation ; la rotation de jambe qui en est la conséquence entraîne un étirement des veines superficielles et des conséquences néfastes sur la circulation de retour [14].

### TRAITEMENTS

Le traitement habituel du déficit du retour veineux est la contention élastique. Mais une alternative podologique et posturologique est, sur ces données, parfaitement envisageable. Elle suppose un examen clinique validé, une stabilométrie et le choix d'une orthèse adaptée (par exemple, par un test posturostatique et posturodynamique [15]) et d'antépuulsion passive [16].

### Choix de l'orthèse

Les orthèses permettent de redresser une posture trop antérieure ; des barres antérieures de 1 à 3 mm d'épaisseur la ramènent à une posture centrée [17, 18]. Il est possible de compléter leur action en les associant à un traitement manuel de la tibio-tarsienne et de la sous-astragalienne, à un traitement réflexe tonique vibratoire et/ou à une relaxation neuromusculaire : comme le disait Boris Dolto [19], « au commencement de tout traitement, le premier souci est de s'assurer que les 31 articulations du pied sont souples, mobiles et indolentes ».

### CONCLUSION

Les troubles fonctionnels de la posture entraînent vraisemblablement un déficit de retour veineux. Le repositionnement postural, en particulier des antériorisations, en stabilisant la posture, diminue les tensions musculaires du membre inférieur et, en conséquence, améliorerait le retour veinolymphatique.

### RÉFÉRENCES

- [1] Cohen BJ. Structure et fonctions du corps humain. Paris : Maloine ; 2008. p. 294-300.
- [2] Ramelet AA, Perrin M, Kern P, Bounameaux H. Phlébologie. Paris : Masson ; 2006. p. 53-89.
- [3] Marieb EN, Lachaine R. Biologie humaine. Anatomie et physiologie. Ville : De Boeck Université ; 2000. p. 313-42.
- [4] De Boucker Initiale. Pathologie du pied. Ville : Arnette-Blackwell ; 1996. p. 171-83.
- [5] Gentaz R, Asselain B, Levy J, Gagey PM. Approche électromyographique des asymétries de la posture orthostatique. *Agressologie* 1979 ; 20, B ; 113-4.
- [6] Ramelet AA, Kern P, Perrin M. Les varices et télangiectasies. Paris : Masson ; 2003. p. 40-67.

- [7] Carre F, Mabo P. Aptitude aux sports chez l'enfant et l'adulte. Faculté de médecine, Université Rennes I, 2007.
- [8] Merger R, Levy J, Melchior J. Précis d'obstétrique. Paris : Masson ; 2001. p. 56-69.
- [9] Gagey PM, Weber B. Posturologie : régulation et dérèglement de la station debout. Paris : Masson ; 1995.
- [10] Nashner LM. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Exp Brain Res* 1977 ; 26 : 59-72.
- [11] Inamura K, Mano T, Iwase S. Effects of voluntary leg muscle contractions on cardiac output while standing. *Environmental medicine : annual report of the Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University* 1995 ; 39 (2) : 157-60.
- [12] Crehange PA. Ulcère variqueux : étiologie, traitements. Paris : Maloine ; 1950.
- [13] Parvulesco J. Varices du pied : de la chirurgie à l'esthétique. Paris : Arnette ; 1991.
- [14] Villeneuve P. Communication personnelle, 2007.
- [15] Villeneuve P. L'épreuve posturodynamique. In : Gagey PM, Weber B, eds. Entrées du système postural fin. Paris : Masson ; 1995 ; p. 51-6.
- [16] Villeneuve-Parpay S, Villeneuve P, Weber B. Tests d'antépuulsion et d'antériorisation : recherche clinique de la tactique d'équilibration. Perspectives thérapeutiques. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 104-10.
- [17] Janin M. Modification des critères posturaux par des éléments rétrocapitaux, dits barres antérieures, d'épaisseurs variées. In : Weber B, Villeneuve P, eds. Pied, équilibre et traitements posturaux. Paris : Masson ; 2003. p. 146-50.
- [18] Janin M, Toussaint L. Change in center of pressure with stimulation via anterior orthotic devices. *Gait Posture* 2005 ; 21 : S79.
- [19] Dolto B. Le corps entre les mains. Paris : Hermann ; 1996.
- [20] Okada M. Electromyographic assessment of the muscular load in forward bending posture. *J Fac Science, University Tokyo III* 1970 ; 5 : 311-36.