

Biomécanique de l'équilibre postural et implications cliniques

A. Hamaoui

PLAN DU CHAPITRE

Approche biomécanique	26
Oscillations posturales en tant qu'indicateur global de l'équilibre : méthodes de mesure ?	28
Forces perturbatrices de la posture et compensation	29
Équilibre postural et tensions musculaires	32
Conclusion	33



FOCUS

- **Objectifs pédagogiques :** les principes de l'approche biomécanique et son application à l'équilibre postural.
- **Objectifs professionnels :** utiliser la biomécanique pour élaborer des stratégies thérapeutiques.
- **Evidence based :** connaître la littérature liée aux pratiques cliniques empiriques.

Les principes élémentaires de la biomécanique ont été mis en évidence par Giovanni Alfonso Borelli (1608–1679) et illustrés dans son ouvrage *De motu animalium* (1680). Il y analyse les mouvements selon une approche mécanique dans laquelle il met en évidence l'importance des leviers (fig. 2.1).

Mais c'est Isaac Newton (1642–1727) qui fixe définitivement le cadre conceptuel de la mécanique classique à même de résoudre les problèmes posés par les systèmes de solides articulés auxquels le corps humain est assimilable. Si les premiers travaux portant sur l'analyse du mouvement ont été marqués par les mesures cinématiques d'Étienne-Jules Marey (1830–1904) et d'Edward Myerbridge (1830–1904), la question des modalités de l'équilibre postural a très tôt émergé.

Issu de Borelli, G.-A. (1680) de motu animalium

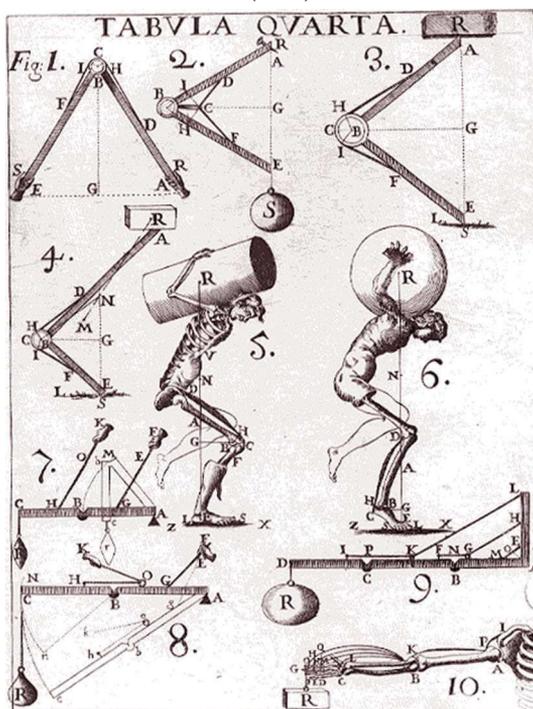


Fig. 2.1

Planche analysant différentes articulations chez l'homme lors du port d'une charge (Borelli, 1680).

Source : Borelli (1680). *De motu animalium*. Rome.

Ainsi, plusieurs auteurs se sont intéressés à l'observation visuelle des oscillations posturales (Mitchell et Lewis, 1886; Vierordt, 1862), avant que d'autres n'utilisent des enregistrements graphiques (Hancock, 1894; Hinsdale, 1887; Skogland, 1942) puis une plateforme mécanique (Hellebrandt, 1938; Thomas et Whitney, 1959).

La problématique de la perte de l'équilibre intervenant dans un contexte pathologique ou d'avancée en âge a donné une place accrue à la compréhension des mécanismes sous-tendant l'équilibre postural et à son évaluation.

Ce chapitre a pour objectif de dresser la synthèse des connaissances actuelles couvrant l'approche biomécanique de l'équilibre postural, et ses implications thérapeutiques dans le champ de la rééducation et de la thérapie manuelle.

Approche biomécanique

L'approche biomécanique consiste à modéliser le corps sous la forme d'un système de solides rigides soumis aux lois de la mécanique newtonienne. À partir de ces lois, on étudie alors la statique, la cinématique et la dynamique du corps humain.

Représentation mécanique simplifiée du corps humain

Selon Bouisset (2002), l'étude biomécanique des actes moteurs nécessite que le corps humain soit au préalable présenté sous une forme mécanique simplifiée, à partir de laquelle il est possible d'appliquer les lois de la physique. Le corps humain comporte des pièces osseuses, mobiles les unes par rapport aux autres au niveau des articulations, et est assimilable sous certaines hypothèses à un système articulé de solides rigides. Chaque solide rigide, ou chaînon, est caractérisé par des constantes biomécaniques qui permettent sa mise en équation selon les lois de Newton.

On distingue ainsi pour chaque chaînon : la longueur, la masse, le centre de gravité, le moment d'inertie et le rayon de giration.

Lois de la mécanique newtonienne

La dynamique et la statique de tout système de points matériels, qu'il soit vivant ou inerte, peuvent être étudiées à partir des lois de la mécanique newtonienne.

Parmi celles-ci, on retient le théorème de la résultante dynamique, qui se rapporte aux mouvements de translation, et la loi du moment cinétique, qui se rapporte aux mouvements de rotation. Elles permettent de relier, à chaque instant, forces et mouvements. S'y ajoute le principe action-réaction, également défini comme principe des actions réciproques.

Théorème de la résultante dynamique

$$m\vec{\Gamma}_G = \Sigma \vec{F}_e$$

où m est la masse du système, $\vec{\Gamma}_G$ l'accélération de son centre de gravité, G et $\Sigma \vec{F}_e$ la résultante des forces externes.

On appelle $m\vec{\Gamma}_G$ «résultante dynamique».

Théorème du moment cinétique

$$\frac{d\vec{\sigma}_G}{dt} = \Sigma \vec{M}_G(\vec{F}_e)$$

$\Sigma \vec{M}_G(\vec{F}_e)$ est la résultante des moments en G des forces externes au système; $\vec{\sigma}_G$ est le «moment cinétique» par rapport à G .

Principe action-réaction

Sous l'effet de la gravité, le corps humain est maintenu en appui sur une surface de contact (sol, chaise, lit...) avec laquelle il interagit. Cette interaction se fait sous le principe «action-réaction», également connue comme la troisième loi de Newton, et dont l'énoncé est le suivant :

Lorsqu'un corps A exerce sur un corps B une action mécanique représentée par une force $\vec{F}_{A/B}$, le corps B exerce sur A une action mécanique représentée par une force $\vec{F}_{B/A}$. Ces deux forces ont même direction, sens contraire et même norme.

$$\vec{F}_{A/B} = -\vec{F}_{B/A}$$

Forces externes, forces internes et mise en mouvement du corps humain

On distingue en mécanique les forces externes, qui proviennent de causes extérieures au système, et les forces internes qui correspondent aux actions entre les différents éléments du système. Si l'on considère le corps humain en

situation de maintien postural, les forces externes comprennent les forces de gravité et de réaction du sol, tandis que les forces internes proviennent des forces de liaison articulaire et des forces musculaires.

Si l'on se réfère au «théorème de la résultante dynamique» et au «théorème du moment cinétique», Bouisset (1991) remarque que l'on pourrait être tenté d'en déduire que le corps humain dans son ensemble serait uniquement mis en mouvement par une modification directe de l'intensité des forces externes. Mais les actions musculaires, qui constituent des forces internes, peuvent modifier les forces externes de réaction lorsqu'elles diffusent jusqu'à la surface d'appui. Elles génèrent alors des déplacements du centre de gravité (CG) du corps par une variation indirecte des forces externes. Ainsi, «il y a à chaque instant, des transferts de forces entre les différents segments corporels, et entre ceux-ci et le sol», suggérant l'existence de phénomènes dynamiques au niveau de segments corporels éloignés du membre mobilisé (Bouisset, 1991).



Implications cliniques

La notion de transfert de force entre les différents éléments de la chaîne articulée et entre celle-ci et le sol soutient le principe empiriquement connu en thérapie manuelle et en ostéopathie de l'unité de la chaîne articulée, et de la nécessité de l'appréhender dans son ensemble, y compris en cas de symptomatologie locale. Elle pointe aussi l'obligation de prendre en compte l'interaction entre le corps et la zone d'appui au sol, à partir de laquelle les forces musculaires d'origine interne modifient les forces externes de réaction.

Centre des pressions

Pour un corps solide en appui, le centre des pressions (CP) est le point d'application de la résultante des forces de réaction verticales du sol, qui en est leur barycentre. Le centre de pression est défini par ses deux composantes, X et Y , situées sur le plan du sol.

Les forces de réaction verticales du sol sont fonction du poids du corps, avec lequel le sol réagit selon le principe action-réaction décrit par Newton. Elles sont également influencées par les actions musculaires diffusant jusqu'à la surface d'appui. En posture debout commode, où l'activité musculaire est relativement faible, les déplacements du CP sont très proches de la projection verticale au sol du CG avec une marge d'erreur minimale (Brenière, 1996; Gurfinkel, 1973).

La quantification des déplacements du CP, qui peuvent être directement mesurés au moyen d'un plateau de force, se présente donc comme outil de choix dans l'évaluation de l'équilibre postural. Il faut néanmoins prendre garde à la dissociation entre CP et CG lors de tâches dynamiques, pour lesquelles le CP perd sa fonction de marqueur de l'équilibre postural.

Équilibre statique et équilibre dynamique

D'après les lois de Newton, l'équilibre d'un corps solide nécessite que la résultante dynamique et le moment dynamique soient nuls, c'est-à-dire que la somme des forces appliquées et la somme des moments appliqués soient nulles.

Or, le corps humain n'est pas dans un état strictement statique en posture debout commode, car comme le constataient Thomas et Whitney (1959) dans leur étude pionnière, il « oscille comme un roseau dans le vent ». La somme des forces et des moments appliqués au corps humain n'est donc pas nulle, et son équilibre peut être considéré comme dynamique. Un équilibre dynamique est celui dans lequel les constituants évoluent, mais où les évolutions se compensent. Dans le cadre du maintien de l'équilibre postural, le corps humain reste peu mobile autour d'une position moyenne à peu près fixe, et proche du centre du polygone de sustentation (Thomas et Whitney, 1959). Cet équilibre est réputé stable lorsque le sujet tend à revenir à sa position moyenne d'équilibre à chaque fois qu'il s'en éloigne.

D'un point de vue plus pratique, on considère que l'équilibre est d'autant plus stable que les déplacements du centre de gravité sont faibles en amplitude et en vitesse.



Implications cliniques

Observer un sujet debout de profil et estimer sa capacité à maintenir une position stable en minimisant les oscillations posturales peut constituer un outil clinique simple d'évaluation de l'équilibre postural, sachant néanmoins que tous les troubles de l'équilibre ne se traduisent pas par une augmentation des oscillations posturales.

Oscillations posturales en tant qu'indicateur global de l'équilibre : méthodes de mesure ?

Bien que les outils de mesure aient considérablement évolué depuis le XIX^e siècle, l'équilibre postural reste toujours évalué à partir de la quantification des oscillations posturales. Des premières observations visuelles face une grille (Mitchell et Lewis, 1886; Vierordt, 1862) aux enregistrements graphiques (Hancock, 1894; Hinsdale, 1887; Skogland, 1942), de nombreux auteurs se sont intéressés aux oscillations du corps se produisant en posture debout. En 1938, Hellebrandt franchit une étape majeure en enregistrant les déplacements du CP en posture fixe à l'aide d'une plateforme mécanique, et considère qu'ils sont corrélés à ceux de la projection verticale du centre de gravité. Les résultats montrent que le centre de masse se projette environ 5 cm en avant de l'axe des chevilles, et oscille en permanence à une amplitude inférieure à 1 cm (fig. 2.2). L'auteur en conclut que le maintien de la posture debout doit être considéré comme un phénomène dynamique, qui correspond à des mouvements s'effectuant sur une base d'appui fixe.

En 1959, Thomas et Whitney utilisent une plateforme de force avec capteurs à jauges de contrainte (créée par Whitney en 1958), et quantifient les oscillations posturales à partir des déplacements du CP. C'est le premier pas vers la généralisation des enregistrements posturographiques.



Fig. 2.2

Enregistrement des déplacements du centre des pressions à l'aide d'une plateforme mécanique (d'après Hellebrandt, 1938).

Caractéristiques des oscillations posturales

Les résultats de Thomas et Whitney (1959) sont très proches de ceux de Hellebrandt (1938), et révèlent que les déplacements du CP se font principalement à basse fréquence, entre 0,1 et 0,4 Hz. En 1962, Whitney montre que la limite maximale des déplacements antéro-postérieurs du CP, lors de mouvements volontaires d'inclinaison maximale, est égale à environ deux tiers de la longueur du pied. Ces premiers résultats sont confirmés avec quelques ajustements par Murray, Seireg et Sepic (1975), qui effectuent également des mesures d'inclinaison maximale dans le plan frontal. À cette période, plusieurs auteurs montrent une augmentation des oscillations posturales en appui unipodal ou lors de la fermeture des yeux (Goldie, Bach et Evans, 1989; Stribley, Albers, Tourtellotte et Cockrell, 1974), ainsi que lors d'une atteinte cérébelleuse (Hufschmidt, Dichgans, Mauritz et Hufschmidt, 1980). La mesure des déplacements du CP, également connue sous le terme de posturographie ou de stabilométrie, est depuis reconnue comme un moyen d'évaluation de l'équilibre postural.

Indices posturographiques

Le choix des indices calculés à partir des coordonnées du CP prête toujours à discussion et peut schématiquement se décomposer en paramètres classiques et paramètres complexes. Les premiers calculent des indices de position moyenne, d'écart moyen, de vitesse moyenne, de longueur ou d'aire. Plusieurs études convergent pour montrer que le paramètre vitesse est le plus sensible (Jeka, Kiemel, Creath, Horak et Peterka, 2004; Raymakers, Samson et Verhaar, 2005), mais il est rarement utilisé seul. Les seconds font appel aux techniques de traitement du signal, et peuvent par exemple être utilisés pour déterminer le contenu fréquentiel des déplacements du CP et mettre en évidence l'influence de facteurs perturbateurs périodiques tels que la respiration (Bouisset et Duchêne, 1994; Hamaoui, Gonneau et Le Bozec, 2010; Hodges, Gurfinkel, Brumagne, Smith et Cordo, 2002; Hunter et Kearney, 1981). Il existe également d'autres techniques complexes faisant appel au mouvement brownien fractionnaire ou à l'analyse temps-fréquence, mais dont l'intérêt clinique reste à démontrer.

Il est à noter que le CP est un indice composite représentant la résultante de multiples forces segmentaires perturbatrices et correctrices exercées sur le corps humain, et qu'il peut difficilement être considéré autrement que comme un indicateur global de l'équilibre postural.



Implications cliniques

La posturographie, qui consiste à enregistrer les déplacements du CP en posture debout au moyen d'une plateforme de force, représente un outil fiable d'analyse globale de l'équilibre postural. La technique peut être utile pour le bilan initial et le suivi des patients, mais son usage en tant qu'outil diagnostique n'est pas envisageable, car les variations observées ne sont pas spécifiques d'une pathologie donnée.

Forces perturbatrices de la posture et compensation

Il a été montré plus haut que seules les forces externes au corps humain peuvent entraîner de manière directe un déplacement du centre de gravité (théorème de la résultante dynamique), mais que les forces internes peuvent aussi agir de manière indirecte en modifiant les forces de réaction de la zone d'appui. Le maintien de l'équilibre postural passe donc par la compensation de forces perturbatrices externes et internes.

Une force perturbatrice externe, le poids

Si l'on modélise le corps humain comme un solide rigide en appui sur le sol, le poids qui s'applique au niveau du centre de gravité devrait être entièrement compensé par la force de réaction du sol qui s'applique au niveau du CP. D'après le principe action-réaction, cette force est de même direction, même intensité et de sens opposé au poids.

En considérant de manière plus réaliste le corps humain comme un ensemble de segments articulés, siège de forces internes diffusant jusqu'à la surface d'appui, la force de réaction sera fluctuante et ne pourra totalement compenser l'effet de la gravité. Il y aura donc des ajustements permanents visant à maintenir le centre de gravité à l'intérieur de ses valeurs de référence.

Des forces perturbatrices internes variées

Les forces perturbatrices internes correspondent à des actions musculaires liées à un certain nombre d'activités neurovégétatives (battements cardiaques, mouvements respiratoires, mouvements péristaltiques, déglutition), ainsi qu'à la variation d'activité des muscles posturaux.

Battements cardiaques

Lors de la systole, le ventricule gauche éjecte de manière puissante le sang dans l'aorte ascendante, générant des forces verticales détectables dans les déplacements du CP. Ainsi, Aggashyan (1979) a mis en évidence un pic fréquentiel de 1,1–1,3 Hz attribué aux battements cardiaques lors d'enregistrements posturographiques en posture assise. En utilisant des mesures directes de la force de réaction verticale, Stürm, Nigg, et Koller (1980) puis Conforto, Schmid, Camomilla, D'Alessio, et Cappozzo (2001) ont également pu mettre en évidence cette composante cardiaque en station debout.

Cinématique respiratoire

Gurfinkel, Kots, Paltsev et Feldman (1971) ont été les premiers à évoquer la notion de perturbation respiratoire sur la posture, en considérant que les mouvements du thorax et du diaphragme pouvaient induire des changements significatifs de la position du centre de gravité global du corps.

Ces auteurs ont réalisé des enregistrements des mouvements du rachis, du thorax et des membres inférieurs, en association avec un examen stabilométrique. Aucune trace du signal respiratoire n'ayant pu être observée lors de l'analyse des tracés stabilométriques (seul un effet visible a été observé en inspiration forcée), les auteurs en ont conclu que la perturbation respiratoire était totalement compensée.

Ce point de vue a été remis en cause par Watanabé, Okubo, Kodaka et Tsutsumiuchi (1976) puis Caron, Fontanari, Cremieux et Joulia (2004), qui ont montré qu'en posture debout, les déplacements du CP sont plus faibles en apnée qu'en respiration spontanée, suggérant un effet perturbateur significatif. En 1979, Aggashyan a mis en évidence une composante respiratoire dans l'analyse spectrale des déplacements du CP en posture assise, suivi par Hunter et Kearney (1981) qui ont retrouvé cette même composante en posture debout dans des conditions de fréquence respiratoire imposée (de 4 à 30 cycles par minute).

En 1994, Bouisset et Duchêne ont montré la présence systématique d'une composante respiratoire dans les déplacements du CP chez les sujets en posture assise, alors qu'elle restait inconstante en posture debout (présente chez six sujets sur dix). La variation entre les deux postures tiendrait à la présence d'une chaîne posturale étendue en station debout, permettant une meilleure compensation de la perturbation.

Cet argument est soutenu par la publication de Kantor, Poupard, Le Bozec et Bouisset (2001), qui ont mis en évidence une composante respiratoire réduite lors d'une assise avec 30 % de contact ischio-fémoral (30IF) comparativement à une assise avec 100 % de contact (100IF), la condition 30IF offrant une plus grande mobilité du bassin.

De même, Hamaoui, Do, Poupard et Bouisset (2002), puis Grimstone et Hodges (2003) ont montré que la respiration perturbait davantage la posture chez les patients lombalgiques, où la mobilité de la chaîne articulée est susceptible d'être limitée par des spasmes musculaires.

D'autres travaux ont cherché à caractériser de manière plus détaillée l'effet de la perturbation respiratoire sur la posture, en tentant en premier lieu d'isoler l'effet des compartiments thoracique et abdominal. Hamaoui *et al.* (2010) ont ainsi analysé les déplacements du CP en posture debout et assise, dans des conditions imposant un mode respiratoire, thoracique, abdominal et mixte.



Le saviez-vous ?

- Lors du maintien postural, le corps n'est jamais complètement immobile. Il oscille lentement, tel un roseau dans le vent (Thomas et Whitney, 1959), à l'intérieur d'une surface dépassant rarement 2 cm².
- Les mouvements respiratoires se transmettent jusqu'à la surface d'appui avec le sol, et il est possible de retrouver la forme du signal respiratoire à partir des déplacements du CP en posture assise.
- Le diaphragme, qui est le muscle respiratoire principal, exerce un effet perturbateur dirigé en avant en posture assise, mais en arrière en posture debout.
- Les tensions musculaires siégeant au niveau du tronc peuvent perturber l'équilibre postural lorsqu'elles dépassent un certain niveau, mais l'activité tonique des muscles posturaux est indispensable au maintien du corps dans une posture donnée.

L'analyse des données a fait appel à des indices posturographiques calculés dans le domaine temporel et à des indices spécifiques de détection de la perturbation respiratoire calculés dans le domaine fréquentiel. Les indices temporels et fréquentiels ont tous les deux révélé que la perturbation respiratoire était plus significative en respiration thoracique qu'abdominale (fig. 2.3).

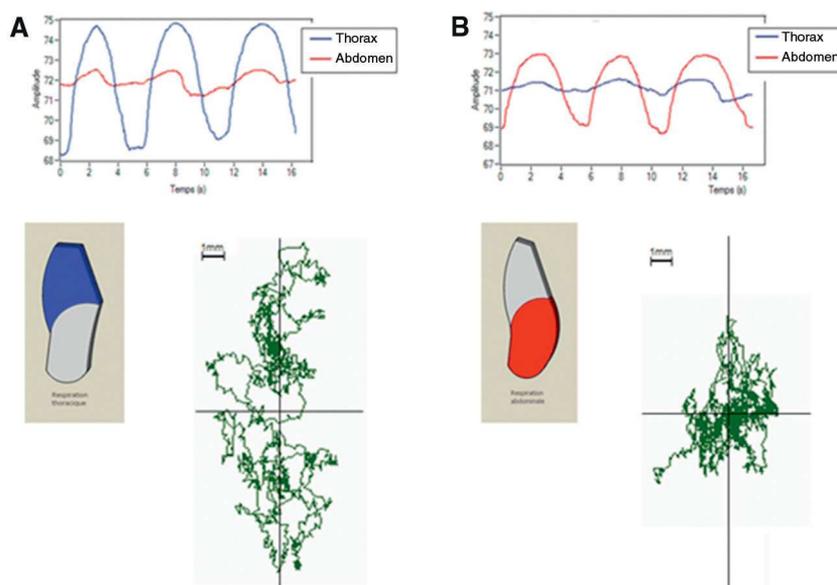


Fig. 2.3

Signaux respiratoires et posturographiques en posture debout, en condition de respiration thoracique (A) et abdominale (B).

Ces résultats ont été expliqués par la hauteur plus élevée de la cage thoracique et par sa liaison mécanique avec la colonne vertébrale.

Une autre série expérimentale a cherché à isoler l'effet spécifique du diaphragme (Hamaoui *et al.*, 2014) qui est le muscle respiratoire principal en condition de repos (Grimby, Goldman et Mead, 1976). Décrit en premier lieu pour son action de refoulement de la masse abdominale vers le bas, avec un effet plus limité d'expansion de la cage thoracique, le diaphragme était supposé entraîner le centre de gravité du corps vers l'avant lors de sa contraction. Sachant également que les héli-diaphragmes droit et gauche ont une innervation séparée via les nerfs phréniques droit et gauche, avec la possibilité de lésions unilatérales, la question de l'effet d'une contraction unilatérale s'est également posée.

Le paradigme expérimental, réalisé en posture debout et assise, a donc reposé sur l'utilisation de stimulations unilatérale et bilatérale du nerf phrénique, ainsi que sur des manœuvres inspiratoires (c'est-à-dire «sniff») diaphragmatiques permettant d'isoler la contraction du diaphragme.

La cinématique respiratoire a été enregistrée à l'aide de deux ceintures capteurs placées autour du thorax et de l'abdomen, et l'accélération du centre de gravité a été calculée à l'aide d'un plateau de force. Les résultats ont montré que la contraction diaphragmatique bilatérale obtenue par stimulation ou par «sniff» induisait un pic d'accélération du CG orienté en avant lorsque le sujet était assis et en arrière lorsqu'il était debout (fig. 2.4).

En condition de stimulation unilatérale, l'accélération du CG présentait en plus un pic orienté du côté opposé à la stimulation en posture assise, et qui s'inversait en posture debout (uniquement chez huit sujets sur douze).

Il en a été déduit que :

- le sens de la perturbation respiratoire selon l'axe antéro-postérieur est constant pour une posture donnée, mais qu'il est orienté en avant en posture assise et en arrière en posture debout;
- la contraction diaphragmatique unilatérale induit une perturbation selon l'axe médio-latéral, qui est systématiquement dirigée du côté opposé à la contraction en posture assise.

Ce phénomène pourrait se retrouver dans des cas pathologiques de paralysie diaphragmatique unilatérale.



Implications cliniques

La cinématique respiratoire constitue une perturbation de la posture dont la compensation implique la mobilité de la chaîne posturale. Le maintien de cette mobilité pourrait être pertinent dans les stratégies de rééducation visant à améliorer l'équilibre. De plus, la présence plus ou moins marquée d'une composante respiratoire dans les déplacements du CP pourrait être considérée comme un marqueur de la capacité à compenser les perturbations endogènes de la posture.

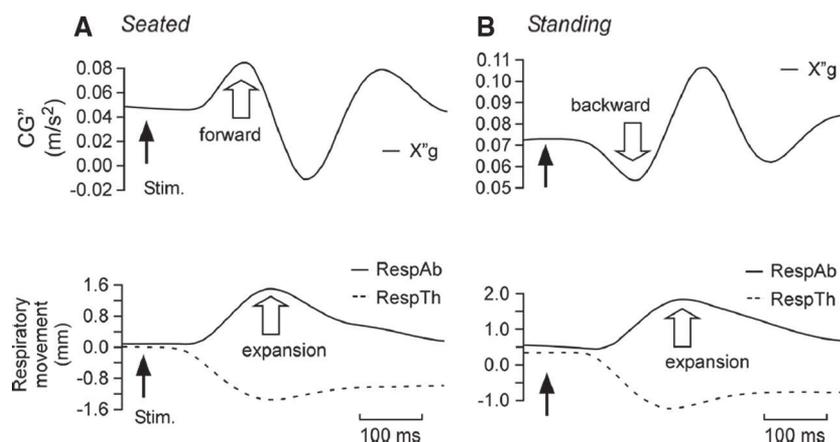


Fig. 2.4

Accélération du centre de gravité selon l'axe antéro-postérieur ($X''g$) et signaux respiratoires (RespAb, RespTh), au cours de la stimulation bilatérale des nerfs phréniques, chez un sujet en condition de posture assise (*seated*) et debout (*standing*).

Source : Hamaoui et al. (2014). Postural disturbances resulting from unilateral and bilateral diaphragm contractions : a phrenic nerve stimulation study. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md. : 1985), 117(8), 825-32.

Équilibre postural et tensions musculaires

Lors du maintien de l'équilibre postural, la chaîne ostéo-articulaire est sollicitée dans deux fonctions apparemment antagonistes. La première est la stabilisation des segments osseux de la chaîne, dont les centres de masse ne sont pas alignés selon l'axe vertical, afin de maintenir une géométrie stable du corps humain (Gurfinkel, Ivanenko, Levik et Babakova, 1995). La seconde est la mobilisation de certains segments de la chaîne, destinée à compenser les forces perturbatrices exercées sur la posture (battements cardiaques, respiration, forces externes...). La question s'est donc alors posée de savoir si l'augmentation de la tension musculaire renforçait l'équilibre postural à travers une meilleure stabilisation de la chaîne ostéo-articulaire, ou produisait l'effet inverse en altérant les mécanismes compensateurs.

Il a été montré qu'en posture assise, l'augmentation de l'effort isométrique de poussée bimanuelle s'accompagnait de déplacements plus amples du CP (Hamaoui, Le Bozec, Poupard et Bouisset, 2007). Cependant, une telle expérimentation n'a pas été conduite en posture debout, et la configuration en chaîne fermée de ce paradigme (membres supérieurs en appui sur une barre dynamométrique) n'est pas réellement assimilable au maintien postural en chaîne ouverte (extrémité crâniale de la chaîne posturale libre d'appui). Deux études ont donc été conduites pour déterminer l'effet de l'augmentation de la tension musculaire active le long du tronc sur l'équilibre postural, au moyen d'un protocole original impliquant la compression isométrique de capteurs de force. Le choix de la région du tronc

a été déterminé par la présence récurrente de tensions musculaires lors des rachialgies, avec une problématique de prise en charge thérapeutique et rééducative.

Lors de la première étude (Hamaoui, Friant et Le Bozec, 2011), onze sujets sains de sexe masculin (21 ± 3 ans, 68 ± 5 kg, 175 ± 5 cm) ont effectué six séries de tests associant un examen posturographique et une tâche de compression isométrique d'une barre dynamométrique à 0 %, 20 % et 40 % de la contraction volontaire maximale (*maximal voluntary contraction* ou MVC). L'effort de compression était maintenu constant grâce à un *feedback* projeté sur le panneau avant du champ visuel, à hauteur des yeux du sujet (fig. 2.5). Un pré-test EMG portant sur 16 muscles superficiels du tronc et des membres a permis de confirmer la variation d'activité des muscles du tronc en fonction du niveau de compression de la barre dynamométrique. L'ensemble des essais a été conduit en respiration calme et en respiration ample.

Les résultats ont montré que l'écart moyen et la vitesse moyenne du CP étaient plus élevés en condition 40 % MVC qu'en condition 20 % MVC ($p < 0,05$), mais aucune différence n'a été observée entre les conditions 0 % MVC et 20 % MVC (fig. 2.6). Le posturogramme apparaissait généralement plus large en condition 40 % MVC, mais avec peu de variations visibles entre 0 % MVC et 20 % MVC.

Il en a été conclu que l'augmentation de la tension musculaire active au niveau du tronc est susceptible d'altérer l'équilibre postural lorsqu'elle dépasse un certain seuil. Elle pourrait agir en limitant l'amplitude et la vitesse des mouvements compensateurs des forces perturbatrices, mais également en réduisant la capacité d'amortissement passif de la chaîne posturale.



Implications cliniques

L'augmentation des tensions musculaires peut provoquer une altération de l'équilibre lorsqu'elle dépasse un certain seuil, mais des variations de niveau modéré peuvent être sans conséquences. Les stratégies de traitement, si elles doivent avoir pour objectif de réduire ces tensions, n'impliquent pas nécessairement la recherche d'un relâchement musculaire absolu.

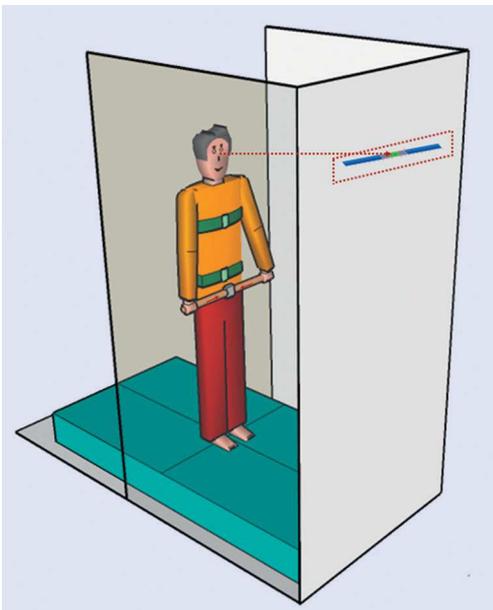


Fig. 2.5

Représentation schématique du protocole expérimental, avec plateau de force, barre dynamométrique et feedback visuel.

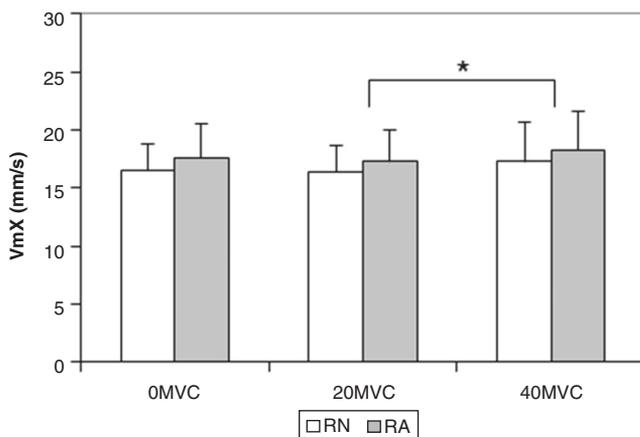


Fig. 2.6

Vitesse moyenne du centre des pressions selon l'axe antéro-postérieur (VmX , mm/s) lors d'un effort de compression à 0 % (0MVC), 20 % (20MVC) et 40 % (40MVC) de la MVC, en conditions de respiration normale (RN) et respiration ample (RA).

Lors de la seconde étude (Hamaoui *et al.*, 2014), la même équipe a tenté d'explorer l'effet d'une asymétrie des tensions musculaires le long du tronc, qui est très fréquente dans un contexte pathologique en raison de la latéralisation des douleurs. Dix sujets sains de sexe masculin (20 ± 1 ans, 79 ± 14 kg, 180 ± 8 cm) ont suivi un examen posturographique associé à un paradigme de compression bimanuelle permettant de contrôler le niveau de tension musculaire active de chaque côté du tronc. Deux capteurs de force cylindriques, tenus au niveau de chaque main, étaient appliqués contre les hanches à différentes intensités permettant de faire varier séparément l'activité musculaire de chaque côté du tronc. Quatorze conditions expérimentales ont croisé le niveau (0 %, 20 %, 40 % de la MVC) et la latéralité (bilatérale, droite, gauche) de la compression manuelle, ainsi que l'amplitude de la respiration (de repos, ample).

L'équilibre postural était évalué au moyen d'indices stabilométriques calculés dans les domaines temporel et fréquentiel. Deux séries de prétest EMG ont permis de vérifier l'implication des muscles du tronc et la concordance entre l'asymétrie de compression et l'asymétrie d'activité musculaire. L'analyse de variance a révélé que l'écart moyen du CP selon l'axe transversal (Ym) était significativement augmenté en compression unilatérale *versus* compression bilatérale ($p < 0,05$). La même tendance a été observée pour Xm , l'indice équivalent selon l'axe antéro-postérieur, mais sans variation significative. Il en a été conclu que l'augmentation de la tension musculaire pourrait davantage perturber l'équilibre postural lorsqu'elle est asymétrique.



Implications cliniques

La prise en compte de la notion de symétrie dans le traitement des tensions musculaires et plus largement des pertes de mobilité articulaire pourrait apporter une plus-value fonctionnelle au patient, sachant que le contexte professionnel impose fréquemment des tâches asymétriques et répétitives.

Conclusion

L'approche biomécanique de l'équilibre postural, même si elle ne prend pas en compte l'ensemble des facteurs neurophysiologiques concourant à l'organisation de la motricité, permet d'apporter un cadre théorique à de nombreuses connaissances empiriques et stratégies de soins issues des thérapies manuelles. Les notions d'unité

de la chaîne articulée et d'interaction constante entre les éléments de la chaîne en sont sans doute l'exemple le plus remarquable, tant elles ont été décrites par les praticiens des différents courants thérapeutiques (méthode Mézière, thérapie manuelle, ostéopathie...). Avec leur entrée dans les cursus de formation initiale des étudiants, ces notions devraient à l'avenir renforcer les pratiques cliniques fondées sur les preuves, en prenant soin de ne pas négliger le rôle primordial de la relation patient-soignant dans l'efficacité thérapeutique.



Points clés

- L'approche biomécanique consiste à modéliser le corps humain sous la forme d'un système de solides rigides soumis aux lois de la mécanique newtonienne.
- D'après les lois de Newton, le corps humain ne peut être mis en mouvement que par la variation des forces externes.
- Lors du maintien postural, le corps humain est soumis à des forces externes (poids et forces de réaction du sol) et à des forces internes (respiration, battements cardiaques...), celles-ci agissant sur la posture en modifiant les forces de réaction du sol.
- La respiration, qui constitue une force perturbatrice interne remarquable, a un effet qui varie en fonction de la posture (debout ou assise) et du mode respiratoire (thoracique ou abdominal).
- Les tensions musculaires siégeant le long du tronc altèrent l'équilibre postural lorsqu'elles dépassent un certain seuil, et agiraient en limitant la capacité de compensation et d'amortissement des forces perturbatrices internes.

ENTRAÎNEMENT

QCM 1

Quelles sont les forces externes auxquelles le corps est soumis lors du maintien postural ?

- A. uniquement les forces de réaction du sol
- B. uniquement les forces de gravité
- C. les forces de gravité et de réaction du sol

QCM 2

Quelle est la définition du centre des pressions ?

- A. c'est le point d'application de la résultante de toutes les forces externes
- B. c'est le point d'application de la résultante des forces de réaction verticales
- C. c'est le centre de gravité segmentaire au niveau des pieds

QCM 3

Dans quelles conditions le centre de pressions est-il assimilable à la projection verticale du centre de gravité ?

- A. tâches dynamiques
- B. maintien postural
- C. maintien postural et tâches dynamiques

QCM 4

Dans quelles postures existe-t-il systématiquement une composante respiratoire dans les déplacements du centre des pressions ?

- A. posture assise
- B. posture debout
- C. postures assise et debout

QCM 5

Quel est l'effet d'une contraction isolée du diaphragme sur le centre de gravité (CG) en posture assise et en posture debout ?

- A. accélération du CG orientée en avant en posture debout et en posture assise
- B. accélération du CG orientée en avant en posture debout mais pas d'effet en posture assise
- C. accélération du CG orientée en avant en posture assise et en arrière en posture debout

Références

- Aggashyan, R. (1979). The study of influence of some biomechanical factors on the stabilogram. *Agressologie*, 20(6), 323–324.
- Borelli, G. A. (1680). *De motu animalium*. Rome.
- Bouisset, S. (1991). Relation entre support postural et mouvement intentionnel : approche biomécanique. *Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique*, 99(5), A77–92.
- Bouisset, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Paris : Masson.
- Bouisset, S., & Duchêne, J. L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport*, 5(8), 957–960.
- Brenière, Y. (1996). Why we walk the way we do. *Journal of Motor Behavior*, 28(4), 291–298.
- Caron, O., Fontanari, P., Cremieux, J., & Joulia, F. (2004). Effects of ventilation on body sway during human standing. *Neuroscience Letters*, 366(1), 6–9.

- Conforto, S., Schmid, M., Camomilla, V., D'Alessio, T., & Cappozzo, A. (2001). Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance. *Gait & Posture*, 14(1), 28–35.
- Goldie, P. A., Bach, T. M., & Evans, O. M. (1989). Force platform measures for evaluating postural control : reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70(7), 510–517.
- Grimby, G., Goldman, M., & Mead, J. (1976). Respiratory muscle action inferred from rib cage and abdominal V-P partitioning. *Journal of Applied Physiology*, 41(5 Pt. 1), 739–751.
- Grimstone, S. K., & Hodges, P. W. (2003). Impaired postural compensation for respiration in people with recurrent low back pain. Experimental brain research. *Experimentelle Hirnforschung Expérimentation cérébrale*, 151(2), 218–224.
- Gurfinkel, E. V. (1973). Physical foundations of stabilography. *Agressologie : revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquées aux effets de l'agression*, 14, 9–13. Spec No C.
- Gurfinkel, V. S., Ivanenko, YuP, Levik, YuS, & Babakova, I. A. (1995). Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, 68(1), 229–243.
- Gurfinkel, V. S., Kots, Y. M., Paltsev, E. I., & Feldman, A. G. (1971). The compensation of respiratory disturbances of the erect posture of man as an example of the organisation of interarticular action. In V. S. Gurfinkel, S. Fomin, & M. L. Tsetlin (Eds.), *Systems* (pp. 382–395). Cambridge : MIT press. ML.
- Hamaoui, A., Do, M., Poupard, L., & Bouisset, S. (2002). Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects? *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(7), 548–550.
- Hamaoui, A., Friant, Y., & Le Bozec, S. (2011). Does increased muscular tension along the torso impair postural equilibrium in a standing posture? *Gait & Posture*, 34(4), 457–461.
- Hamaoui, A., Gonneau, E., & Le Bozec, S. (2010). Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neuroscience Letters*, 475(3), 141–144.
- Hamaoui, A., Hudson, A. L., Laviolette, L., Nierat, M. C., Do, M. C., & Similowski, T. (2014). Postural disturbances resulting from unilateral and bilateral diaphragm contractions : a phrenic nerve stimulation study. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 117(8), 825–832.
- Hamaoui, A., Le Bozec, S., Poupard, L., & Bouisset, S. (2007). Does postural chain muscular stiffness reduce postural steadiness in a sitting posture? *Gait & Posture*, 25(2), 199–204.
- Hancock, J. A. (1894). A preliminary study of motor ability. *Pedagogical Seminary*, 9–24.
- Hellebrandt, F. A. (1938). Standing as a geotropic reflex, The mechanism of the asynchronous rotation of motor units. *American Journal of Physiology*, 121, 471–474.
- Hinsdale, G. (1887). Station of man, considered physiologically and clinically. *American Journal of Medicine Science*, 93, 478–485.
- Hodges, P. W., Gurfinkel, V. S., Brumagne, S., Smith, T. C., & Cordo, P. C. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control : evidence from postural compensation for respiration. Experimental brain research. *Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 144(3), 293–302.
- Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K. H., & Hufschmidt, M. (1980). Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological applications. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 228(2), 135–150.
- Hunter, I. W., & Kearney, R. E. (1981). Respiratory components of human postural sway. *Neuroscience Letters*, 25(2), 155–159.
- Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F., & Peterka, R. (2004). Controlling human upright posture : velocity information is more accurate than position or acceleration. *Journal of Neurophysiology*, 92(4), 2368–2379.
- Kantor, E., Poupard, L., Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2001). Does body stability depend on postural chain mobility or stability area? *Neuroscience Letters*, 308(2), 128–132.
- Mitchell, S. W., & Lewis, M. J. (1886). Tendon-jerk and muscle-jerk in disease and especially in posterior sclerosis. *American Journal of the Medical Sciences*, 92, 363–372.
- Murray, M. P., Seireg, A. A., & Sepic, S. B. (1975). Normal postural stability and steadiness : quantitative assessment. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 57(4), 510–516.
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48–58.
- Skogland, J. E. (1942). Quantitative study of normal and pathological station in human subjects. *Medical Record*, 155, 15–22.
- Stribley, R. F., Albers, J. W., Tourtellotte, W. W., & Cockrell, J. L. (1974). A quantitative study of stance in normal subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 55(2), 74–80.
- Stürm, R., Nigg, B., & Koller, E. A. (1980). The impact of cardiac activity on triaxially recorded endogenous microvibrations of the body. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 44(1), 83–96.
- Thomas, D. P., & Whitney, R. J. (1959). Postural movements during normal standing in man. *Journal of Anatomy*, 93, 524–539.
- Vierordt, K. (1862). Grundriss der Physiologie des Menschen. In *Tübingen : H. Laupp'schen.*
- Watanabé, I., Okubo, J., Kodaka, S., & Tsutsumiuchi, K. (1976). Postural equilibrium and respiratory rythm. *Agressologie*, 17, 45–50.