

POSTURE ET VISION

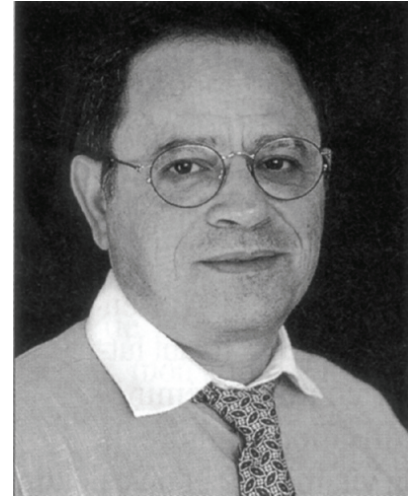
Mr Maurice OUAKNINE

Maurice Ouaknine, Ingénieur de Recherche (*)

Bernard Mario, Attaché de Recherche (*)

(*) Laboratoire d'Audio-Phonologie Expérimentale et Clinique de l'Université de la Méditerranée, Marseille, France

ouaknine@univ-aix.fr



Résumé :

Dès 1877, Karl Vierordt, présentait sur la base d'observations posturographiques l'importance des données visuelles dans la stabilité de la posture érigée chez l'homme. L'amplitude des oscillations sagittales et frontales et la surface occupée par leur composition - surface de l'ellipse contenant 90% des placements au sol du centre de pression- augmentaient en moyenne dans la condition « yeux fermés ». Les études entreprises par l'Association Française de Posturologie, dès 1985, en vue d'établir une base normative, ont montré qu'un sujet qui fixe un fil à plomb placé à 90 cm de ses yeux exhibe en moyenne un quotient de Romberg (QRBG = ratio des surfaces YF/YO) de 2,2. Ce rapport diminue avec l'éloignement de la cible visuelle. Au-delà de 3 mètres, aucune différence significative (QRBG=1) n'est observée entre les surfaces dans les deux conditions visuelles. Le poids de la vision dans la régulation posturale était-il nul chez un sujet placé devant une scène visuelle placée à plus de 3 mètres ? Si on tient compte du biais d'une distribution non gaussienne des surfaces et en choisissant des descripteurs plus pertinents de l'instabilité, la vision se révélera comme une donnée essentielle de la régulation posturale.

Introduction

Le processus de contrôle de la posture peut être assimilé à un système cybernétique doté d'entrées, de sorties et de boucles de rétroaction. Un tel système doit assurer l'exécution d'une consigne qui est par exemple d'asservir ou de maintenir une po-

sition plus ou moins fidèlement. Les propriétés essentielles d'un système asservi sont : i) système qui tient compte du résultat, ii) qui fonctionne indépendamment des perturbations, iii) qui est précis. S'agissant d'un asservissement d'un ensemble de points matériels, l'étude de sa dynamique - connaissance de son état à un instant donné et de son évolution- suppose une représentation dans un espace vectoriel où, chacun des points a pour composantes à minima : une information de position, de vitesse et d'accélération. Ces informations sont fournies par des capteurs spécifiques de la dimension à explorer et/ou déduites de traitements mathématiques. La fiabilité et la précision d'un servomécanisme tiennent essentiellement à la multiplicité des capteurs avec parfois une redondance fonctionnelle pour suppléer à d'éventuelles défaillances. Chez l'homme, une tâche de maintien d'une posture orthostatique, revient à assurer l'équilibre d'un édifice multi-articulé, multi-segmenté intrinsèquement instable. Elle s'exprime par le maintien du centre général de Masses corporelles (C de M) à proximité d'un placement moyen tel que sa projection verticale tombe à l'intérieur du polygone des appuis des pieds au sol. Sans entrer dans les détails de l'identification de la spécificité et de la compétence des capteurs mis en jeu, il est admis que le contrôle postural chez l'homme requiert l'intégration centrale d'informations somato-sensorielles, visuelles et vestibulaires permettant la détection de la position et les déplacements de la tête et du corps dans l'espace, l'orientation spatiale et la stabilisation du regard. Qu'elles soient complémentaires ou en partie redondantes, ces différentes modalités sensorielles concourent au contrôle rétroactif de la posture en fournissant au système nerveux central des données sur le déplacement des masses corpo-

relles. La vision et la somesthésie contribuent respectivement à la détection des mouvements lents de l'environnement visuel et du support tandis que l'appareil vestibulaire signale la position et les changements de position par rapport à la gravité. Des travaux de l'école australienne (Fitzpatrick et McCloskey, 1994) indiquent que la vision et la proprioception des membres inférieurs constituent les modalités les plus sensibles pour la perception des oscillations corporelles chez le sujet debout, le seuil de détection du système vestibulaire étant comparativement plus élevé. Sil est relativement facile de tester le poids de la vision, il en est autrement pour la proprioception qui peut cependant faire l'objet de perturbations (vibrations) ou induire des illusions sans pouvoir réellement être totalement déconnectée. Alors que la contribution des afférences visuelles dans la fonction d'équilibration s'exprime entre autres par une différence de performance des équilibres statiques et dynamiques entre les conditions yeux ouverts (YO) et yeux fermés (YF). Les études entreprises par l'Association Française de Posturologie (AFP), dès 1985, en vue d'établir une base normative des paramètres de l'équilibration, définissent comme descripteur de la qualité du contrôle postural, la surface de l'ellipse de confiance contenant 90% des points caractérisant les excursions du centre de pressions (CdP) enregistrées sur plate-forme de force sur laquelle se tient debout le sujet. La durée d'enregistrement a été fixée à 51,2 secondes, les mesures sont effectuées à une cadence de 5 Hz. Pour rendre compte de la différence de performance entre les deux conditions visuelles, l'AFP définit le quotient de Romberg (QRBG) qui est le ratio des surfaces YF/YO. Dans la condition YO, le sujet a comme consigne de fixer un fil à plomb placé à 90 Cm de ses yeux. Le quotient QRBG moyen calculé sur un effectif de 100 adultes est 2,88, avec un écart type de 1,55. Sur la base de ces considérations expérimentales, ce résultat souligne le poids de la vision par l'importance de la relative dégradation de la performance dans la condition YF. Il souligne aussi que la grande majorité des sujets (80 à 90%) sont des « dépendants visuels ». Cependant, un examen attentif des données fournies par l'AFP révèle clairement que l'histogramme des QRBG est en réalité bimodal et ses données ne pouvaient légitimement faire l'objet d'un traitement statistique classique sur la base d'une distribution gaussienne. Cette observation est d'ailleurs confirmée par les travaux sur les stratégies sensorielles (Lacour et al., 1997) qui montrent un net clivage (cluster analysis) dans l'effectif qui distribue les données selon deux mo-

des représentant une population de 46,1% dite « non visuelle » pour laquelle la performance est meilleure les yeux fermés et une population de 53,9% dite « visuelle » dont la performance est moins bonne (fig. 1). Par ailleurs, Paulus et al (1984, 1988) ont montré que la stabilité posturale est une fonction linéaire de la distance entre l'œil et son environnement visuel ; le poids de l'entrée visuelle diminuerait pour devenir nul pour une distance supérieure à 2 mètres. Ces résultats suggèrent que dans la majorité des situations environnementales, le sujet est un « aveugle postural ». Dès lors, une interrogation vient à l'esprit : comment un système postural aussi précis, en situation orthostatique, peut-il se couper d'une de ses deux modalités sensorielles ? Les travaux de l'école Australienne qui avaient montré que la proprioception est à elle seule aussi sensible que la combinaison des 3 modalités (fig. 2), semblent apporter une réponse plausible. Mais, ces études de psychophysique montrent aussi que le seuil de perception proprioceptive est notablement abaissé lorsque les muscles soléaires sont contractés conférant à ceux-ci une sorte « d'acuité somesthésique ».

Si dans la situation d'un environnement visuel défavorable (cible à plus de 2 m ou pas de cible) la performance posturale est comparable dans les deux conditions visuelles cela reviendrait à considérer une déconnexion des afférences visuelles au niveau des noyaux vestibulaires qui ont en charge de les intégrer avec celles des autres entrées. Dans ces conditions, il n'y aurait apparemment aucune raison pour que la sensibilité proprioceptive change à la fermeture des yeux. C'est pour tester cette hypothèse que nous avons entrepris, d'étudier l'activité musculaire de sujets dans une situation de contrôle visuel défavorable, et de rechercher un descripteur stabilométrique susceptible d'en rendre compte.

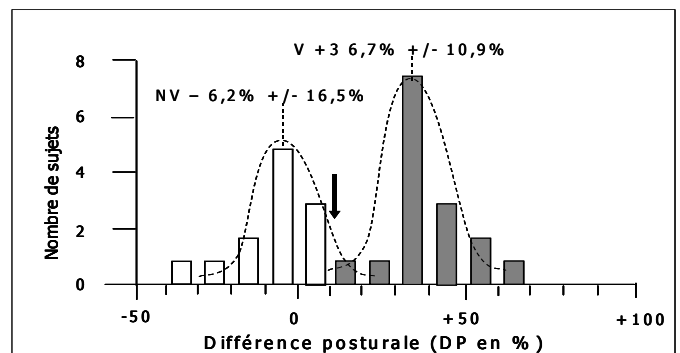


Fig. 1 - Histogramme de distribution de l'indice centré et réduit de différence de score. Les valeurs de l'indice $DP = ((\text{score YF} - \text{score YO}) / (\text{score YF} + \text{score YO}))$ sont exprimées en abscisse en pourcentage, par classe de 10%. Le nombre de sujets par classe est reporté en ordonnées. Noter la présence d'une répartition bimodale. Avec des sujets non visuels (NV) présentant une réduction de la surface de leur STKG les yeux fermés (histogrammes vides) et des sujets visuels (V) présentant au contraire une augmentation de surface les yeux fermés (histogrammes pleins).
Lacour M, Barthélémy J, Borel L, Magnan J, Xerri C, Chays A, Ouaknine M (1997). Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurectomy. *Exp Brain Res* 115: 300-310

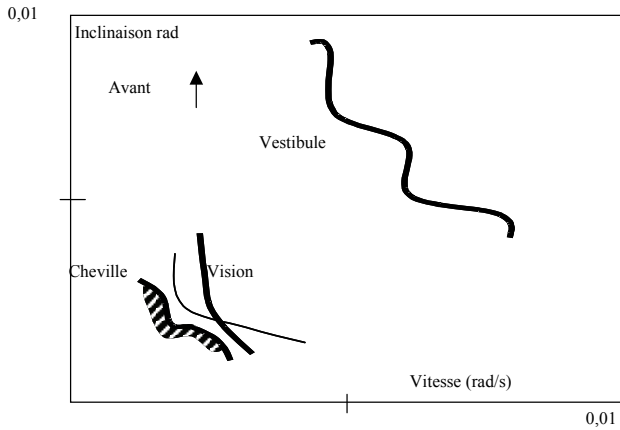


FIG.2 Seuils de détection perçus : résultats (Fitzpatrick et al 1994)
 La proprioception est à elle seule aussi sensible que la combinaison des trois modalités (hachures).
 Les labyrinthes ne sont pas sensibles aux oscillations normales les plus amples ou les plus rapides.
 Tracés fins : proprioception étudiée muscles Soléaires relâchés.

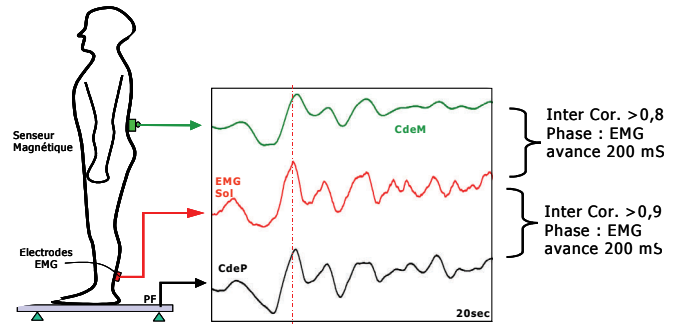


Fig. 3 les enregistrements des paramètres stabilométriques du centre de masse et du centre de pressions ainsi que les activités électriques des muscles soléaires sont réalisés simultanément par une chaîne d'acquisition multi-canaux

METHODES

Les différentes situations expérimentales étudiées sont présentées ci-après sous forme de protocoles différents.

Matériel

Toutes les expérimentations (fig. 3) ont été effectuées sur plate-forme de force ou sabots dynamométriques réalisés dans notre laboratoire. Leurs caractéristiques répondent aux exigences des normes de l'Association Française de Posturologie AFP 40/16. La fréquence d'acquisition a été fixée à 40 Hz avec une résolution du convertisseur analogique-numérique de 16 bits. La durée des enregistrements a été de 51,2 secondes. Le descripteur finalement choisi en raison de sa nature discriminante, est la variance de la vitesse (VV) du statokinésigramme (STKG) ou sa racine carré que nous appellerons VRms pour vitesse « (velocity) Root mean square ». Les enregistrements EMG ont été effectués au moyen d'électrodes de surface (Ag-AgCl, Comepa, Paris, France). Le signal recueilli et mis à niveau par un amplificateur galvaniquement isolée de gain variable (100 - 80 000) est ensuite redressé puis filtré par un filtre passe bas de 100 Hz.

Sujets

Tous les sujets, qui ne présentent pas d'instabilités ou de pathologies avérés, ont été recrutés au sein du service ORL et de l'école d'orthophonie.

Statistiques

Tous les tests statistiques (statistique de base, test de student, test non paramétriques etc.) ont été effectués par le logiciel Systat pour Windows.

Protocole 1

C'est une étude qui porte sur 60 adultes choisies parmi le personnel du service et des étudiants. Elle constitue une base normative pour les données purement stabilométriques. Le but étant de placer les sujets devant une scène visuelle suffisamment distante pour la rendre inopérante au processus de stabilisation posturale. Les sujets étaient placés sur des sabots dynamométriques face à un mur à une distance de 2 mètres fixant une croix dessinée sur une feuille de format A4 et placée à la hauteur de leurs yeux. Il s'agissait pour nous de rechercher parmi tous les descripteurs celui ou ceux susceptibles de varier significativement d'une condition visuelle à l'autre.

Nous avons reporté dans le tableau I les résultats de la comparaison entre les séries appariées des moyennes stabilométriques de tout l'effectif (n = 60) dans les deux conditions visuelles. Seuls les descripteurs significativement discriminants sont reportés. La surface du STKG, comme prévue, est restée comparable dans les deux conditions visuelles, autour de 220 mm². Par contre, et cela constitue une surprise, les paramètres « longueur », « LFS », « Variance de la vitesse (VV) », « ANO2 » augmentent de façon très significative avec une mention particulière pour la variance de la vitesse qui double en condition YF. La figure à droite du tableau montre clairement en superposant des deux distributions de VV, que les moyennes sont très décalées avec cependant une plus grande dispersion des données les yeux fermés. Ce point important sera abordé dans la discussion.

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

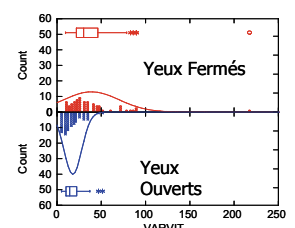


Tableau I : Comparaison (test de Student) entre les séries appariées des moyennes stabilométriques de tout l'effectif (n=60) dans les deux conditions visuelles :
 • Pas de différence significative sur la surface (pas de cabine et cible à 3 m)
 • Chez plus de 90% des sujets, la variance de la vitesse augmente les yeux fermés. Poids de la vision? ..

Protocole 2

Cette étude avait pour objet d'établir une éventuelle corrélation entre les données mécaniques de la plate-forme et l'activité électrique des muscles (EMG). Nous pensions que si la fermeture des yeux devait dégrader les performances posturales, le système nerveux central devait pour suppléer à la défaillance visuelle procéder à un raidissement de l'ensemble des muscles de la posture, à la fois pour s'opposer mécaniquement plus efficacement aux perturbations, et pour abaisser leur seuil de perception à l'étirement conformément aux observations de l'école Australienne (Fig. 2).

Dans un souci de cohérence, nous avons préféré comparer des écart-types : ceux de l'EMG des muscles soléaires qui quantifient un travail et ceux des vitesses du statokinésigramme (VRms) obtenus sur plate-forme. L'effectif était composé de 9 sujets « contrôle ». Ils avaient pour consigne de se tenir debout immobile sur la plate-forme pendant 51,2 secondes, d'abord les yeux ouverts en fixant une cible située à 2 mètres puis les yeux fermés, après une courte pause. Afin de normaliser les comparaisons, nous avons proposé un index centré et réduit qui résulte du quotient de la différence des écart-types obtenus dans les conditions YO et YF sur leur somme. Le domaine de variation de l'index est [-1 ; +1]. Il est à 0 pour une performance identique dans les deux conditions. Les résultats exprimés en pourcentage sont donnés dans le tableau II.

sujets	EMG	VRrms YO	VRms YF	Différence normalisée
1	31%	6.49	12.72	32%
2	19%	8.13	12.84	22%
3	47%	8.85	17.32	32%
4	22%	9.73	16.99	27%
5	13%	8.11	9.32	7%
6	13%	6.84	10.24	20%
7	9%	8.74	12.97	19%
8	4%	6.72	8.89	13%
9	29%	5.93	11.08	30%

Tableau II. Comparaison des signaux EMG (différence normalisée des écart-types des signaux de l'activité électrique musculaire enregistrés dans les deux conditions visuelles) et VRms (en mm/s)

Nous pouvons noter que pour chaque sujet en condition YF, l'activité musculaire et le VRms se sont parallèlement accrues. En dépit de la taille réduite de l'effectif, nous obtenons une différence statistiquement significative ($p < 0,05$) que ce soit entre les activités musculaires ou entre les écart-types des vitesses du statokinésigramme en fonction des deux conditions visuelles. La corrélation entre les index des signaux EMG et de vitesse est significative avec un coefficient r^2 (variance commune) de 64%, confirmant que la variance de vitesse du STKG ou sa racine carrée (VRms) sont représentatifs de l'activité musculaire.

DISCUSSION

Notre étude confirme d'abord qu'il n'y a pas de différence notable entre les surfaces moyennes ob-

tenues dans les conditions YO et YF. Cela s'explique par les conditions environnementales et expérimentales (cible éloignée, absence de cabine). Mais en dépit de ces conditions qui ne sont pas de nature à favoriser l'expression de la référence visuelle, la question reste posée sur la pertinence du choix du descripteur « surface du STKG ». Il a en effet été postulé que les amplitudes des excursions du CdP, et par conséquent la surface du STKG étaient représentatifs de la stabilité de la posture orthostatique et/ou de sa qualité. Si, notre étude montre, sur la foi de ce postulat, que la fermeture des yeux, dans un certain environnement visuel, ne modifiait pas la stabilité de la posture, elle montre aussi une profonde modification de la modalité et des caractéristiques de son contrôle. La variance de la vitesse du STKG double en moyenne dans la condition YF, mais la surface est inchangée. La première hypothèse, étayée d'ailleurs par l'étroite corrélation des paramètres de vitesse du CdP et des EMG soléaires, suggère sans en apporter la preuve formelle que c'est l'articulation malléolaire qui s'est raidie : on peut en effet augmenter la force d'un ressort de raideur constante en l'étirant d'avantage. Mais les lois de la mécanique nous enseignent que dans un système « masse-ressort » de masse M et de raideur K, la fréquence de résonance est donnée par la racine carrée de K/M. La vitesse des oscillations d'un tel système (dérivée des élongations) est une fonction croissante de la raideur K, si M est constant. Dès lors, on peut s'interroger sur les caractéristiques du bio-servomécanisme postural et les objectifs réels du système nerveux central confronté à une tâche d'équilibration. Une des hypothèses, serait que la référence visuelle, en dépit de certaines affirmations, serait toujours effective quel que soit l'environnement visuel. Elle changerait seulement de mécanisme selon la présence ou non de cible ou sa distance par rapport aux yeux du sujet le cas échéant. La cible visuelle en vision fovéale est classiquement située à 1 mètre environ du sujet. Dans cette modalité, les mouvements du corps provoquent un réflexe de poursuite vestibulo-oculaire de la cible. Les étirements des muscles oculaires concomitants de ceux de la jambe coderaient plutôt des erreurs de position. La contribution de l'entrée visuelle serait alors de nature à réduire l'amplitude des oscillations corporelles. Par contre, en vision périphérique, pour une cible éloignée ou absente, l'entrée visuelle contribuerait alors à réduire les erreurs de vitesse. Le capteur visuel est alors un transducteur de position (cible), ou un capteur de vitesse (absence de cible) ou les deux.

Dans tous les cas, l'entrée visuelle, en condition YO est toujours validée et effective.

En condition YF, en absence de capteurs oculaires de position ou de vitesse, le système proprioceptif, seul en lice en principe dans la condition des oscillations naturelles, rigidifie les muscles de la posture, telle une statue, d'une part pour s'opposer efficacement aux perturbations et pour abaisser d'autre part le seuil de perception des mouvements de la cheville. Ainsi, les oscillations demeurent contenues au prix cependant d'un plus grand effort musculaire.

Puisqu'il est avéré que le descripteur stabilométrique « vitesse du CdP » est très utile en ce qu'il rend compte de l'activité des muscles de la posture, pourquoi avait-il échappé à la sagacité des éditeurs des normes AFP85 ? Une des raisons tient à la faible cadence d'échantillonnage du signal stabilométrique préconisée (5Hz) qui n'autorisait pas l'expression des composantes rapides du signal.

BIBLIOGRAPHIE

Grini-Grandval MN, Ouaknine M, Giovanni A. Forcing the voice and variance of speed : correlation between the speed of displacement of the center of gravity and the work of postural muscles. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bordeaux)* 2000;121:319-323

Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM: Specification for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Med Biol Engn Comput.* 1985;23;474-476.

Collins JJ, De Luca CJ: Random walking during quiet standing. *Phys Rev Letters.* 1994;73;764-767.

Lacour M, Barthélemy J, Borel L, Magnan J, Xerri C, Chays A, Ouaknine M: Sensory strategy in human postural control before and after unilateral vestibular neurectomy. *Exp Brain Res.* 1997;115;300-310.

Paulus W.M., Hawken M., Quintern J., Straube A., Krafczyk S., Bötzel K., Brandt TH. : Multisensory versus monosensory stabilization of posture. *Brain*, 107, 1143- 64, 1984.

Paulus W.M., Straube A., Brandt TH.: Visual stabilization of posture : physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Agressologie*, 29, 699-703, 1988

Crowe A, Schiereck P, de Boer W, Keessen W: Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Transac on biomed engineer.* 1995;42;293-303.

Stockwell CW, Koozekanani SH, Barin K: A physical model of human postural dynamics. *Ann New-York Acad Sc.* 1981;374;722-730

Systat 6.0 for Windows. Chicago, Ill : SPSS Inc. 1996.

Yang JF, Winter AD, Wells RP: Postural dynamics in the standing human. *Biol Cybern.* 1990;62;309-320.

Alexandrov A, Frolov A, Massion J : Axial synergies during human upper trunk bending. *Exp Brain Res* 1998;118:210-220

Fitzpatrick RC, Taylor JN, McCloskey DI: Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components. *J of Physiol.* 1992;454;533-547.

Crenna P, Frigo C, Massion J, Pedotti A: Forward and backward axial synergies in man. *Exp Brain Res.* 1987;65;538-548.

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