

## ***Incidence sur la fonction motrice d'un programme d'exercices de renforcement réalisés sur plateforme mobile***

A. COUILLANDRE<sup>1</sup>, P. PORTERO<sup>2,3</sup>, M. DUQUE RIBEIRO<sup>2</sup>, P. THOUMIE<sup>2</sup>

### **Introduction**

L'altération de la fonction motrice résulte la plupart du temps d'un déconditionnement qui survient suite à la réduction de l'activité physique. Un entraînement sollicitant à la fois la fonction d'équilibration et la fonction musculaire s'avère être bénéfique pour la santé, pour la qualité de vie et pour les capacités fonctionnelles et physiques [3, 7]. En effet, de nombreux protocoles incluant des exercices d'équilibre sont de nos jours proposés afin de solliciter et de stimuler les systèmes physiologiques impliqués dans le contrôle postural [7, 8]. Ainsi, par exemple, la discipline sportive de Tai Chi Chuan est une méthode performante de lutte contre les risques de chute chez le sujet âgé, comme de développement des capacités d'équilibre [6]. De même, l'amyotrophie associée à une perte de force consécutive par exemple à un repos au lit de 4 à 6 semaines faisant baisser de 6 à 40 % la force musculaire [1] peut être limitée par une activité physique, même réduite [5]. A l'heure actuelle, les moyens mis à disposition pour l'amélioration du contrôle postural et de la fonction musculaire sont variés. Certains sont conçus pour développer préférentiellement la fonction d'un groupe musculaire, d'autres pour une sollicitation plus globale de l'appareil locomoteur.

Dans notre étude, nous présentons ici le système Huber<sup>®</sup> conçu pour solliciter à la fois l'équilibre et la fonction musculaire. L'objectif de cette étude a donc été de quantifier les effets sur la fonction motrice d'un programme d'entraînement effectué sur ce système. Plus précisément, nous recherchions une amélioration du contrôle postural et de la force musculaire au niveau du genou et du rachis suite à l'entraînement.

### **Matériel et méthodes**

Six hommes et six femmes d'âge moyen 36 ( $\pm$  6 ans) ont participé pendant 3 mois à cette étude. Leur poids moyen s'élevait à 63 ( $\pm$  13 kg) et leur taille moyenne était de 169 ( $\pm$  11 cm). Un questionnaire de Bouchard [2] pour juger de leur niveau d'activité physique a été remis à chaque sujet en début d'étude.

Le protocole d'évaluation qui permettait de juger des effets de l'entraînement sur le système Huber<sup>®</sup> comprenait deux phases d'évaluation : de l'équilibre et de la force musculaire maximale isométrique.

Pour l'évaluation de l'équilibre en condition statique, le dispositif expérimental se composait d'une plate-forme de force Satel<sup>®</sup> (Blagnac, France). Au cours de deux essais, les conditions expérimentales suivantes, toutes en appui bipodal, étaient réalisées de façon aléatoire : *les yeux ouverts ou fermés ; sur mousse les yeux ouverts ou fermés ; en inclinaison maximale antérieure ou postérieure de tout le corps les yeux ouverts.*

Les paramètres biomécaniques considérés sont : la coordonnée moyenne du CP dans le plan sagittal qui constitue un indice de position reflétant la posture globale du sujet ; la surface et la longueur du statokinésigramme qui sont des indices de stabilité posturale pour le sujet.

Pour l'évaluation de la fonction musculaire en condition isométrique, un dynamomètre isocinétique (Cybex Norm<sup>®</sup>, USA) permettait de mesurer les moments des forces. Deux fonctions musculaires sont évaluées : l'extension du genou fléchi à 60° et du rachis fléchi à 20°. Pour chaque fonction, chaque individu devait effectuer trois essais.

1. Université Paris X, EA 2931, UFR STAPS Bâtiment S, 200 avenue de la République, 92001 Nanterre Cedex.

2. INSERM UMR 731 ; UPMC, Service de Rééducation Neuro-Orthopédique, Hôpital Rothschild (AP-HP), 33 boulevard de Picpus, 75571 Paris Cedex 12.

3. Université Paris 12 – Val-de-Marne, UFR SESS-STAPS, 80, avenue du Général-de-Gaulle, 94009 Créteil.

Le paramètre biomécanique considéré était le couple maximum associé à la contraction volontaire maximale isométrique MVC (N.m) lors de l'extension du genou et lors de l'extension du rachis.

Deux évaluations se suivaient dans le temps : une initiale pour établir le niveau de base de chaque participant ; une finale, à la suite des 8 semaines d'entraînement pour en évaluer les effets.

L'appareil de rééducation dénommé Huber<sup>®</sup>, conçu par la société LPG Systems était utilisé pour les séances d'entraînement. Chaque séance d'entraînement était composée d'une phase d'échauffement sur ergocycle et d'une phase d'assouplissement poursuivies par la réalisation du programme « intermédiaire » de l'appareil de rééducation. Ce programme comprenait des exercices de poussées-tirés sur les poignées dans différentes postures. Au total, 24 séances d'entraînement étaient réalisées à raison de trois séances d'environ 30 minutes par semaine et ce pendant 8 semaines.

L'analyse statistique a tout d'abord cherché à savoir s'il existait un profil différent en termes de niveau d'activité physique dans la population sélectionnée. Pour ce faire, nous avons utilisé un test de Mann et Whitney (MW) avec un degré de significativité fixé à 0,05 (\*). Ensuite, l'analyse a consisté en test de Wilcoxon (W) pour juger des modifications survenues suite à l'entraînement sur l'ensemble des sujets puis au sein de chaque sous groupe (sédentaires, actifs). Le degré de significativité est fixé à 0,05. Enfin, nous cherchions à savoir s'il existait une corrélation entre les paramètres étudiés. Nous calculions alors le coefficient de corrélation non paramétrique de Spearman (S). Pour savoir si les paramètres initiaux peuvent être un facteur prédictif des modifications observées à la suite de l'entraînement, le même coefficient de Spearman était calculé avec un degré de significativité fixé à 0,05.

## Résultats

Le questionnaire de Bouchard complété par chaque sujet a permis d'identifier au sein de la population deux sous groupes qui sont statistiquement différents (MW,  $p < 0,01$ ) : un sous groupe actif et un sous groupe sédentaire, chacun constitué de six personnes.

Pour ce qui est des effets de l'entraînement sur l'équilibre statique, pour l'ensemble des sujets, nos résultats montrent que dans la seule condition d'inclinaison maximale postérieure, yeux ouverts, quelle que soit la durée d'acquisition, le CP s'antériorise après entraînement (W,  $p < 0,01$ ). Dans la condition d'inclinaison maximale antérieure, yeux ouverts, pour une durée d'acquisition de 12,8s, la surface du statokinésigramme se réduit de 33,2.% (W,  $p < 0,01$ ) (fig. 1). Il en est de même pour la longueur du statokinésigramme qui diminue de 13,7 % après entraînement, uniquement lors d'une durée d'acquisition de 12,8s (W,

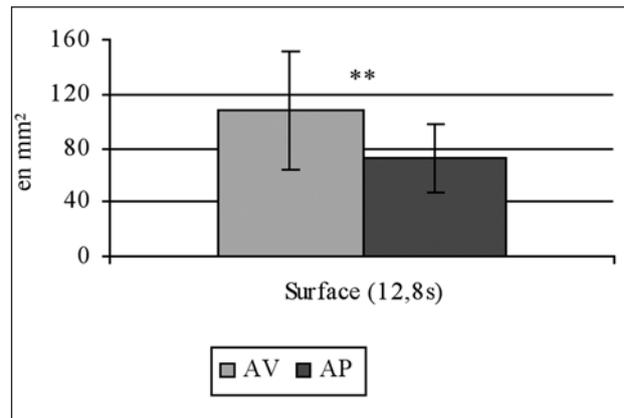


Fig. 1. – Surface du statokinésigramme en position debout, en inclinaison maximale antérieure, les yeux ouverts, pendant 12,8 secondes. Moyennes et écart-types pour l'ensemble des sujets avant (AV) et après entraînement (AP).

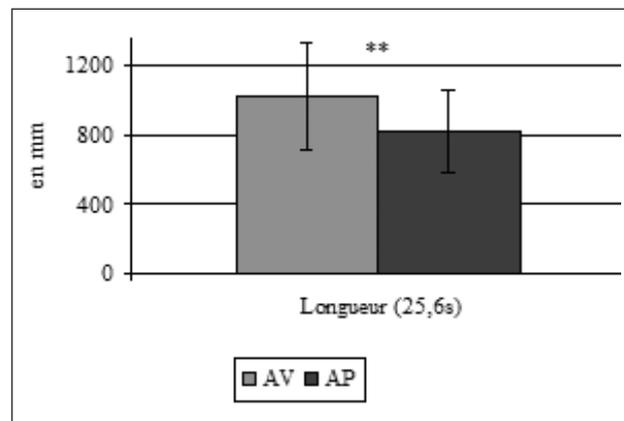


Fig. 2. – Longueur du statokinésigramme en position debout, les yeux fermés sur mousse pendant 25,6 secondes. Moyennes et écart-types pour l'ensemble des sujets avant (AV) et après entraînement.

$p < 0,01$ ). Dans la condition debout les yeux fermés sur mousse, la longueur et la surface du statokinésigramme diminuent après entraînement (W,  $p < 0,05$ ) (fig. 2).

Si on considère l'évaluation de la force musculaire, seule la MVC des extenseurs de genou chez les sédentaires augmente de 18,1 % après l'entraînement (W,  $p < 0,05$ ) (tableau I).

Il n'a pas été retrouvé de corrélation entre les paramètres d'équilibre statique et de force musculaire modifiés par l'entraînement.

TABLEAU I. – Couple développé (MVC exprimé N.m) par les muscles extenseurs du genou par les sujets sédentaires, avant et après entraînement. Moyennes et écart-types.

MVC pour l'extension du genou	Avant entraînement	Après entraînement
Moyenne en N.m	125,2	147,8*
Ecart-type	± 32,1	± 42,5

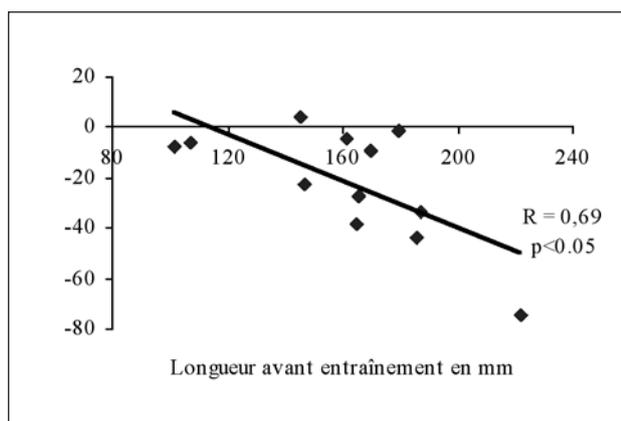


Fig. 3. – Relation linéaire entre la longueur du statokinésigramme avant entraînement et la différence de longueur du statokinésigramme suite à l'entraînement, en condition d'inclinaison maximale antérieure.

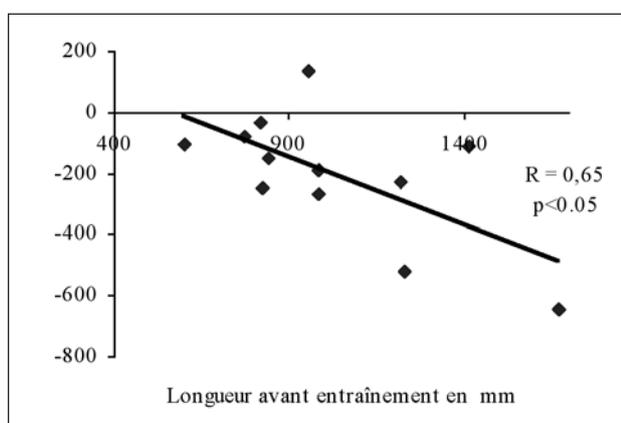


Fig. 4. – Relation linéaire entre la longueur du statokinésigramme avant entraînement et la différence de longueur du statokinésigramme suite à l'entraînement, en condition debout les yeux fermés sur mousse.

Dans le cadre de l'évaluation de l'équilibre statique il est mis en évidence, pour les conditions d'inclinaison maximale antérieure et debout les yeux fermés sur mousse, que plus la longueur du statokinésigramme est grande initialement plus il est possible de la diminuer par l'entraînement ( $S$ ,  $p < 0,05$ ) (fig. 3 et 4).

## Discussion

Cette étude avait, d'une part, pour but d'analyser les modifications de l'équilibre statique et de la fonction musculaire suite à un entraînement sur un appareil de rééducation. D'autre part, ce travail cherchait à savoir si les modifications résultant de l'entraînement pouvaient être corrélées entre elles, et en particulier si le niveau initial pour chacun des paramètres caractérisant l'équilibre statique et la fonction musculaire pouvaient être un facteur prédictif des modifications apportées par l'entraînement.

## Equilibre statique

En condition d'inclinaison maximale postérieure, les résultats montrent que la coordonnée moyenne du CP dans le plan sagittal est plus antérieure après entraînement par rapport à sa position initiale avant entraînement. L'appareil de rééducation pourrait être responsable d'une telle modification car l'ensemble des exercices proposés sollicite des efforts de poussée réalisés sur des poignées situées devant le sujet. Ainsi, l'entraînement en sollicitant les appuis antérieurs pourrait permettre par exemple à des sujets âgés de transférer leur appui sur les avant-pieds luttant ainsi contre le syndrome de rétropulsion décrit par Pfitzenmeyer *et al.* en 1999 [10], principale cause de déséquilibre et de chute arrière.

Nos résultats mettent en évidence une amélioration des indices de stabilité suite à l'entraînement, en inclinaison maximale antérieure pour une durée d'acquisition de 12,8 secondes. Ce résultat est en accord avec la littérature qui met l'accent sur une amélioration du contrôle postural suite à un entraînement [8]. Or, dans ces conditions d'inclinaison, la diminution de la stabilité est un signe prédictif des chutes chez les sujets âgés [9]. Par conséquent, cet entraînement pourrait là encore prévenir les risques de chute.

Lors de la position debout, les yeux fermés sur mousse, la longueur et la surface du statokinésigramme se réduisent après entraînement. On peut émettre l'hypothèse que pour mettre en évidence une amélioration du contrôle postural chez un sujet sain suite à l'entraînement, il faille le placer dans une condition expérimentale complexe. En effet dans cette condition, le système visuel n'est plus mis à contribution dans la régulation de l'équilibre. De plus, parallèlement à l'absence d'afférence visuelle, le sujet ne peut complètement utiliser les afférences proprioceptives, celles-ci étant extrêmement perturbées par la présence de la mousse. Le système vestibulaire reste donc le plus réactif pour la mise en place d'un contrôle postural [4]. Suite à l'entraînement, les sujets auraient développé leur sensibilité vestibulaire et/ou amélioré leur capacité d'adaptation vis à vis des perturbations proprioceptives. Ce résultat est en accord avec l'observation qu'il est possible de faire quant à l'utilisation de l'appareil de rééducation de notre étude, dont on modifie régulièrement le sens, la vitesse et l'amplitude du mouvement du plateau sur lequel le sujet se tient debout au cours d'une séance d'entraînement.

## Fonction musculaire

Bien que l'entraînement réalisé sur le système Huber® ne soit pas un entraînement spécifique de la force des quadriceps, la sollicitation générée par les exercices a été suffisante pour induire une augmentation significative de la force quadricipitale chez les sujets sédentaires. Chez des sujets non entraînés, 45 à 50 % de la MVC suffirait pour générer une augmentation significative de la force alors que pour des sujets

experts l'intensité d'entraînement doit être de l'ordre de 80 % de la force volontaire maximale. Ici, les exercices sur le système Huber® induisait un travail en chaîne musculaire à 60 % de la force maximale obtenue lors d'un mouvement global correspondant à l'exercice demandé. Ces résultats sont donc conformes aux données de la littérature [11] qui montrent que pour faire progresser significativement la force et la masse musculaire, la zone d'entraînement de la force musculaire doit être comprise entre 60 % et 100 % de la force volontaire maximale [13].

### Corrélation des paramètres

Dans notre étude, aucune corrélation entre les paramètres d'équilibre statique et de force musculaire isométrique n'est retrouvée. L'étude de Ryushi *et al.* en 2000 [12] montre pourtant que l'augmentation de force des quadriceps permet un plus grand recul du CP en inclinaison maximale postérieure. A l'inverse dans notre étude, en inclinaison postérieure les sédentaires qui étaient les seuls à augmenter la force quadricipitale, ne modifiaient ni leur position du CP ni leur stabilité.

La valeur du paramètre longueur du statokinésigramme en inclinaison maximale antérieure et debout les yeux fermés sur mousse est donnée comme un facteur prédictif de son évolution après entraînement. Plus la longueur du statokinésigramme est grande avant entraînement, plus elle s'améliore à la suite de celui-ci. Ainsi, les sujets qui progressent le plus après exercice sur ce système sont ceux dont la stabilité était la moins bonne avant. L'appareil de rééducation Huber® semble être un appareil qui permettra d'améliorer la fonction motrice des sujets les plus déficitaires. Ce système pourrait donc être d'une grande utilité dans la prise en charge rééducative chez des sujets pathologiques.

### Conclusions et perspectives

Cette étude des effets de l'entraînement sur le système Huber® met en évidence que les résultats sont cohérents avec les données connues de la littérature. Globalement, il est démontré que les effets de l'entraînement sont positifs dans les deux principaux domaines fonctionnels observés, la force et l'équilibre. Ces résultats obtenus en 8 semaines sont majorés chez des sujets moins conditionnés en terme physique.

L'entraînement sur le système Huber®, par son approche globale de l'appareil locomoteur, modifie des paramètres liés à l'équilibre statique et à la fonction musculaire de sujets sains non sportifs.

Les résultats de l'équilibre statique étant de bonne augure chez les sujets sains, ils devraient être meilleurs pour des sujets pathologiques (comme ceux présentant des déficits sensoriels) ou vieillissant qui suivraient le même entraînement.

Ce type d'entraînement a amélioré de façon modérée la force des muscles quadriceps. Mais il est probable que d'autres muscles sont aussi très sollicités lors de cet entraînement comme ceux de la ceinture scapulaire. La combinaison des différentes postures lors des exercices participe probablement au développement des différents potentiels fonctionnels de l'appareil locomoteur. Des mesures complémentaires permettraient de confirmer ces hypothèses.

L'une des perspectives majeures porte sur la possibilité d'adapter le protocole à l'étude de certaines pathologies. En effet, quelques ajustements dans le contenu du protocole (choix du matériel, condition d'utilisation, paramètres étudiés, population étudiée) permettraient d'apporter des résultats exploitables en thérapeutique et susceptibles d'améliorer la qualité de vie de patients neurologiques, lombalgiques, scoliotiques et de personnes âgées. L'application à la prise en charge du sujet pathologique à risque de chute semble particulièrement attractive.

### RÉFÉRENCES

- Bloomfield S.A. – Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1997, 29, 197-206.
- Bouchard C., Tremblay A., Leblanc C., Lortie G., Savard R., Theriault G. – A method to assess energy expenditure in children and adults. *Am. J. Clin. Nutr.*, 1983, 37, 461-467.
- Brill P.A., Macera C.A., Davis D.R., Blair S.N., Gordon N. – Muscular strength and physical function. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 2000, 32, 412-416.
- Bronstein A., Brandt M., Woollacott M.H., Nutt J.G. – *Clinical disorders of balance, posture and gait. 2/e.* Hardback. Oxford University Press, 2004.
- Convertino V.A., Bloomfield S.A., Greenleaf J.E. – An overview of the issues: physiological of bed rest and restricted physical activity. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1997, 29, 187-190.
- Forrest W.R. – Anticipatory adjustment and T'ai Chi Ch'uan. *Biomed. Sci. Instrum.*, 1997, 33, 65-70.
- Gauchard G.C., Jeandel C., Tessier A., Perrin P.P. – Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. *Neurosci. Letters*, 1999, 273, 81-84.
- Hu M.H., Woollacott M.H. – Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *J. Gerontol.*, 1994, 49, M52-61.
- Owings T.M., Pavol M.J., Foley K.T., Grabner M.D. – Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 2000, 48, 42-50.
- Pfitzenmeyer P., Mourey F., Tavernier B., Camus A. – Psychomotor desadaptation syndrome. *Arch. Gerontol. Geriatr.*, 1999, 28, 217-225.
- Portero P., Maïsetti O. – Entraînement de la force. Des principes fondamentaux aux adaptations du système neuromusculaire. In: J.P. Didier (Ed), *Plasticité de la fonction motrice.* Springer-Verlag, Paris, pp. 235-281, 2004.
- Ryushi T., Kumagai K., Hayase H., Abe T., Shibuya K., Ono A. – Effect of resistive knee extension training on postural control measures in middle aged and elderly persons. *J. Physiol. Anthropol. Appl. Human Sci.*, 2000, 19, 143-149.
- Sale D.G., Mac Dougall J.D. – Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Can. J. Appl. Sport Sci.*, 1981, 6, 87-92.