



ELSEVIER
MASSON

Disponible en ligne sur www.sciencedirect.com



Annales de réadaptation et de médecine physique 51 (2008) 59–66

A NNALES
de RÉADAPTATION
et de MÉDECINE PHYSIQUE

<http://france.elsevier.com/direct/ANNRMP/>

Article original

Modification des paramètres d'équilibration et de force associés au reconditionnement sur plateforme motorisée de rééducation : étude chez le sujet sain

A. Couillandre^{a,b}, M.-J. Duque Ribeiro^b, P. Thoumie^b, P. Portero^{b,c,*}

^a EA 2931, UFR STAPS, université Paris-X, bâtiment S, 200, avenue de la République, 92001 Nanterre cedex, France

^b Service de rééducation neuro-orthopédique, Inserm UMR 731, UPMC, AP-HP, hôpital Rothschild, 33, boulevard de Picpus, 75571 Paris, France

^c UFR SESS-STAPS, université Paris-12 Val-de-Marne, 80, avenue du général De-Gaulle, 94000 Créteil, France

Reçu le 23 avril 2007 ; accepté le 26 août 2007

Résumé

Objectif. – L'objectif était d'analyser les effets d'un entraînement réalisé sur une plateforme motorisée (Huber[®] ou Spine Force[™]) ayant pour vocation de solliciter l'équilibre et la fonction musculaire.

Population. – Douze adultes sains, répartis en un groupe sédentaire et un groupe actif, ont suivi sur cette plateforme trois entraînements hebdomadaires pendant deux mois.

Méthode. – Une évaluation de l'équilibre statique (plateforme Satel[®]) et de la fonction musculaire (dynamomètre Cybex Norm[®]) a été réalisée avant et après entraînement. Le contrôle postural était évalué dans diverses conditions par un paramètre de position (position moyenne antéropostérieure du centre des pressions) et par deux paramètres de stabilité (longueur et surface du déplacement du centre des pressions). L'évaluation de la fonction musculaire a été effectuée lors de l'extension du genou et du rachis et comprenait la force maximale volontaire (MVC) et l'activité électromyographique (*root mean square* (RMS)) et l'efficacité neuromusculaire (MVC/RMS).

Résultats. – Nous observons les résultats suivants :

- une avancée du centre de pression en condition d'inclinaison postérieure maximale ($p < 0,01$), une diminution de la longueur du statokinésigramme les yeux fermés sur mousse et en condition d'inclinaison maximale antérieure pour laquelle la surface diminue aussi ($p < 0,01$) ;
- une augmentation de la force en extension de genou, uniquement pour le groupe sédentaire ($p < 0,05$).

Ces différents résultats n'étaient pas corrélés entre eux ($p < 0,05$). En revanche, la valeur de la longueur initiale du statokinésigramme prédisait sa valeur finale ($p < 0,05$).

Conclusion. – L'entraînement sur cet appareil de rééducation a amélioré l'équilibre statique seulement dans des conditions expérimentales complexes et la fonction musculaire des sujets présentant un faible niveau d'activité physique au départ. Il conviendrait à l'avenir de valider ce type d'entraînement chez des sujets âgés ou présentant des déficits sensorimoteurs.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Équilibre ; Force musculaire ; Statokinésimétrie ; Rééducation

1. Introduction

Lors de la simple réduction de l'activité physique, lors d'un séjour en microgravité, lors d'une immobilisation plâtrée, la

fonction motrice est moins sollicitée. Par conséquent, un déconditionnement se met en place et entraîne notamment une altération de l'équilibre et de la fonction musculaire. Un entraînement sollicitant 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 [3,9].

L'équilibre s'altère en l'absence de demande fonctionnelle. Liu et al. en 2003 [15] observaient, par exemple, qu'à la suite de

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : p.portero@rth.aphp.fr (P. Portero).

21 jours d'alitement, le système proprioceptif devenait moins efficace pour maintenir l'équilibre dynamique. En revanche, son efficacité était conservée lorsque des exercices étaient réalisés au cours de l'alitement. 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 [9,12]. 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 [8]. Cependant, des activités physiques plus simples procurent les mêmes bienfaits. Par exemple, à la suite de la réalisation d'exercices assis ou couché sur ballon, les oscillations posturales se réduisent dans le plan frontal [21]. De même, après un entraînement sur plateforme tournante, les oscillations posturales objectivées par la longueur du déplacement du centre des pressions (CP) diminuent [11]. Même dans des conditions d'équilibre plus difficiles, debout sur mousse, la stabilité posturale s'améliore suite à la pratique d'exercices physiques sollicitant l'équilibre [13].

Les effets de la réduction de la charge fonctionnelle comme ceux de l'entraînement sur la fonction musculaire sont bien connus [10,18,19]. La microgravité réelle ou simulée est responsable de la diminution des volumes musculaires [5,14]. Cette atrophie musculaire entraîne une chute de force. Par exemple, le repos au lit de quatre à six semaines fait baisser de 6 à 40 % la force musculaire [1]. Cette amyotrophie, associée à une perte de force, peut être limitée par une activité physique, même réduite [6]. En situation d'entraînement, la force du muscle quadriceps [25] et des extenseurs du tronc s'améliorent [20].

À l'heure actuelle, les moyens mis à disposition pour l'amélioration du contrôle postural sont variés et comprennent, par exemple, des ateliers équilibre. Pour l'amélioration de la fonction musculaire, des appareils de musculation (chaise à quadriceps, haltères...) sont conçus pour développer préférentiellement la fonction d'un groupe musculaire. Des ergomètres (presse, rameur, vélo, steppéur...) sont aussi utilisés pour une sollicitation plus globale de l'appareil locomoteur. Dans notre étude, nous présentons ici le système Huber[®] qui se dit être capable de 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 avons recherché une amélioration du contrôle postural (critère de jugement principal) et de la force musculaire au niveau du genou et du rachis (critère secondaire).

2. Méthode

2.1. Population

Six hommes et six femmes d'âge moyen 36 (± 6 ans) ayant donné leur consentement par écrit après information éclairée (CCPPRB de la Pitié-Salpêtrière, numéro 6404, numéro THO596) ont participé pendant trois mois à cette étude. Leur

poids moyen s'élevait à 63 (± 13 kg) et leur taille moyenne était de 169 (± 11 cm).

Les critères d'inclusion des sujets étaient les suivants :

- homme ou femme, âgé de 25 à 45 ans ;
- sain ;
- ayant un statut d'assuré social ;
- habitant la région parisienne ;
- acceptant d'être suivi au moins trois mois ;
- ayant donné un consentement par écrit après information éclairée.

Les critères de non-inclusion étaient les suivants :

- toute contre-indication à l'exercice physique ;
- tout sujet sportif de haut niveau ;
- toute pathologie cardiovasculaire ;
- toute pathologie pouvant interférer sur la motricité et la posture ;
- toute pathologie neurologique ;
- toute pathologie rhumatologique ;
- toute circonstance (notamment chirurgicale) récente pouvant interférer avec l'évaluation initiale et un suivi régulier des sujets sur au moins trois mois ;
- tout trouble d'origine respiratoire ;
- toute participation antérieure récente (inférieure à six mois) à une recherche biomédicale.

Un questionnaire de Bouchard et al. [2] pour juger de leur niveau d'activité physique a été remis à chaque sujet en début d'étude.

2.2. Protocole d'évaluation

Le protocole d'évaluation qui permettait de juger des effets de l'entraînement sur le système Huber comprenait deux critères de jugement :

- critère principal :

évaluation de l'équilibre dans des conditions statiques sur plateau de force ;

- critère secondaire :

évaluation de la force musculaire maximale isométrique sur un ergomètre couplée à l'enregistrement du signal électromyographique (EMG) des muscles vastus lateralis et erector spinae lombaire.

2.2.1. Équilibre

Pour l'évaluation de l'équilibre en condition statique, le dispositif expérimental se composait d'une plate-forme de force Satel[®] (Blagnac, France) permettant la détection des forces et des moments appliqués par le sujet sur ce plateau. L'acquisition du signal s'effectuait à la fréquence de 40 Hz. Le sujet était invité à monter sur la plate-forme. Il se tenait debout,

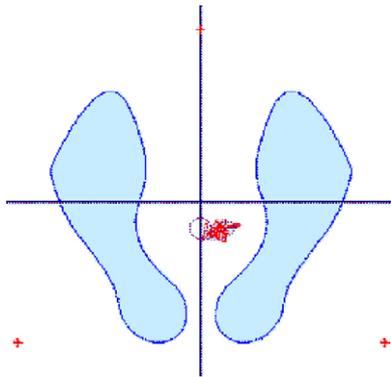


Fig. 1. Position de référence donnée par Satel® et exemple de statokinésigramme.

le plus immobile possible, les bras ballants le long du corps, le regard à l'horizontale et les pieds nus. Au cours de deux essais, les conditions expérimentales suivantes, toutes en appui bipodal, étaient réalisées de façon aléatoire :

- les yeux ouverts ou fermés, pendant 25,6 secondes (Fig. 1) ;
- sur mousse les yeux ouverts ou fermés, pendant 25,6 secondes ;
- en inclinaison maximale, antérieure ou postérieure, de tout le corps les yeux ouverts pendant 12,8 ou 51,2 secondes.

Les paramètres biomécaniques considérés sont les suivants :

- 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 (Fig. 2).

2.2.2. Fonction musculaire

Pour l'évaluation de la fonction musculaire en condition isométrique, un dynamomètre isocinétique (Cybex Norm®, États-Unis) couplé à une chaîne d'acquisition du signal EMG (ME 3000P8®, Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finlande) permettait de mesurer les moments des forces et l'activité EMG développés par les muscles assurant l'extension du genou et du rachis. Afin d'assurer une meilleure qualité de signal, les signaux EMG étaient amplifiés grâce aux préamplificateurs intégrés sur les câbles à proximité des électrodes et étaient ensuite filtrés avec une bande passante de 8 à 500 Hz. L'échantillonnage se faisait à une fréquence de 1000 Hz. Deux fonctions musculaires sont évaluées : l'extension du genou et du rachis.

- Pour l'extension du genou :

le sujet était en position assise, angle tronc/cuisse de 105 ($\pm 5^\circ$), angle cuisse/jambe de 60°. L'extension du genou était testée du côté du membre inférieur qui correspond au pied d'appel.

- Pour l'extension du rachis :

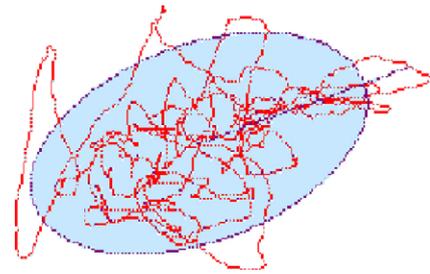


Fig. 2. Exemple de surface du statokinésigramme.

le sujet était en position debout, tronc fléchi à 20°, sur la plateforme du dynamomètre.

Les électrodes de surface sur le vastus lateralis et sur les erector spinae lombaires à l'étage L4 étaient posées selon les recommandations du *SENIAM project* [24]. Un nettoyage de la peau à l'alcool était réalisé après rasage du site, si nécessaire.

Pour chaque fonction, chaque individu devait effectuer trois essais, la consigne étant de forcer le plus fort possible et le plus vite possible. La durée d'acquisition de la force et parallèlement des signaux EMG durait 5 secondes. Les périodes de repos étaient respectivement d'une minute entre chaque essai. Le paramètre biomécanique considéré était le suivant :

- le couple maximum associé à la contraction volontaire maximale isométrique MVC (Nm) lors de l'extension du genou et lors de l'extension du rachis.

Le paramètre EMGs considéré pour le test de force maximale était le suivant :

- la *root mean square* « maximale » ou RMS_{max} (mV) qui correspond à une moyenne d'activité électrique musculaire calculée lors de l'obtention du couple maximum.

De plus, nous déterminions l'efficacité neuromusculaire qui correspond au rapport du couple maximum par la RMS_{max} (Nm/mV).

Deux évaluations se suivaient dans le temps :

- une évaluation initiale pour établir le niveau de base de chaque participant ;
- une évaluation finale, au plus tard la semaine suivant les huit semaines d'entraînement pour en évaluer les effets.

2.3. Programme d'entraînement

L'appareil de rééducation dénommé Huber® ou Spine Force™, conçu par la société LPG Systems était utilisé pour les séances d'entraînement. Il se compose d'un plateau ovale motorisé animé d'un mouvement d'oscillations rotatoires d'amplitude et de vitesse variable, d'un système de poignées équipées de capteurs de force. Ce plateau permet de perturber l'équilibre du sujet qui doit en permanence ajuster sa posture, en même temps qu'il exerce des poussées et des tractions au niveau des membres supérieurs. Il s'agit plus précisément d'un

travail d'adaptation posturale et musculaire avec rétrocontrôle visuel. Un ensemble de quatre programmes pour quatre niveaux d'utilisation permet au système de s'adapter aux besoins des différents utilisateurs.

Chaque séance d'entraînement débutait par une phase d'échauffement sur ergocycle pendant cinq minutes à une intensité comprise entre 50 et 60 % de la fréquence cardiaque maximale théorique. Cette phase d'échauffement était poursuivie par une phase d'assouplissement réalisée sur le plateau mobile où le sujet se plaçait dans différentes positions sans appui des membres supérieurs. Ensuite, les exercices appartenant au programme *intermediate* de l'appareil de rééducation utilisés étaient réalisés, ceux-ci étaient effectués à 60 % de la force maximale qui avait été paramétrée au début de l'étude, puis réajustée à chaque première séance de chaque nouvelle semaine d'entraînement. Ce programme comprenait des exercices de poussées-tirés sur les poignées dans différentes postures (pieds parallèles écartés de la largeur du bassin, fente avant droite ou gauche). Au total, 24 séances d'entraînement étaient réalisées à raison de trois séances d'environ 30 minutes par semaine, et ce, pendant huit semaines.

2.4. Statistiques

Tout d'abord, l'analyse statistique a cherché à savoir s'il existait un profil différent en terme 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 un 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.

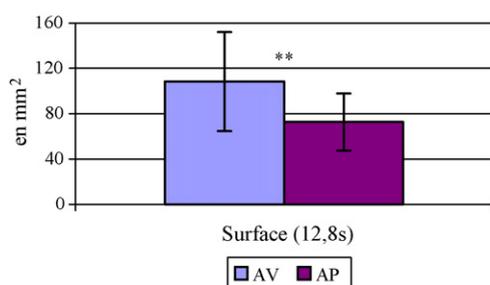


Fig. 3. Surface du statokinésigramme en position debout, en inclinaison maximale antérieure, les yeux ouverts, pendant 12,8 secondes. Moyennes et écart-types pour l'ensemble des sujets avant (AV) et après entraînement (AP). (** $p < 0,01$).

Tableau 1

Dépenses énergétiques journalières calculées à partir du questionnaire de Bouchard pour les sujets sédentaires et les sujets actifs

Dépense énergétique	Sédentaires	Actifs
Moyenne (kcal/jour)	2510	3813 ^a
Écart-type	± 278	± 304

^a Moyennes et écart-types.

3. Résultats

3.1. Caractérisation de la population par le questionnaire de Bouchard

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 (Tableau 1).

3.2. Effets de l'entraînement

3.2.1. Pour l'ensemble des sujets

3.2.1.1. *Équilibre statique.* Dans la condition d'inclinaison maximale postérieure, yeux ouverts, quelle que soit la durée d'acquisition, le CP s'antériorise après entraînement (Tableau 2) (W, $p < 0,01$).

Dans la condition d'inclinaison maximale antérieure, yeux ouverts, pour une durée d'acquisition de 12,8 secondes, la surface du statokinésigramme se réduit de 33,2 % (W, $p < 0,01$) (Fig. 3). 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 12,8 secondes (W, $p < 0,01$).

Dans la condition debout, les yeux fermés sur mousse, la longueur et la surface du statokinésigramme diminuent après entraînement (W, $p < 0,05$) (Fig. 4).

3.2.1.2. *Fonction musculaire.* Aucun résultat significatif n'est retrouvé en ce qui concerne l'évaluation de la force musculaire, aussi bien d'un point de vue de la force proprement dite que de l'EMGs. Le couple isométrique maximale développé par les extenseurs du genou augmente de 7 % suite à l'entraînement,

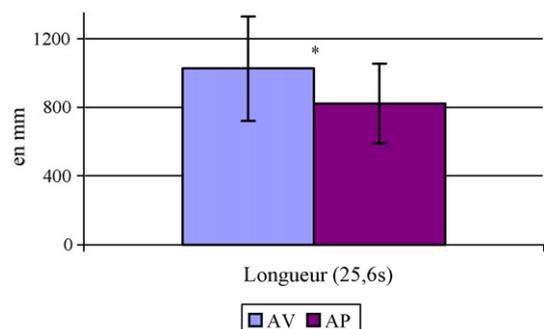


Fig. 4. Longueur du statokinésigramme en position debout, les yeux fermés sur mousse pendant 25,6 secondes. Moyennes et écart-types pour l'ensemble des sujets avant (AV) et après (AP) entraînement. (* $p < 0,05$).

Tableau 2

Modifications de coordonnées du CP (Y_{IP} moy) en position debout en inclinaison maximale postérieure, les yeux ouverts, pendant 12,8 ou 51,2 secondes

Y_{IP} moy	Durée d'acquisition (s)	Avant entraînement	Après entraînement
Moyenne (mm) \pm écart-type	12,8	- 94,0 \pm 9,8	- 87,6 \pm 12,7 ^a
Moyenne (mm) \pm écart-type	51,2	- 92,5 \pm 12,5	- 84,6 \pm 15,3 ^a

^a Moyennes et écart-types de Y_{IP} moy sur l'axe des y pour l'ensemble des sujets avant et après entraînement.

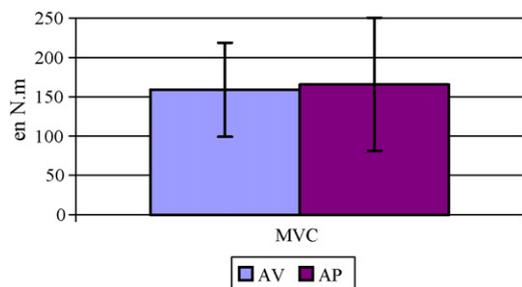


Fig. 5. Couples développés (MVC) par les muscles extenseurs du genou. Moyennes et écarts-types pour l'ensemble des sujets avant (AV) et après entraînement (AP).

mais cette augmentation est simplement indicative ($p = 0,07$) (Fig. 5). La RMS du vastus lateralis augmente de 4 % après entraînement, mais cette augmentation n'est pas significative.

Pour le rachis, la MVC a augmenté (+ 5,5 %) suite à l'entraînement, mais ce résultat n'est pas significatif ($p = 0,09$). La RMS augmente de plus de 20 % de chaque côté, cependant seule l'augmentation du côté gauche est significative ($p < 0,05$) (Fig. 6).

L'efficacité neuromusculaire n'est pas significativement modifiée, étant donné que les deux paramètres la constituant (couple maximal et RMS) évoluent de la même façon.

3.2.2. Au sein de chaque sous-groupe

Sur les deux fonctions musculaires étudiées, seule la MVC des extenseurs de genou augmente de 18,1 % après l'entraînement chez les sédentaires (W, $p < 0,05$) (Tableau 3).

3.3. Recherche de corrélations entre les paramètres étudiés

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

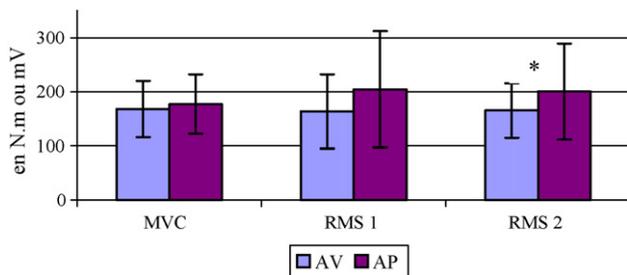


Fig. 6. Couples maximaux (MVC) développés par les muscles extenseurs thoracolombaires et *root mean square* (RMS) du muscle erector spinae au niveau lombaire (L4). Moyennes et écart-types pour l'ensemble des sujets avant (AV) et après entraînement (AP). RMS 1 et RMS 2 correspondent respectivement au côté droit et gauche. (* $p < 0,05$).

Tableau 3

Couple développé (MVC) par les muscles extenseurs du genou par les sujets sédentaires, avant et après entraînement

MVC pour l'extension du genou	Avant entraînement	Après entraînement
Moyenne (Nm)	125,2	147,8 ^a
Écart-type	\pm 32,1	\pm 42,5

^a Moyennes et écart-types.

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, $p < 0,05$) (Figs. 7 et 8).

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 (à plateau

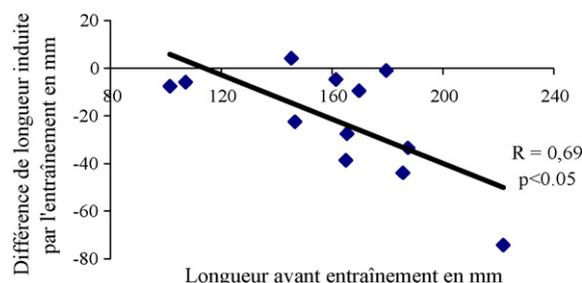


Fig. 7. Relation linéaire entre la longueur du statokinésigramme avant entraînement et la différence de longueur du statokinésigramme suite à l'entraînement, en condition d'inclinaison maximale antérieure.

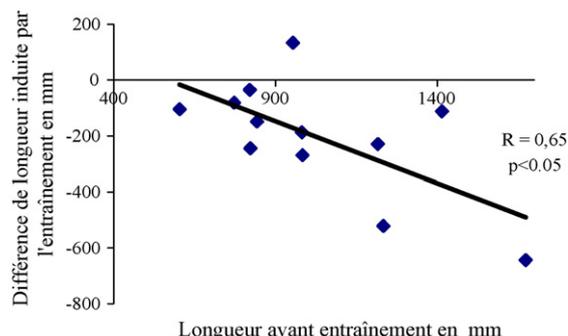


Fig. 8. Relation linéaire entre la longueur du statokinésigramme avant entraînement et la différence de longueur du statokinésigramme suite à l'entraînement, en condition debout les yeux fermés sur mousse.

mobile et à système de poignées équipées de capteurs de force). En effet, ces différents facteurs constituent en grande partie la fonction motrice : les contractions musculaires permettent de maintenir la posture stabilisant les articulations dans le cadre du contrôle postural. 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.

4.1. Équilibre 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. En effet, ces sujets peuvent souffrir du syndrome de rétroimpulsion qui comme le décrit Pfitzenmeyer et al. en 1999 [17] s'accompagne d'un CP postériorisé par rapport à une population saine, 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 [12]. Or, dans ces conditions d'inclinaison, la diminution de la stabilité est un signe prédictif des chutes chez les sujets âgés [16]. Par conséquent, cet entraînement pourrait participer à la prévention des chutes.

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'afférences visuelles, 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.

4.2. Fonction musculaire

L'entraînement sur le système Huber[®] ou Spine Force[™] induit une augmentation de la force des groupes musculaires évalués (quadriceps et extenseur du rachis dorsolombaire) et cela d'autant plus que le niveau de condition physique initial des sujets est faible. Cependant, cette augmentation n'atteint pas le seuil de significativité. En effet, il existe cette fois une augmentation significative de la force musculaire du genou pour le groupe sédentaire. Dans notre étude, les exercices sur le système Huber[®], malgré la position semi-fléchie conservée pour tous les exercices, ne sollicitaient pas de façon élective le quadriceps mais induisait un travail en chaîne musculaire à 60 % de la force maximale obtenue lors d'un mouvement global correspondant à l'exercice demandé. En effet, 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. Ces résultats sont conformes aux données de la littérature [19] 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 [23]. L'augmentation de force musculaire peut être expliquée par des facteurs structuraux (volume, typologie...) et des facteurs nerveux (coordination inter- et intramusculaire, recrutement des unités motrices). La durée de notre étude n'étant que de huit semaines, il est bien évidemment exclu d'observer des modifications de la morphologie musculaire (augmentation de la masse). Bien que l'entraînement réalisé ne soit pas un entraînement spécifique de la force des quadriceps, la sollicitation générée par ces exercices a été suffisante pour induire une augmentation significative de la force quadricipitale chez les sujets sédentaires. Cette augmentation de la force serait principalement liée à des facteurs nerveux. Ces facteurs nerveux sont le plus souvent responsables de cette première phase adaptative, notamment chez les débutants, avec une augmentation du signal EMGs [7]. Cependant dans notre étude, nous n'avons pas mis en évidence d'augmentation significative de l'activation musculaire (représentée par la RMS), avec pourtant une évolution de la force concomitante de celle de l'activation musculaire. L'efficacité neuromusculaire n'est pas non plus modifiée significativement dans notre étude. Cela peut s'expliquer car le couple maximal est développé par des groupes musculaires alors que l'EMGs est recueilli sur un seul chef d'un muscle appartenant à un groupe musculaire. Étant donné la complexité des synergies d'activation musculaire, on peut considérer que l'EMGs recueilli sur un sous-élément du système musculaire n'est pas forcément représentatif du niveau d'activation du muscle lui-même et a fortiori, d'un groupe musculaire.

4.3. 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 [22] montre pourtant

que l'augmentation de force des quadriceps permet un plus grand recul du CP en inclinaison maximale postérieure. À 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. Ce résultat va dans le sens de ceux observés pour la posture et la force musculaire au sein du groupe sédentaire. L'appareil de rééducation Huber[®] ou Spine Force[™] semble être un appareil qui permettrait d'améliorer la fonction motrice des sujets déficitaires. Ce système pourrait donc être d'une grande utilité dans la prise en charge rééducative chez des sujets pathologiques.

5. Conclusions et perspectives

Cette étude des effets de l'entraînement sur le système Huber[®] ou Spine Force[™] met en évidence que les résultats sont cohérents avec les données connues de la littérature dans les domaines de l'exercice physique, des troubles de l'équilibre et des chutes. 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 huit semaines sont majorés chez des sujets moins conditionnés en terme physique.

L'entraînement sur le système Huber[®] ou Spine Force[™], 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. Le CP s'avance en position d'inclinaison maximale postérieure suggérant une réorganisation posturale des sujets qui transféreraient leur appui sur les avant-pieds. Et, ils deviennent plus stables en inclinaison maximale antérieure ainsi que debout les yeux fermés sur mousse. Pour l'ensemble des sujets, la valeur initiale de la longueur du statokinésigramme peut prédire de son évolution à la suite de l'entraînement.

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. Les progrès seraient d'autant plus marqués que leur paramètre de longueur initiale du statokinésigramme serait grand. Les patients présentant des déficits sensoriels et les sujets âgés devraient être moins gênés par leurs problèmes grâce à ce type d'entraînement. Cependant, des études complémentaires sur ce type de populations semblent nécessaires.

Ce type d'entraînement a amélioré de façon modérée la force des muscles quadriceps et erector spinae. 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. De plus, il serait intéressant d'analyser la persistance des effets de l'entraînement. L'application à la prise en charge du sujet pathologique à risque de chute semble particulièrement attractive.

Références

- [1] Bloomfield SA. Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:197–206.
- [2] 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;37:461–7.
- [3] Brill PA, Macera CA, Davis DR, Blair SN, Gordon N. Muscular strength and physical function. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:412–6.
- [4] Bronstein A, Brandt M, Woollacott MH, Nutt JG. Clinical disorders of balance, posture and gait. 2nd edn.. Oxford University Press; 2004 , Hardback.
- [5] Convertino VA, Doerr DF, Mathes KL, Stein SL, Buchanan P. Changes in volume, muscle compartment, and compliance of the lower extremities in man following 30 days of exposure to simulated microgravity. *Aviat Space Environ Med* 1989;60:653–8.
- [6] Convertino VA, Bloomfield SA, Greenleaf JE. An overview of the issues: physiological of bed rest and restricted physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29:187–90.
- [7] Enoka RM. Muscle strength and its development. *Sport med* 1988;6: 146–68. New perspective.
- [8] Forrest WR. Anticipatory adjustment and T'ai Chi Ch'uan. *Biomed Sci Instrum* 1997;33:65–70.
- [9] Gauchard GC, Jeandel C, Tessier A, Perrin PP. Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. *Neurosci Lett* 1999;273:81–4.
- [10] Goubel F, Linsel-Corbeil G. Biomécanique : éléments de mécanique musculaire. Paris: Masson; 1998.
- [11] Holder HM, Bunting J. Balance training using the « podiatron » balance master (a mechanised rotating platform). *Physiotherapy* 2005;91:49–60.
- [12] Hu MH, Woollacott MH. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *J Gerontol* 1994;49:M52–61.
- [13] Hue OA, Seynnes O, Ledrole D, Colson SS, Bernard PL. Effects of a physical activity program on postural stability in older people. *Aging Clin Exp Res* 2004;16:356–62.
- [14] Leblanc A, Rowe R, Schneider V, Evans H, Hedrick T. Regional muscle loss after short duration spaceflight. *Aviat Space Environ Med* 1995;66:1151–4.
- [15] Liu YS, Huang WF, Liu XH, Wang J, Zhao DM, Wu X. Effects of exercise training during 21 d -6 degrees head down bed rest on dynamic posture equilibrium and motor coordination. *Space Med Med Eng* 2003;16:264–8.
- [16] Owings TM, Pavol MJ, Foley KT, Grabiner MD. 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.
- [17] Pfitzenmeyer P, Mourey F, Tavernier B, Camus A. Psychomotor desadaptation syndrome. *Arch Gerontol Geriatr* 1999;28:217–25.
- [18] Portero P, Cornu C. Adaptation du muscle à la diminution de la charge fonctionnelle. Les différents modèles de déconditionnement « du vol

- spatial à l'immobilisation plâtrée ». In: Didier JP, editor. Plasticité de la fonction motrice. Paris: Springer-Verlag; 2004. p. 201–34.
- [19] Portero P, Maïsetti O. Entraînement de la force. Des principes fondamentaux aux adaptations du système neuromusculaire. In: Didier JP, editor. Plasticité de la fonction motrice. Paris: Springer-Verlag; 2004. p. 235–81.
- [20] Rissanen A, Kalimo H, Alaranta H. Effect of intensive training on the isokinetic strength and structure of lumbar muscles in patient with chronic low back pain. *Spine* 1995;20:333–40.
- [21] Rogers ME, Fernandez JE, Bohlken RM. Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. *J Occup Rehabil* 2001;11: 291–8.
- [22] 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;19:143–9.
- [23] Sale DG, Mac Dougall JD. Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Can J Appl Sport Sci* 1981;6:87–92.
- [24] SENIAM 5, Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles' Project, 1997.
- [25] Welsh L, Rutherford OM. Effects of isometric strength training on quadriceps muscle properties in over 55 year old. *Eur J Appl Physiol* 1996;72:219–23.