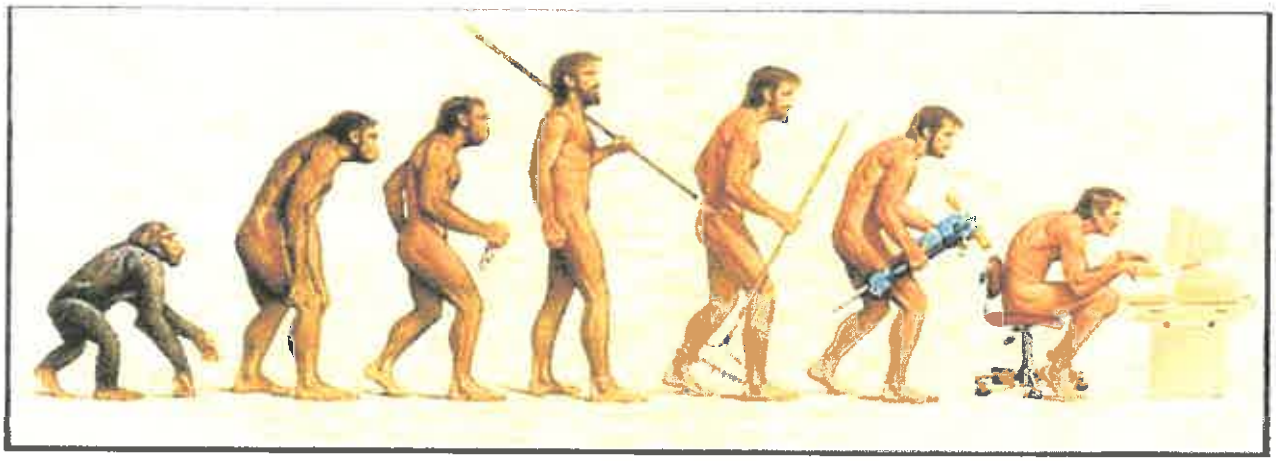
MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY

Incidence d'un protocole de renforcement des spinaux superficiels et profonds sur la posture d'étudiants de L'IFMK de Nancy réalisé sur le Huber Motion Lab ®.



Mémoire de recherche présenté par Marc TALAGA,
étudiant en 3ème année de kinésithérapie,
en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute
Année 2014-2015.

RESUME

Objectif - L'objectif de l'étude est d'analyser l'incidence d'un protocole de renforcement des spinaux superficiels à l'aide du Huber Motion Lab® sur la posture d'étudiants. C'est l'étude de l'évolution du Y moyen (Position moyenne du centre de position dans le plan sagittal) qui nous permettra de justifier une modification de la posture des participants.

Population - La population de l'étude est constituée de 21 étudiants sains âgés de 18 à 25 ans que l'on a réparti en deux groupes. Un groupe test, qui réalise le protocole de renforcement et un groupe témoin qui n'a pas participé aux séances sur le Huber Motion Lab. Parmi, les sujets de l'étude, 19 présentent une chute arrière et 2 une chute avant.

Méthode - Un tirage au sort a permis de déterminer la composition des deux groupes de l'étude. Une première mesure du Y moyen a été mesurée à J0 sur la plateforme Win-Posturo de Médicapteurs. Les participants du groupe test ont ensuite réalisé 12 séances du protocole de renforcement durant 5 semaines sur la plateforme motorisée (Huber Motion Lab®). Ceci représente 2 à 3 séances hebdomadaires de Huber Motion Lab® avec obligation de réaliser un jour de repos minimum entre chaque séance. Une deuxième mesure du Y moyen sur plateforme Win-Posturo a été réalisée à J+5 semaines, pour les deux groupes. Un questionnement subjectif des participants a été réalisé en fin d'étude pour déterminer leur ressenti sur l'amélioration de leur posture.

Résultat - On obtient une avancée non significative du Y moyen des sujets du groupe test présentant une chute arrière au risque 5%.

Conclusion - Le Huber Motion Lab® est une plateforme motorisée intéressante dans la rééducation posturale. Il est néanmoins important, d'adapter, d'encadrer et de corriger les exercices réalisés par les sujets. Cet appareil de rééducation ne peut suffire à réaliser seul une rééducation posturale. Le Huber Motion Lab® doit être intégré dans une prise en charge globale.

Il sera intéressant de tester un groupe plus important composé d'individu en chute avant pour analyser leur évolution. On pourra également réaliser une étude du même type sur des personnes sédentaires, présentant un fort déconditionnement des muscles de la posture, chez lesquels le protocole pourrait être beaucoup plus efficace.

Mots clés : Huber Motion Lab®, posture, trapèze, renforcement musculaire, spinaux.

Keywords : Motorized platform Huber®, posture, trapeze, muscle building, spinal muscle.

SOMMAIRE :

RESUME

1. INTRODUCTION 1

2. MATERIEL ET METHODE 2

2.1 Méthodologie de recherche bibliographique : 2

2.2 Population 2

2.3 Rappels : Anatomie et physiologie musculaire : 5

2.3.1 Anatomie 5

2.3.2 Physiologie musculaire 8

2.3.3 La plate-forme Win-posturo 11

2.3.4 Normes 85 de posturologie 12

2.3.5 Le HUBER MOTION LAB ® 13

2.3.6 Le Protocole 14

2.3.6.1 L'Echauffement 15

2.3.6.2 Le Protocole de renforcement 15

2.3.7 Conseils d'hygiène de vie 16

2.3.7.1 Etirement des trapèzes 16

2.3.7.2 Etirement des rhomboïdes 16

2.3.7.3 Etirement de l'avant-bras 17

2.3.8 Hygiène et confort 17

2.3.8.1 Entretien du Huber 17

2.3.8.2 Conforts des utilisateurs 18

2.3.8.3 Accessibilité de la machine 18

3. RESULTATS & STATISTIQUES 18

3.1 Analyse des tracés 18

3.2 Ressenti des participants ayant participés à l'étude 20
3.2.1 Ressenti du renforcement sur l'amélioration de la posture en position debout..... 20
3.2.2 Ressenti du renforcement sur l'amélioration de la posture en position assise 20
3.3 Analyse statistiques 21
3.4 Evolution de la force moyenne des participants 22
3.5 Evolution de la posture photographiée des participants.....23
4. DISCUSSION 25
5. CONCLUSION 30
BIBLIOGRAPHIE
ANNEXES

1. INTRODUCTION

On a souvent tendance à dire que «le mal du dos est le mal du siècle». En effet, les rachialgies représentent une grande part des prises en charge en kinésithérapie. La fréquence de ces douleurs est liée à nos activités et comportements quotidiens. La société actuelle est caractérisée par une augmentation des activités sédentaires. Ce sont des activités proches du métabolisme basal dans lesquelles les individus ont une activité minimale (1.5 mets). Nous passons plus de temps assis et en parallèle nous diminuons nos activités physiques quotidiennes. Nos journées se caractérisent de plus en plus par le temps passé assis au bureau, à l'école, dans les transports, ou dans nos loisirs (ordinateur, télévision, cinéma,...). Nos activités vont alors impacter notre posture. Cette tendance à la sédentarité va engendrer une baisse du tonus musculaire. Cette baisse du tonus de la musculature des érecteurs du rachis et des stabilisateurs de la scapula, provoque bien souvent des positions avachies en hypercyphose avec projection de la tête en avant et enroulement des épaules. Les étudiants sont particulièrement concernés par les positions assises. En effet, ils passent une grande partie de leurs journées assis dans les amphithéâtres. On peut y observer deux principales mauvaises positions prises par les étudiants.

L'étudiant peut ne pas s'assoir complètement au fond de l'assise contre le dossier. Il aura tendance à projeter la tête en avant, enrouler les épaules et chuter vers l'arrière. Dans cette position l'étudiant est dit «vautré» (figure 1).

Il peut également s'asseoir complètement au fond de l'assise et reposer ses coudes sur le plan de travail. Dans cette situation, il aura tendance à projeter la tête en avant, enrouler les épaules et chuter vers l'avant. Dans cette position l'étudiant est dit «avachi» (figure 2).

Figure 1

Figure 2

Dans cette étude, on se donne comme objectif de déterminer l'efficacité d'un protocole de renforcement des spinaux superficiels du Huber Motion Lab® dans la correction durable de la posture d'un groupe d'étudiants.

2. MATERIEL ET METHODE

2.1 Méthodologie de recherche bibliographique

Initialement, nous avons effectué une recherche bibliographique dans le but de rassembler les connaissances publiées dans la littérature nécessaire à notre étude de recherche. Nous avons pour cela interrogé les bases de données suivantes : Réédoc, Google Scholar, Kiné doc, Pubmed. Notre recherche numérique a eu lieu entre le 1/07/2014 et le 16/12/2014. Nous avons également réalisé une recherche manuelle à la bibliothèque Réédoc du centre Louis Pierquin, ainsi qu'à la bibliothèque universitaire de la faculté de médecine de Nancy. La société LPG nous a fait parvenir les coordonnées de l'un des investigateurs de l'établissement des protocoles préenregistrés dans le Huber Motion Lab®. Malgré nos différentes sollicitations, nous n'avons pas réussi à le joindre pour échanger sur les modalités d'établissements des protocoles du Huber Motion Lab. Nous avons pris contact avec la société Médicapteurs qui nous a prêté une plateforme Win-Posturo durant toute la durée des mesures. La société Médicapteurs nous a fait parvenir de la documentation sur la posturologie, ainsi que les normes 85 de posturologie. Les études sur le Huber Motion Lab® sont peu nombreuses. L'ensemble des publications validées par le COSIRE (Comité Scientifique International de Recherche) sur la plateforme Huber sont recensées par la société LPG. Ces études sont encore aujourd'hui peu nombreuses et réalisées sur de faibles populations. Nous nous sommes rendus au CREPS de Nancy (Centre de Ressources d'Expertise et de Performance Sportives), afin d'approfondir nos connaissances sur les méthodes de renforcement musculaire utilisées dans les entraînements sportifs.

2.2 Population

Nous sommes partis d'un groupe de 21 personnes, âgées entre 18 et 25 ans. Le groupe était composé de 6 filles et de 15 garçons.
Un tirage au sort au sein du groupe à permis de sélectionner 3 filles et 7 garçons pour réaliser les 12 séances de renforcements des spinaux sur le Huber motion lab®.
Les personnes non tirées au sort représentaient le groupe témoin de l'étude.

Critères d'inclusion :

- les patients devaient passer au-moins 16h dans la position assise et ou allongée,
- les patients devaient présenter une projection de la tête en avant et un enroulement des épaules. Ce caractère a été déterminé de façon subjectif par l'investigateur de l'étude, en s'appuyant sur une photo de profil avec un fil à plomb prise en début d'étude.

Critères de non-inclusion :

- sujet sportif de haut niveau,

- sujet sédentaire selon le questionnaire de Bouchard,
- sujet présentant une maladie de Sheuermann ou une scoliose,
- sujet présentant des troubles sensitifs, proprioceptifs ou vestibulaires identifiés à la visite médicale,
- sujet présentant des entorses, fractures ou luxations récentes des membres supérieurs et ou inférieurs,
- sujet présentant une différence de longueur au niveau des membres inférieurs,
- sujet présentant une contre-indication à la pratique du Huber Motion Lab® (ex : insuffisant cardiaque ou épileptique).

Critères d'analyse principale

La position moyenne des projections du centre de position dans le plan sagittal noté «Y moyen » représentait le critère principal. Cette donnée a été mesurée en suivant les normes 85 de posturologie sur la plateforme Winposturo de Médicapteurs.

Critères secondaires :

- l'analyse de la force moyenne exercée par les volontaires durant les séances du protocole de renforcement,
- un questionnement du ressenti subjectif des volontaires ayant réalisé le protocole de renforcement représente un troisième critère secondaire dans notre étude,
- le comparatif photo avant-après des participants de l'étude ayant réalisé le renforcement sur Huber Motion Lab®.

Deux grands profils posturaux ressortent de notre étude :

- des sujets présentant une projection de la tête en avant, un enroulement des épaules et une chute avant,
- des sujets présentant une projection de la tête en avant, un enroulement des épaules et une chute arrière.

Différentes photos réalisées de positions prises par les étudiants :

Figure 3 : enroulement des épaules.

Figure 4 : projection de la tête en avant et enroulement des épaules.

Figure 5 : position correcte avec légère projection de la tête en avant.

Figure 6 : enroulement des épaules, projection de la tête en avant et tendance à la chute avant.

Figure 7 : projection de la tête en avant, associée à une chute arrière.

2.3 Rappels : anatomie et physiologie musculaire

2.3.1 Anatomie

Les spinaux superficiels sont constitués des trapèzes, des rhomboïdes, des grands dorsaux, et des dentelés postéro-supérieur et postéro-inférieur [1].

Dans notre protocole de renforcement, nous allons essentiellement nous intéresser aux rhomboïdes et aux trapèzes. C'est pourquoi nous allons rappeler ci-dessous leur anatomie.

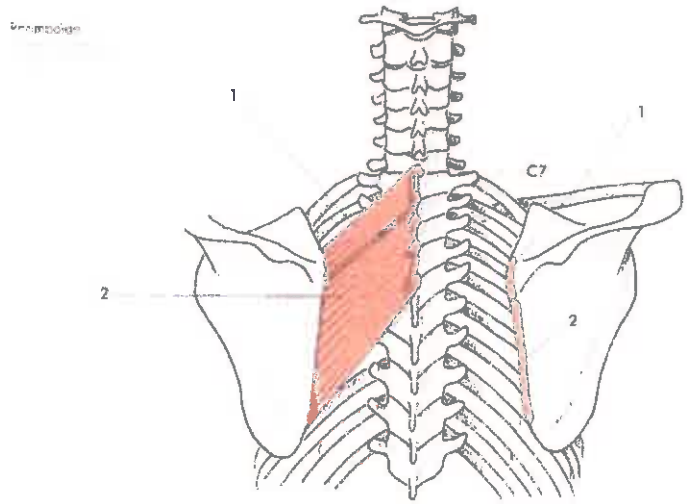


Figure 8 : anatomie des rhomboïdes [1]

Les rhomboïdes sont situés dans la région inter scapulaire. Ils se composent chacun de deux chefs (un petit et un grand).

Le petit chef du rhomboïde prend son origine sur l'apex des vertèbres de C7 à T1, ainsi que sur le ligament supra-épineux.

Le grand chef du rhomboïde prend son origine sur l'apex des vertèbres de T1 à T4, ainsi que le ligament supra-épineux.

Le petit chef se termine en regard de l'épine sur le bord latéral de la scapula.

Le grand chef se termine en dessous de l'épine au niveau du bord médial de la scapula.

Les fibres des rhomboïdes sont obliques en bas et en dehors.

Lorsque le rachis est fixe, les rhomboïdes ont un rôle d'adduction, d'élévation et de rétropulsion de la scapula. Il réalise une sonnette médiale de la scapula.

Ils auront globalement un rôle de stabilisateur de la charnière cervico-thoracique. Ils sont innervés par le nerf dorsal de la scapula de racine C5.

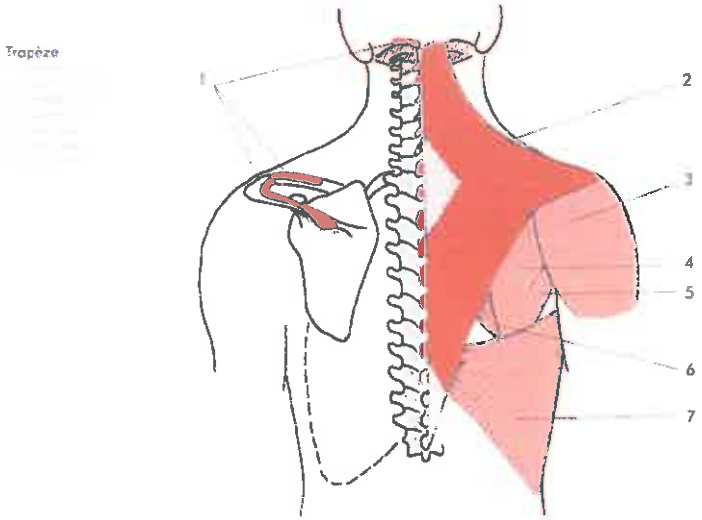


Figure 9 : anatomie du trapèze [1]

Le trapèze se situe dans la région cervico-thoraco-scapulaire. Il est composé de 3 faisceaux que l'on dissociera essentiellement par leur insertion terminale.
Le trapèze prend son origine au niveau du 1/3 médial de la ligne nucale supérieure. Ainsi que sur l'apex des processus épineux des vertèbres C1 à T11. Il se fixera également par des faisceaux musculaires sur le ligament nucal.
Le trapèze se termine en 3 faisceaux :

- le faisceau supérieur va se fixer sur la face supérieure et le bord postérieur du 1/3 latéral de la clavicule,
- le faisceau moyen va se terminer sur le versant supérieur du bord postérieur de l'épine de la scapula.

Le faisceau inférieur va prendre insertion sur le tubercule trapézien de la scapula.
Le trapèze est donc étalé en éventail à base médiale et sommet latéral :

- les fibres du faisceau supérieur sont obliques en dehors et en bas,
- les fibres du faisceau moyen sont dirigées vers le dehors,
- les fibres du faisceau inférieur sont obliques en dehors et en haut.

Il forme avec le trapèze homologue controlatéral, le losange aponévrotique du trapèze, qui se situe en regard de la charnière cervico-thoracique.
Lorsque le rachis est fixe le trapèze aura comme action :

- une élévation du moignon de l'épaule et une sonnette latérale via son faisceau supérieur,
- une adduction associée à une rétropulsion de la scapula via son faisceau moyen,
- un abaissement du moignon de l'épaule associé à une adduction et une sonnette latérale via le faisceau inférieur.

Il a globalement un rôle de stabilisateur cervico-thoraco-scapulaire dans la posture des individus.
Le trapèze est innervé par le nerf accessoire (XI).
Il reçoit également des fibres du nerf du trapèze (de racine C3 ± C4) qui ont essentiellement un rôle proprioceptif.

Les trapèzes et les rhomboïdes sont des muscles phasiques qui sont rapidement fatigables. Il sera intéressant dans notre protocole de renforcement, de les entraîner à résister au maximum à la fatigue.
Les grands dorsaux auront essentiellement un rôle de stabilisation excentrique dans les exercices du protocole de notre mémoire de recherche.
Les dentelés postéro-supérieurs vont stabiliser la charnière cervico-thoracique et jouer le rôle d'inspirateur accessoire en élevant les premières côtes durant l'inspiration.
Les dentelés postéro-inférieurs vont stabiliser la charnière thoraco-lombaire. Ils vont jouer un rôle d'expirateur accessoire en favorisant l'abaissement des dernières côtes lors de l'expiration.
Durant les exercices du protocole, nous allons nous situer dans un travail de posture en isométrie totale en chaine fermée. Il y aura donc une stimulation des muscles spinaux profonds. De la même façon, la préhension des poignets stimulera les muscles des membres supérieurs et les mouvements du plateau les muscles des membres inférieurs. Cette stimulation sera moindre par rapport à celle des spinaux superficiels.

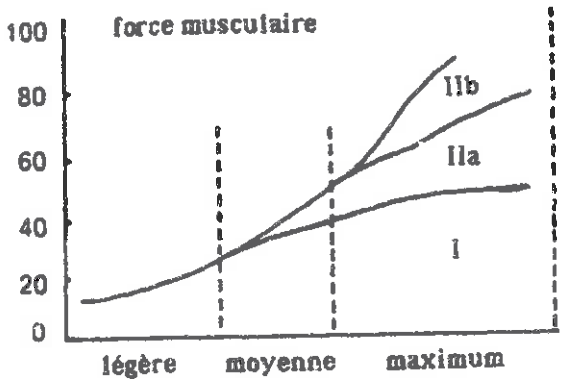
On sollicitera le patient au maximum, pour qu'il s'auto-grandisse durant les exercices pour stimuler les spinaux profonds. Les spinaux profonds sont composés :

- des ilio-costaux,
- des longissimus,
- des muscles épineux,
- des splénus de la tête et du cou,
- des intertransversaires,
- des interépineux,
- des semi-épineux,
- des rotateurs courts et longs,
- des multifides courts et longs.

2.3.2 Physiologie musculaire

La qualité d'un muscle est associée à des facteurs essentiels :

- les facteurs structuraux tels que le corps musculaire, la jonction myo-tendineuse et le tendon,
- les facteurs de recrutement, de synchronisation et de coordination des unités motrices,
- les facteurs d'étirement et de précontrainte du muscle correspond permettent la pliométrie.

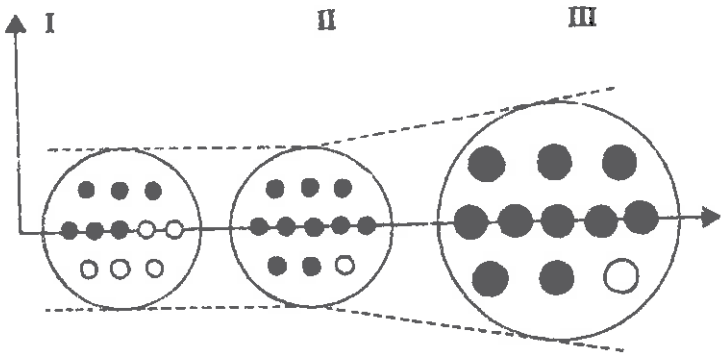


le recrutement des fibres en fonction de l'intensité de la charge. (Castill 1980)

Figure 10 : types de fibres musculaires recrutées en fonction de l'intensité de la charge [2]

Le travail en isométrie totale est un travail à vitesse lente dans lequel il faut prendre entre 50 et 90% de la 1 RM. Dans notre protocole de renforcement on travaillera avec 70% de la 1RM. D'après la loi de Hennemann : les fibres lentes sont recrutées avant les fibres rapides.

Ainsi, on peut observer sur les deux représentations du recrutement moteur ci-joint, que notre protocole sollicitera l'ensemble des fibres à savoir : les fibres de type I (lente) et celle de type IIA (mixte). Toutefois, on sollicitera également les fibres de type IIB à minima, sans engendrer de modification macroscopique de volume musculaire.



place des phénomènes de recrutement dans l'augmentation de force. (d'après Fukunaga 1976)

Figure 11 : phénomènes de recrutement dans l'augmentation de la force [2]

Les fibres musculaires sont de quatre types. On retrouve les fibres lentes de type I, les fibres rapides de type IIA et IIB, ainsi que les fibres intermédiaires de type IIC.

Tableau I : classifications des fibres musculaires [2]

Classifications	Ogata 1958	Intermediate	Red	White
	Engel 1962	I		II
	Stein et Padykula	B	C	A
	Gollnick et Semsche 1969	β acide sensible	αβ	α acide insensible
	Burke 1967, 1973	S	FR	FF
	Peter et coll. 1972	SO	FOG	FG
	Brooke et Kaiser 1970	I	II A	II B II C
Techniques utilisées	Différentes classifications histochimiques et caractéristiques principales de chaque type de fibre musculaire.			
Histologie Microscopie optique	Contenu en myoglobine	Élevé	Intermédiaire	Faible
	Réseau capillaire par unité de surface	+ + +	+ +	+
	Diamètre ♂ ♀	+ + + +	+ + + +	+ + +
Microscopie électronique	Contenu en mitochondries	Très élevé	Élevé	Faible
	Densité du réticulum	Réseau serré		Réseau compact
	Strie Z	Large		Fine
Stimulation répétitive Déplétion glycogénique	Résistance à la fatigue	Élevée	Moyenne	Faible
	Concentration en glycogène	Variable	Variable	Forte
Microscopie électronique	Concentration en triglycérides	Forte	Intermédiaire	Faible
Prérépulsion des ions phosphate	Métabolisme dominant	Oxydatif	Mixte	Glycolyse rapide, oxydatif
	Vitesse de contraction	Faible	Grande	Grande
	Activité ATPasique	+	+ + +	+ + + + + +
Immunohistochimie	Anticorps myosine Antirabbit myosin	○	+ +	+ + +
	Anticorps myosine Antirabbit myosin	+ +	○	○ +

S = Slow. SO = Slow oxydative. FF = Fast fatigable FG = Fast glycolytic FR = Fast resistant to fatigue. FOG = Fast oxydative glycolytic

les classifications des fibres musculaires (d'après Marini, 1981).

L'histogramme ci-contre met en avant les résultats de l'étude de la proportion en fibre lente et rapide chez différents athlètes, à partir d'une biopsie du vaste externe du quadriceps. D'après cette étude, les hommes et femmes, «non entrainés» présenteraient environ 50% de fibres I et 50% de fibres de type IIB. Dans des activités d'endurance, telles que le marathon ou la nage, il est évident que la proportion en fibres à contractions lentes est augmentée.

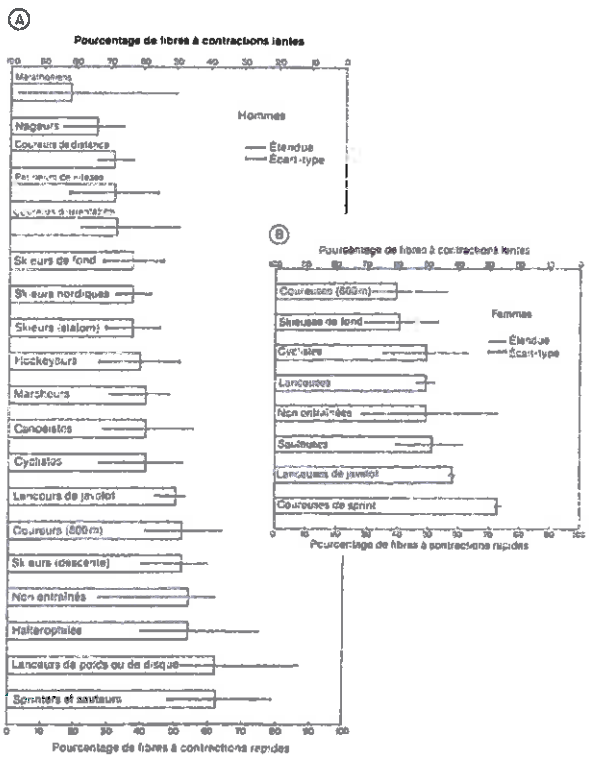
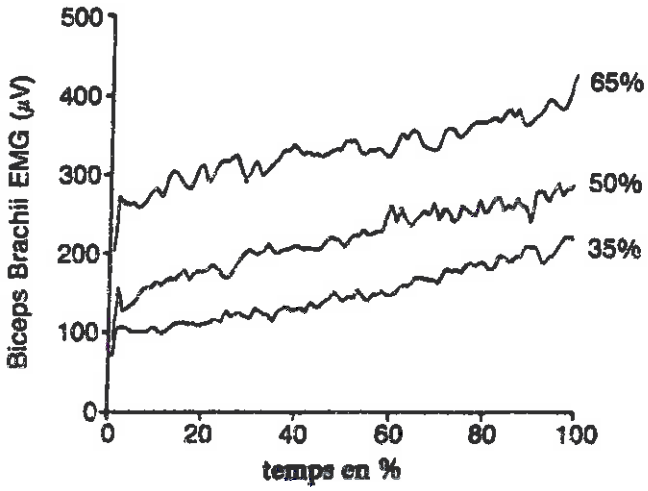


Figure 12 à droite : proportion de fibres à contractions lentes chez des individus en fonction des activités pratiquées [2]

Les fibres de type I lentes, sont fondamentales dans le maintien de posture prolongée.

D'après Paillard [3], le travail en isométrie totale jusqu'à la fatigue, entrainerait une augmentation de l'activité électrique des muscles. Les fréquences d'impulsions augmenteraient et l'apparition des tremblements caractériserait une synchronisation des unités motrices. Dans notre protocole de renforcement, on vise essentiellement une amélioration des facteurs de recrutement, de synchronisation et de coordination des unités motrices. En effet, notre protocole se compose de 12 séances sur une durée de 5 semaines. Ce dernier est trop court pour qu'il y soit constaté des modifications structurelles des fibres musculaires des participants. Il n'y aura a priori pas de transformation des fibres rapides en fibres lentes.



l'activité électrique des muscles au cours de contractions isométriques soutenues jusqu'à la fatigue (d'après Enoka 1988).

Figure 13 : courbe de l'activité électrique des muscles au cours de contractions isométriques [2]

Le travail en isométrie totale est intéressant pour parvenir à une activation maximale du muscle. Il correspond dans notre protocole de renforcement à un travail d'endurance. Dans lequel l'objectif est d'entraîner le muscle à travailler dans des conditions de fatigue des fibres musculaires et nerveuses importantes.

D'après Zatsiorski [4], les travaux en isométrie ne doivent pas excéder 15 minutes par séance. Par ailleurs, il ne faudrait pas utiliser l'isométrie plus de 1 à 2 mois par an sous peine de léser les muscles renforcés [2].

Les douleurs musculaires post-entraînement dans le travail en isométrie

Les études qui ont été faites sur les douleurs musculaires post-entrainement, tendent à montrer que le ressenti maximal des courbatures suite à un entrainement en isométrie se situerait dans les 24 à 72 heures qui suivent l'effort. La courbe ci-dessous met en avant l'évolution des douleurs musculaires post-entraînement au cours des heures après un entraînement isométrique.

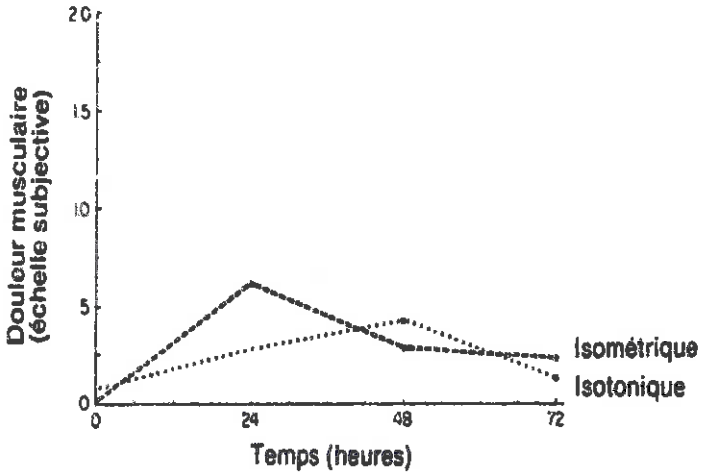


Figure 14 : courbe des douleurs musculaires post-entrainement en fonction du temps [2]

les courbatures à l'issue de différents types de séance. (d'après Talag, 1973)

Un protocole de renforcement adapté doit être spécifique à l'activité du sujet.

Cette spécificité va être caractérisée par le type de contraction, la position de travail, la vitesse d'exécution et le nombre de segments intervenant dans l'entraînement. Dans notre protocole de renforcement en endurance des spinaux, nous avons choisi de réaliser un travail isométrique, à vitesse lente dans la position debout.

2.3.3 La plate-forme Win-posturo

La plate-forme de stabilographie Win-posturo a été conçue par la société Médicapteurs.

Cette plate-forme se présente comme un plateau bleuté de faible épaisseur (12mm) et de forme carré qui présentent 3 capteurs de pression. L'appareil confère un positionnement des pieds délimité par un marquage et 2 calles en plexiglas.

Ce positionnement correspond à la position du Romberg, dans laquelle les talons sont au même niveau et les pieds forment un angle de 30°.

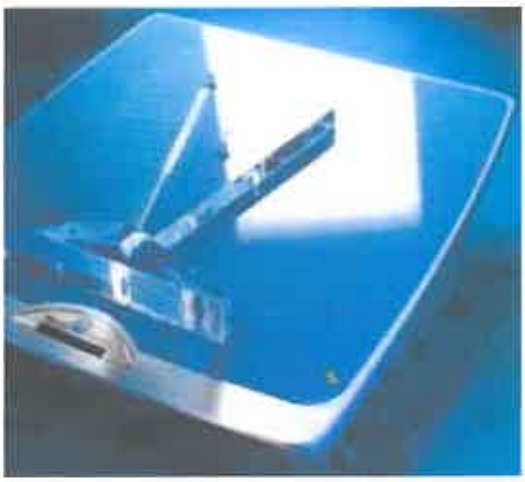


Figure 15 : la plate-forme Win-posturo

Cette plate-forme permet de réaliser des évaluations posturales. L'outil de mesure permettra d'identifier et d'analyser objectivement différents troubles de la statique et de l'équilibre.

La plate-forme est normalisée suivant les normes 85 de L'Association Posture et Equilibre (A.P.E), anciennement Association Française de Posturologie (A.F.P).

La machine est certifiée CE G/ Med selon la directive européenne 93/42 annexe VI.

Nous avons choisi la plateforme Médicapteurs comme outils de mesure dans le protocole de notre mémoire de recherche. Nous réaliserons les mesures les yeux ouverts puis fermés.

En effet, cette plate-forme représente un outil de mesure particulièrement intéressant, en raison de sa précision. Cette plateforme est normalisée suivant les Normes 85 de l'A.F.P. Elle est également particulièrement bien agencée, avec un dispositif de calage, pour permettre des mesures reproductibles. On prendra pour fréquence d'acquisition 40hZ.

2.3.4 Normes 85 de posturologie

Les consignes ont été extraites des normes 85 [5] de l'A.F.P. sur les conditions dans lesquelles les mesures ont été prises.

Les tests sont effectués sur une plateforme de stabilométrie. La durée d'un test sera de 51.2 secondes.

Environnement sonore

Le niveau sonore moyen est maintenu bas, aux environs de 40 dBa et l'on évite toute source sonore qui procurerait une information auditive directionnelle.

Position du sujet

Le sujet monte les pieds nus sur la plate-forme. On positionne ses pieds très exactement sur des repères de la plate-forme à la pointure du sujet, de telle sorte que, talons joints, les pieds fassent entre eux un angle de 30° (on utilisera les calles en plexiglas). Dont la bissectrice coïncide avec l'axe sagittal de la plate-forme, et que le centre du polygone de sustentation soit sur cet axe à «d» centimètres en avant du centre «électrique» de la plate-forme.

Dans les normes 85, les sujets sont placés dans une cabine à 90cm d'un fil à plomb et dont les murs de la cabine se situent à 50cm de part et d'autre. Le patient est face à un fil à plomb de couleur blanche éclairé par un dispositif lumineux.

Dans notre étude, nous n'avons malheureusement pas à disposition de cabine de mesure. Nous avons dû nous adapter en créant un environnement identique à chaque enregistrement. Il ne correspond pas exactement à celui qui a permis les mesures des normes 85 [5]. On a placé la plateforme à 90 cm d'un mur blanc. Aucun corps matériel n'est présent à 50 cm de part et d'autre de la plateforme. Nous avons suspendu un fil à plomb de couleur noire comme repère au mur.

Le centre du polygone de sustentation est pris comme origine du référentiel :

- l'axe X'OX est l'axe frontal du sujet, orienté de gauche à droite,

- l'axe Y'OY est l'axe sagittal du sujet, orienté d'arrière en avant,

Consignes précises données au patient [5] :

- «Vous mettez les bras le long du corps, les genoux tendus» (contrôle d'exécution),
- «Vous allez rester tranquille, détendu, la mâchoire relâchée, sans bouger, en regardant le fil à plomb et en comptant dans votre tête jusqu'à ce qu'on vous dise que c'est fini,
- «C'est bien compris ?» (contrôle de la réponse),
- «Vous n'avez pas besoin d'éternuer, de vous gratter ?»,
- «On peut y aller ?» (contrôle de la réponse),
- «Regarder le fil ! Commencez à compter ! C'est parti !».

Les dernières consignes sont données sur le ton d'un ordre ferme. Une seconde après on commence l'enregistrement.

Pour la mesure les yeux fermés, on expliquera aux participants que lorsqu'on lui dit que «le test commence maintenant» il doit fermer les yeux. On lancera le test une seconde après s'être assuré que la personne a bien fermé ses yeux.

Dans notre étude, nous allons nous intéresser à la posture dans le plan sagittal des participants.

On s'intéressera donc à la mesure du Y moyen. Cette mesure correspond à la projection moyenne des centres de positions (CP) des sujets sur l'axe sagittal au cours de l'enregistrement. La mesure du Y moyen donne une représentation globale de la posture d'un patient dans le plan sagittal [6] [7].

Dans notre étude nous nous intéressons essentiellement aux variations intra-individus des sujets de l'étude. Même si les normes inter-individus ne sont pas primordiales dans notre étude, nous les rappelons en annexe du mémoire (Annexe VI).

2.3.5 Le HUBER MOTION LAB ®

La plateforme Huber Motion Lab® a été crée par la société LPG.

Cette plateforme polyvalente possède une grande palette d'exercices variés qui la rende intéressante en rééducation.

La plateforme est composée d'un plateau mobile réalisant des inclinaisons et rotations à vitesse variable. Elle se compose également d'une colonne mobile de haut en bas, sur laquelle vient se fixer un écran tactile et un panneau de poignées composés de capteurs de force. La colonne et le plateau mobile vont permettre de travailler l'équilibre en déstabilisant les patients. L'écran tactile va envoyer des feedbacks visuels et sonores qui vont obligés les sujets à se concentrer tout en rendant les exercices ludiques.

Figure 16 : Huber Motion Lab®

Le Huber Motion Lab® est de plus en plus présent dans les centres de rééducation, les cabinets de kinésithérapie, et les salles de sport. Il est donc intéressant de connaître son fonctionnement, son utilité mais également ses limites.

2.3.6 Le protocole

Dans notre protocole nous avons pour objectifs d'associer un travail de posture, de renforcement, d'équilibre et de coordination. Afin d'optimiser les capacités de correction posturale chez des personnes soumises à des conditions de contraintes physiques (fatigue musculaire) et mentales (concentration prolongée).

Nous sommes partis d'un groupe de 21 personnes.

Le groupe était composé de 6 filles et 15 garçons.

Figure 17 : Huber Motion Lab®

Un tirage au sort a permis de sélectionner 3 filles et 8 garçons dans le groupe pour réaliser les 12 séances de renforcements des spinaux sur le Huber motion Lab®.

Les personnes non tirées au sort représentaient le groupe témoin de l'étude.

Le protocole consiste en 12 séances de Huber Motion Lab® durant 5 semaines. Ce qui représente 2 à 3 séances par semaine pendant 5 semaines, nécessitant au-moins un jour de repos entre chaque séance. Durant les journées de repos, les volontaires devront réaliser 15 à 20 minutes d'étirement des principaux muscles sollicités.

Les volontaires du groupe test réaliseront une mesure du centre de position dans le plan sagittal sur plateforme Médicapteurs, au début et à la fin du protocole.

Les volontaires du groupe témoin réaliseront 2 mesures sur la plateforme médicateurs à 5 semaines d'intervalle.

Le protocole mis en place est composé d'un échauffement. Il existe un programme d'échauffement préenregistré dans la machine qui ne réalise essentiellement qu'un travail d'échauffement des membres inférieurs. Il a donc fallu mettre en place un échauffement adapté aux exercices de renforcement.

2.3.6.1 L'échauffement

(Annexe IV)

Dans les mêmes positions que le renforcement demandé.

D'une durée égale à 4 minutes.

Nous commencerons par sélectionner la valeur de la 1 RM (Résistance Maximale) réalisée lors de la dernière séance.

Lors de la 1ère séance on aura réalisé un échauffement actif sans résistance dans les positions de travail demandé avant de déterminer la 1RM.

Nous prendrons dans la suite du protocole 30% de la 1RM :

- 1 série de 3 répétitions en position de renforcement du trapèze,
  ◐12s action ◐10s pause ◐15s de repos entre les séries,
- 1 série de 3 répétitions en positions de fente droite en position de renforcement des rhomboïdes,
  ◐12s action ◐10s pause ◐15s de repos entre les séries,
- 1 série de 3 répétitions en positions de renforcement du trapèze,
  ◐12s action ◐10s pause ◐15s de repos entre les séries,
- 1 série de 3 répétitions en positions de fente gauche en position de renforcement des rhomboïdes,
  ◐12s action ◐10s pause.

2.3.6.2 Le protocole de renforcement

(Annexe IV)

Ce dernier intitulé force vitesse est préenregistré dans la machine.

C'est un travail en isométrie totale de résistance à la fatigue.

En effet, les temps de pause et de repos sont très faibles, ce qui entraîne un épuisement nerveux et musculaire. Le patient réalise un travail de posture et de gainage qui va également solliciter les spinaux profonds. Durant le protocole, le patient devra garder la tête droite en double menton, le corps le plus perpendiculaire possible à la plateforme. Ceci, de façon à éviter des positions de chute avant ou chute arrière, pouvant aggraver les mauvaises positions existantes.

Composition du protocole

- Les participants réalisent un travail de renforcement des trapèzes. Les jambes sont écartées d'une largeur de hanche. Les pieds sont positionnés sur les numéros 3 de part et d'autre. Les étudiants doivent élever leur épaules de façon symétrique, en réalisant une traction craniale, mouvement de soulever des sujets vers le plafond. Nous réaliserons un travail avec 70 % de la 1 RM.

4 séries, 4 répétitions,

12s action ⓘ10s de pause ⓘ 15s repos entre les séries,

- Les sujets réalisent un travail des rhomboïdes en position en fente droite puis gauche, cela permet au patient de ne pas perdre l'équilibre lors de sa traction. En effet, en position d'écartement de hanche, le patient aurait une tendance à la chute arrière. Les pieds sont positionnés sur les emplacements numérotés 2. Les bras dans une position de grand chandelier préhension des poignées. Le participant réalise une traction vers lui, il effectue un mouvement de tirer qui sollicite les rhomboïdes et la chaine postérieure. Le patient doit resserrer ses scapulas.

  4 séries, 4 répétitions,

  12s action ⓘ10s pause ⓘ15s repos entre les séries.

2.3.7 Conseils d'hygiène de vie

Durant les journées de repos les volontaires devront réaliser 15 à 20 minutes d'étirements passifs des principaux muscles sollicités. Les étirements passifs seront réalisés du coté gauche et du coté droit. Les étirements seront préférentiellement réalisés l'après-midi ou le soir, pour ne pas étirer les muscles à froid. Chaque exercice d'étirement sera répété 3 fois avec un temps de maintien de 20s dans la position d'étirement [8].

2.3.7.1 Etirement des trapèzes

La personne peut réaliser l'étirement dans la position debout ou assise. Elle va réaliser une inclinaison controlatérale, associée à une rotation homolatérale au trapèze étiré. Placer la main du côté controlatérale sur l'épaule du côté du trapèze étiré et pousser le moignon de l'épaule vers le bas pour éviter son ascension durant l'exercice [8].

Figure : 18

Figure : 19

2.3.7.2 Etirement des rhomboïdes

La personne peut réaliser l'étirement dans la position debout ou assise. Elle va réaliser une adduction de l'épaule, coude fléchi. Placer la main du coté controlatéral aux rhomboïdes étirés sur le coude homolatéral, et tirer progressivement vers l'adduction maximale [8].

Figure : 20

Figure : 21

2.3.7.3 Etirement de l'avant-bras

La personne peut réaliser l'étirement dans la position debout ou assise. Elle va se placer en extension de coude. Pour étirer les extenseurs de poignet et des doigts, le patient associera une pronation à une flexion des doigts et du poignet. Pour étirer les fléchisseurs de poignet et des doigts, le patient associera une supination à une extension des doigts et du poignet.

Figure : 22

Figure : 23

Figure : 24

Figure : 25

Nous conseillons aux participants de l'étude de penser à bien s'hydrater (boire 2 litres d'eau par jour).

2.3.8 Hygiène et confort

2.3.8.1 Entretien du Huber

Pour des conditions d'hygiène, chaque patient doit nettoyer le plateau et les poignées utilisés. Un kit de nettoyage a été mis à disposition.

Figure : 26

Figure : 27

Figure : 28

Figure : 29

2.3.8.2 Conforts des utilisateurs

Figure : 30

Figure : 31

Le revêtement des poignées a été conçu pour être le plus agrippant possible. Son but est d'éviter au maximum les glissements des mains durant les exercices. Cependant, il est clairement agressif pour le patient. Les volontaires de l'étude se sont plaints de gênes et de douleurs aux mains durant et suite aux exercices. Nous avons même observé des érythèmes et phlyctènes suite à certaines séances.

Figure : 32

Nous avons proposé comme solution de mettre des gants de protection.

2.3.8.3 Accessibilité de la machine

Figure : 33

La colonne s'adapte en hauteur aux usagers mais elle ne s'adapte pas en largeur à l'envergure des participants. Dans ce protocole de renforcement on va choisir les poignées les plus éloignées du centre de la colonne. Nous pouvons observer (figure 33) ci-contre que l'étudiante ne parvient pas à saisir entièrement les poignées.
Elle ne peut donc pas participer au protocole car la machine n'est pas adaptée à son gabarit.

3. RESULTATS & STATISTIQUES

Le traitement des données a été effectué à l'aide du logiciel Excel Microsoft.

3.1 Analyse des tracés

On analysera le graphique des courbes dans le plan antéropostérieur à l'aide du logiciel WinPosture. L'étude des différentes courbes du Y moyen, les yeux ouverts et les yeux fermés, va nous permettre de mettre en avant une évolution du centre de position avant et après protocole de renforcement. Nous allons nous intéresser d'avantage à la position les yeux ouverts, car c'est la situation privilégiée par nos étudiants au cours de la journée.

Posture et variation du Y moyen :

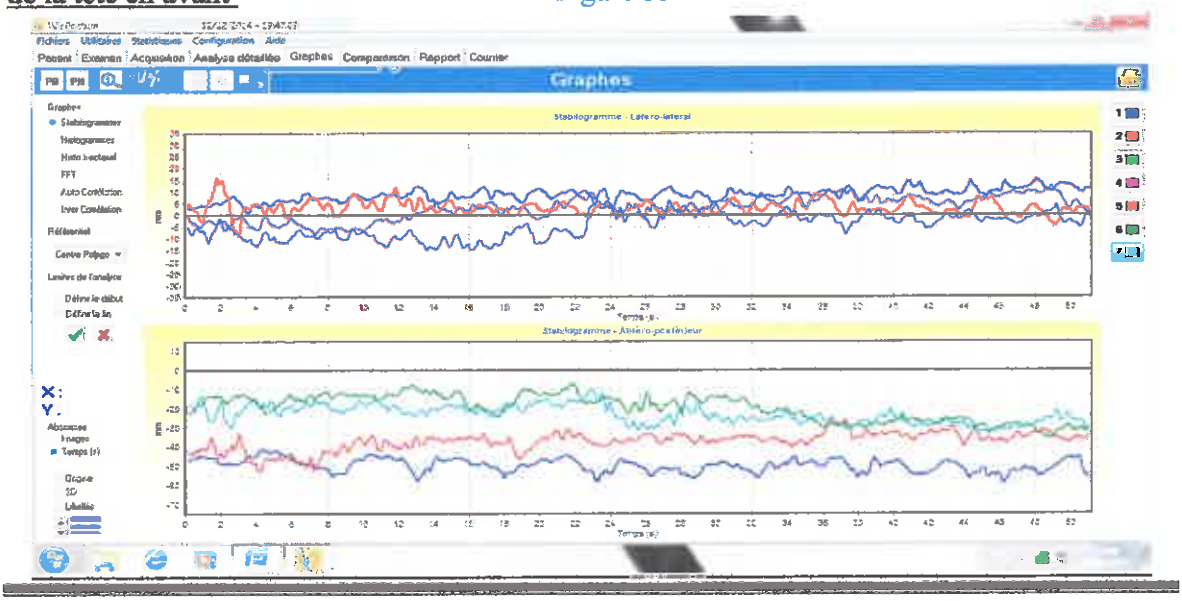
Les chutes avant seront d'avantage caractérisées par une avancée du centre de pression dans le plan sagittal. Les chutes arrière seront d'avantage caractérisées par un recul du centre de pression dans le plan sagittal.

Tracés de sujets ayant participé au protocole de renforcement :

Courbe d'un sujet présentant une chute avant, un enroulement des épaules et une projection de la tête en avant Figure 34

La courbe bleu correspond à la mesure du Y moyen les yeux fermés à J0.
La courbe rouge correspond à la mesure du Y moyen les yeux ouverts à J0.
La courbe pourpre correspond à la mesure du Y moyen les yeux fermés à J+5 semaine.
La courbe verte correspond à la mesure du Y moyen les yeux ouverts à J + 5 semaine.
On observe un recule des courbes du Y moyen après le protocole de renforcement réalisé sur le Huber Motion Lab® chez ce sujet.

Courbe d'un sujet présentant une chute arrière, un enroulement des épaules et une projection de la tête en avant Figure 35

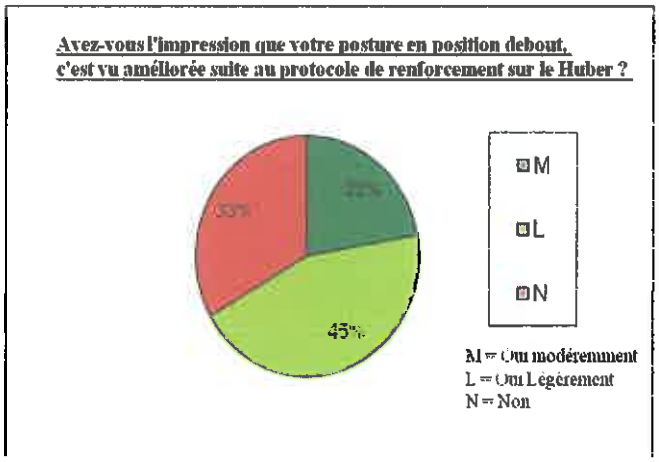


La courbe rouge correspond à la mesure du Y moyen les yeux fermés à J0.
La courbe bleu correspond à la mesure du Y moyen les yeux ouverts à J0.
La courbe verte correspond à la mesure du Y moyen les yeux fermés à J+5 semaines.
La courbe bleu claire correspond à la mesure du Y moyen les yeux ouverts à J + 5 semaines.
On observe une avancé des courbes du Y moyen après le protocole de renforcement réalisé sur le Huber Motion Lab® chez ce sujet.

3.2 Ressenti des participants ayant participés à l'étude

Nous avons posé deux questions subjectives au groupe des sujets ayant participé au renforcement sur le Huber Motion Lab®. Les questions ont été posées au terme des 12 séances de renforcement. L'objectif était d'avoir un retour sur le ressenti de l'amélioration de la posture debout et assise des sujets de l'étude.

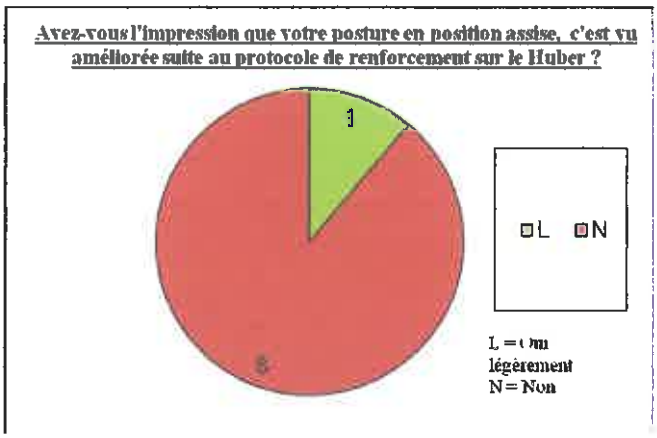
3.2.1 Ressenti du renforcement sur l'amélioration de la posture en position debout



On observe que 67% des participants soit 2/3 des sujets de l'étude, ont ressenti une amélioration légère à modérée de leur posture dans la position debout.

Figure 36 : diagramme du ressenti des participants en position debout.

3.2.2 Ressenti du renforcement sur l'amélioration de la posture en position assise



On observe que la majorité des participants a répondu «NON» à la question. Il n'y a pas d'amélioration ressenti de la posture dans la position assise par les participants de l'étude.
Le questionnement des participants de l'étude met en avant, une amélioration de la posture ressentie en position debout, sans amélioration ressentie en position assise.

Figure 37 : diagramme du ressenti des participants en position assise.

3.3 Analyse statistiques

On a comparé les différences des mesures du Y moyen à J0 et J+5 semaines du groupe test par rapport au groupe témoin. Nous avons réalisé la recherche de corrélation à l'aide du logiciel BiostatTGV.

Une recherche de corrélation a été effectuée pour mettre en évidence une relation significative. Nous avons utilisé le test de Mann-Whitney Wilcoxon qui correspond à un test non paramétrique. Le test de Mann-Whitney Wilcoxon est utilisé lorsqu'il est nécessaire d'analyser si 2 groupes indépendants sont issus de la même population. Les groupes peuvent être de taille différente.
On observe les valeurs prises par une certaine variable quantitative dans deux échantillons de tailles respectives n1 et n2, avec par convention n1 < ou = n2 :

- n1 = 8 qui correspond au nombre de sujets composant le groupe test.
- n2 = 9 qui correspond au nombre de sujets composant le groupe témoin.

On pose les hypothèses :
H0 : les échantillons A et B proviennent de deux populations identiques, de même distribution.
H1 : les échantillons A et B proviennent de deux populations différentes.

On obtient une valeur de p=0.88 qui est supérieure à p=0.05. On peut rejeter l'hypothèse non nulle (H1) au risque 5%.

Il n'y a donc pas de relation significative de l'avancée du centre de position dans le plan sagittal chez les sujets du groupe test présentant une chute arrière, par rapport aux sujets du groupe témoin.

Nous avons par la suite utilisé le test des rangs signé de Wilcoxon pour échantillons appariés.
De façon, à analyser si l'évolution des résultats du Y moyen du groupe test est significatif.
Le test permet de comparer deux mesures d'une variable quantitative effectuées sur les mêmes sujets.
H0 : la différence moyenne entre la mesure à J0 et la mesure à J+5 semaines est nulle.
On obtient une valeur de p=0.1 qui est supérieure à p=0.05. On ne peut pas rejeter l'hypothèse nulle (H0) au risque 5%.

Il n'y a donc pas de relation significative de l'avancée du centre de position dans le plan sagittal entre la mesure à J0 et la mesure à J+5 semaines.

Figure 38 : evolution du centre de position dans le plan sagittal en mm : yeux ouverts groupe témoin

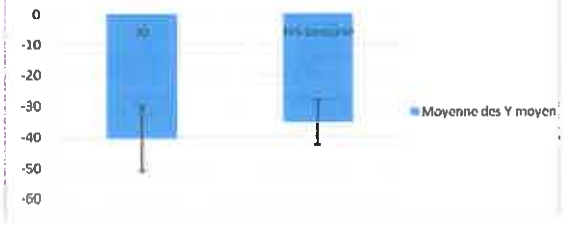
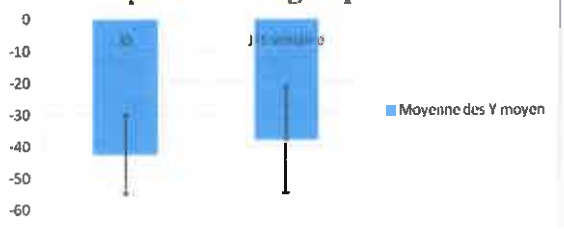


Figure 39 : evolution du centre de position dans le plan sagittal en mm : yeux ouverts groupe test



3.4 Evolution de la force moyenne des participants

Durant les séances, le Huber Motion Lab® va nous informer sur la force moyenne exercée par les participants à chaque fin d'exercices. C'est par l'intermédiaire des capteurs de pression situés dans les poignées que la machine va nous donner un feedbacks sur les performances des sujets.

Nous avons à chaque séance notée les informations de coordinations et de forces moyennes des participants au protocole.

Nous avons, analysé la différence moyenne de force entre la dernière séance et la première séance de notre groupe test. Les histogrammes ci-dessous mettent en avant les résultats obtenus.

On observe une augmentation de la force moyenne, des sujets du groupe test en fin de protocole de renforcement.

Les sujets de l'étude avaient une latéralité droite au membre supérieur. On observe globalement que la force du côté droit en début de protocole est supérieure à celle du côté gauche chez nos sujets. L'augmentation de la force moyenne est également supérieure à droite. Nous n'avons pas modifié la latéralité de nos sujets.

Figure 40 : evolution de la force moyenne en dNa

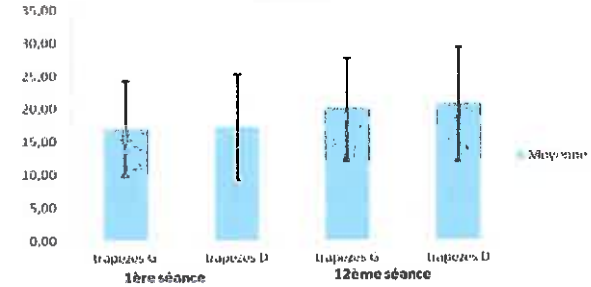


Figure 41 : evolution de la force moyenne en dNa

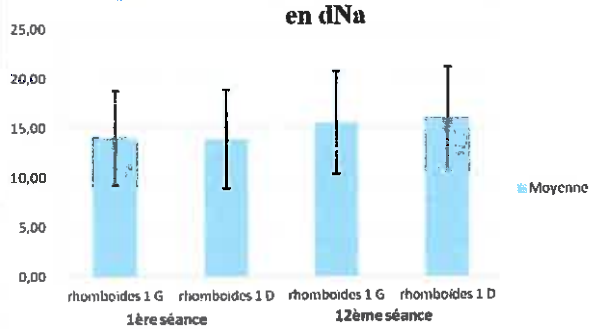
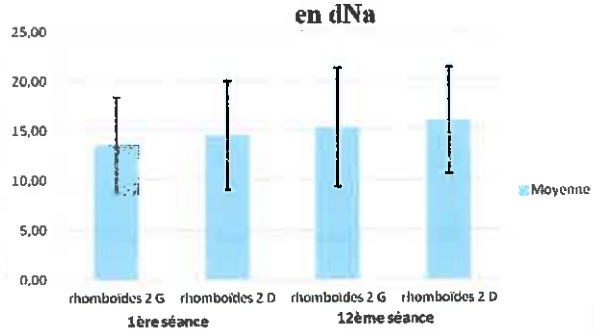


Figure 42 : evolution de la force moyenne en dNa



On a réalisé une analyse statistique de l'évolution de la force moyenne entre la 1ère et la dernière séance. Pour ce faire on a utilisé le test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés. Afin de déterminer si l'augmentation de la force moyenne été significative ou non.

H0 : la différence moyenne entre la force moyenne durant la 1ère séance et la force moyenne durant la dernière séance est nulle.

Pour la position de renforcement des trapèzes on obtient :

- une valeur de p=0.089 du coté gauche (sois une valeur > p=0.05), on ne peut pas dire que l'augmentation de la force moyenne du côté gauche est significative,
- une valeur de p=0.04 du côté droit (sois une valeur < p=0.05), on peut dire que l'augmentation de la force moyenne à droite est significative.

Pour la position de renforcement des rhomboïdes en position de fente avant gauche on obtient :

- une valeur de p=0.07 du côté gauche (sois une valeur > p=0.05), on ne peut pas dire que l'augmentation de la force moyenne du côté gauche est significative,
- une valeur de p=0.06 du côté droit (sois une valeur > p=0.06), on ne peut pas dire que l'augmentation de la force moyenne à droite est significative.

Pour la position de renforcement des rhomboïdes en position de fente avant droite on obtient :

- une valeur de P=0.1 du côté gauche (sois une valeur > p=0.05), on ne peut pas dire que l'augmentation de la force moyenne du côté gauche est significative,
- une valeur de p=0.07 du côté droit (sois une valeur > p=0.05), on ne peut pas dire que l'augmentation de la force moyenne du côté droit est significative.

Il n'y a donc pas de relation significative de l'augmentation de la force moyenne chez nos sujets, excepté dans la position de renforcement des trapèzes du côté droit.

3.5 Evolution de la posture photographiée des participants

Initialement, les photographies prises en début d'étude avaient pour seul but de déterminer si le sujet présentait bien une projection de la tête en avant, un enroulement des épaules et une tendance à la chute avant ou arrière.

Nous n'avons pas pris les flèches des courbures du rachis des participants en début de mémoire de recherche. Les photographies réalisées ont donc un caractère subjectif et non objectif sur l'amélioration de la posture du patient.

Globalement, les photographies avant-après protocole ne mettaient pas en avant, une amélioration clairement visible de la posture.

Toutefois, dans le cas de deux des participants, l'amélioration était plutôt frappante. Nous avons donc décidé d'ajouter ces photos en complément des analyses du Y moyen.

Nous avons cependant, pris les flèches en fin d'étude des participants pour permettre d'analyser l'évolution de la posture des sujets plusieurs mois après les séances sur le Huber Motion Lab®. Ceci afin, d'objectiver sur la durée de maintien d'éventuelle amélioration posturale dans le temps.

Sujet présentant une chute avant :

Figure 43 : photo prise avant le protocole à J0

La photographie a été réalisée à J0 avant le début des séances de renforcement sur le Huber Motion Lab®.

Le sujet n'est pas en contact avec le fil à plomb en C0 et T6, il présente une projection de la tête en avant, un enroulement des épaules et une chute avant.

Figure 44 : photo prise après le protocole à J+5 semaines

La photographie a été réalisée à J+5semaines après les 12 séances de renforcement sur le Huber Motion Lab®. On observe une réduction de la projection de tête en avant, de l'enroulement des épaules et une disparition de la chute avant du sujet qui s'objective par un contact en T6 du fil à plomb.

Sujet présentant une chute arrière :

Figure 45 : photo prise avant le protocole à J0

La photographie a été réalisée à **J0** semaines avant le début des séances de renforcement sur le Huber Motion Lab®.

Le sujet n'est pas en contact avec le fil à plomb, il présente une projection de la tête en avant.

Figure 46 : photo prise après le protocole à J+5 semaines

La photographie a été réalisée à J+5semaines après les 12 séances de renforcement sur le Huber Motion Lab®. Le sujet est en contact avec le fil à plomb, il ne présente plus de projection de la tête en avant.

A la fin de l'étude, les flèches du rachis ont été prises pour permettre d'analyser l'évolution de la posture des sujets plusieurs mois après les séances sur le Huber Motion Lab®. Ceci afin, d'objectiver sur la durée du maintien d'éventuelles améliorations posturales dans le temps.

4. DISCUSSION

Cette étude avait pour but d'analyser les bienfaits d'un appareil de rééducation (le Huber Motion Lab®) sur la posture d'un groupe d'étudiant. On était partie de l'observation d'un amphithéâtre d'étudiants, assis durant plus de 8 heures par jour. Initialement, nous voulions sélectionner un groupe d'individus sédentaires. Après avoir réalisé la fiche de renseignement des sujets de l'étude (Annexe II). Nous avons remarqué que les étudiants de l'amphithéâtre n'étaient pas sédentaires. Bien qu'ils réalisaient des actions sédentaires de bas régime métabolique très proche du métabolisme basal (1.5mets). Ils compensaient ces actions par des phases d'activités. Les étudiants sélectionnés n'avaient pas de véhicule pour leur déplacement quotidien et compensaient donc par de la marche à pieds. Ils réalisaient également des activités sportives durant la semaine. Nous avons donc décidé de sélectionner des individus qui n'étaient ni sédentaire ni sportif de haut niveau. Une personne ne peut être considérée

comme sédentaire si elle marche plus de 10 000 pas par jour ou si elle réalise au-moins 3h d'activités par semaine.

Une précédente étude réalisée par A. Couillandre [6], étudiait le centre de position dans le plan sagittal d'un groupe d'individu sédentaire par rapport à un groupe d'individu non sédentaire âgé de 25 à 45 ans. Dans l'étude réalisée par A. Couillandre (Annexe I) sur l'ancienne génération de Huber, le travail demandait des mouvements de «poussés» et de «tirés». Le travail réalisé stimulait la chaîne antérieure et postérieure. L'avancé du centre de position entre le groupe sédentaire et non sédentaire de l'étude (Annexe I) était significative. Dans notre étude nous travaillons en «tiré» et non en «poussé», nous allons donc stimuler préférentiellement la chaîne postérieure. Néanmoins, il n'y avait pas de différence significative de l'évolution du Y moyen chez les individus en chute arrière, entre avant et après les séances sur le Huber motion Lab ® au risque 5%. La précédente étude prenait des sujets sédentaires dont le déconditionnement musculaire était plus important que chez les étudiants de notre étude, ce qui peut expliquer que les résultats étaient plus significatifs. Par ailleurs, on ne stimule pas préférentiellement la mise en charge sur l'avant du pied, qui aurait permis de façon plus importante une réorganisation posturale des sujets en transférant leurs appuis d'avantage sur les avant-pieds. Cependant, on observe tout de même une avancée du centre de position malgré un travail en tiré postérieur.

On peut expliquer ce résultat par le fait que la projection de la tête en avant et l'enroulement des épaules de ces sujets pouvaient correspondre à une compensation de la chute arrière. On essaie alors de traiter la compensation de la mal position. Le patient amène ses épaules et sa tête en projection avant pour compenser la chute arrière et équilibrer son corps dans l'espace.

On réalise des exercices de correction de la compensation en position corrigée. Globalement notre travail va solliciter les spinaux superficiels, et de façon moindre les spinaux profonds. Le fait de solliciter la posture corrigée et l'auto-grandissement va influer sur l'avancée du centre de position. Il existe des protocoles intitulés «reprogrammation» préenregistrés dans la machine, qui ajoutent des positions de poussée caudale permettant de solliciter d'avantage les spinaux profonds. Nous avons choisi un protocole qui sollicitait d'avantage les muscles phasiques fatigables, et moins les muscles toniques plus endurants, afin, de ne pas épuiser les ressources posturales de nos sujets pour le reste de leurs journée. Nous devions prendre en compte, que nos sujets continuaient à être assis durant le reste des journées de l'étude en amphithéâtres. Le travail de posture et de renforcement ne durent que 20 minutes. Durant les exercices les patients prennent des positions corrigées. Cependant, les sujets sont assis 8 heures par jour. S'ils prennent des mauvaises positions en dehors des exercices, il y aura un déséquilibre évident entre le temps passé dans une bonne position et le temps passé dans de mauvaise position. Ce protocole du Huber Motion Lab® ne suffit donc pas à réaliser une correction posturale efficace des sujets présentant une chute arrière. Il est impératif d'y associer des conseils d'hygiène posturale. Le protocole mis en place semblerait plus adapté pour des personnes en chute avant, présentant une projection de la tête en avant et un enroulement des épaules. Ainsi, Le protocole permettra de corriger une chute avant, une

projection de la tête en avant et un enroulement des épaules. Nous n'avions qu'un seul sujet présentant une chute avant dans notre étude. Dans le cas de ce sujet on a observé un recul du Y moyen de (-39.2mm). Le fait de travailler en «tiré» sur les poignées permet de stimuler la mise en charge sur l'arrière pied et d'entraîner une réorganisation posturale des sujets. Nous pouvons ainsi corriger la chute avant. Il serait intéressant de tester le protocole de renforcement sur d'avantage de personne présentant une chute avant. De façon, à pouvoir objectiver sur une amélioration significative du recul du centre de position dans le plan antéropostérieur. Dans notre étude, nous avons sélectionné un groupe d'étudiant âgé de 18 à 25 ans. Il sera intéressant de réaliser une étude similaire avec des personnes âgées en chute avant ou arrière. En effet, Le processus de sénescence entraine un déconditionnement naturel progressif. Ce type de protocole de renforcement d'endurance à la fatigue pourrait être intéressant pour des sujets plus âgés.

Le Huber Motion Lab® s'adapte d'avantage au patient que la précédente génération de Huber. Il permet, de calculer une 1RM spécifique à chaque patient, ce qui nous apportera des résistances adaptées au patient lors de nos exercices. Il s'adapte également à la taille des patients en permettant le regard à l'horizontal. La colonne va s'élever pour permettre à l'écran du Huber Motion Lab® de se situer en face des participants.

Cette adaptation de la machine au patient à des limites. En effet, la machine ne se règle pas à l'envergure de nos sujets. Des personnes qui présentent des bras courts, ne peuvent pas saisir correctement les poignées qui se situent aux extrémités. Des individus de faible envergure, ne peuvent donc pas participer au protocole. Les sujets qui ont de long bras, seront obligés de fléchir les bras durant l'exercice. Ainsi, l'angulation du bras et le moment de force ne sera pas le même entre les individus d'envergure différente. L'exercice doit se réaliser les bras tendus, car une flexion du coude aura tendance à engendrer une antéposition du moignon de l'épaule. Dans cette situation, au lieu de corriger l'enroulement des épaules, on va entretenir cette mauvaise posture. Par ailleurs, le protocole de renforcement du trapèze place le patient, sur les positions 3 de la plateforme, Les poignées se situent alors dans un plan strictement frontal au patient. Cette disposition n'est pas adaptée à une correction de l'enroulement des épaules. En effet, on se situe en arrière du plan de la scapula, ce qui va entrainer une antépulsion du moignon de l'épaule durant l'exercice. Le travail idéal se situerait d'avantage dans le plan de la scapula ou en avant du plan de la scapula.

L'exercice de renforcement dans la position debout est également moins fonctionnel, si on se base sur des individus assis 8 h par jour. Il aurait été plus intéressant de réaliser un renforcement de ces mêmes muscles dans une position assise corrigée. En isométrie le gain de force est spécifique à la position de travail [9]. Il aurait été plus intéressant de travailler en position assise plus fonctionnelle. Ainsi, on aurait pu se servir du tabouret fourni dans les outils du Huber Motion Lab®. En effet, il est prouvé que l'efficacité des muscles dans une fonction propre sera plus importante si nous les renforcerons dans cette même fonction.

La mise en place de l'étude a été confrontée à des problèmes de logistiques. En effet, nous n'avions qu'une machine Huber Motion Lab® pour réaliser les 12 séances sur l'ensemble de

notre groupe test. Par ailleurs, nous étions soumis à une contrainte de temps et de disponibilité des sujets de l'étude. En effet, les sujets de l'étude ne peuvent venir réaliser les séances de Huber qu'aux plages horaires de 12h à 14h et de 18h à 19h, pour ne pas manquer leurs cours à l'école. Il était donc difficile de trouver des personnes motivées pour réaliser les 12 séances de façon rigoureuse et qui correspondaient aux facteurs d'inclusion de l'étude. Nous n'avons pas pris en compte les résultats de deux sujets du groupe test, qui n'ont pas réussi à finir les 12 séances du Huber. De la même façon, nous n'avons pas pris en compte les résultats d'un sujet du groupe témoin qui présentait une différence du Y moyen yeux ouverts par rapport aux yeux fermés trop importante. La nécessité d'un suivi des sujets de l'étude et d'indications de corrections posturales durant les exercices, impliquent une présence permanente lors des séances. Pour des soucis de sécurité, il est également obligatoire de rester à côté des sujets réalisant les exercices sur la machine.

En effet, il était important de corriger la projection de la tête en avant. Nous devions éviter que les sujets forcent lors des exercices, car une traction trop forte les aurait déséquilibré d'avantage vers l'arrière et majoré leur chute arrière. Leur posture devait donc être corrigée. Il aurait été intéressant de pratiquer chez les sujets présentant une chute arrière, des postures en hypercorrection. Le fait de demander au sujet de se pencher légèrement en avant, aurait pu permettre de corriger d'avantage la chute arrière.

La nécessité d'un suivi de correction posturale du masseur-kinésithérapeute met en avant l'une des limites du Huber Motion Lab®.

Dans cette étude nous avons du prendre position sur le fait de symétriser ou non la latéralité de nos individus. Lors de l'établissement de la 1RM en début de séances, le Huber Motion Lab® nous donne la possibilité de modifier cette 1RM sur les poignées à droite et à gauche. Nous avons décidé de ne pas modifier la latéralité de nos sujets en symétrisant les forces de traction demandées par l'appareil lors des exercices. En effet, une personne aura tendance à présenter une latéralité droite ou gauche. Elle aura également tendance à présenté une asymétrie de force droite gauche due à la latéralisation. Les sujets de l'étude avaient une latéralité droite au membre supérieur. On observe globalement que la force du côté droit en début de protocole était supérieure à celle du côté gauche chez nos sujets. L'augmentation de la force moyenne est également supérieure à droite. Nous n'avons pas modifié la latéralité de nos sujets.

Il y a plusieurs points négatifs que nous avons relevés durant cette étude. Les exercices utilisés de renforcement des rhomboïdes et des trapèzes sont préenregistrés dans la machine. Cette dernière présente les exercices comme des exercices de renforcement en «force vitesse». Cette notation n'est pas appropriée aux caractéristiques du protocole. En effet, le travail correspond à un travail d'endurance en isométrie totale à vitesse lente avec 70% de la 1RM. Le mouvement n'est ni véloce ni explosif.

Le principale point négatif, correspond au fait que les protocoles de renforcement, ne présentent pas d'échauffement adapté. La machine demande la réalisation d'une 1RM au sujet sans échauffement préalable. La réalisation d'une résistance maximale sur un muscle à froid

sur un muscle non échauffé, va léser le muscle. Nous avons du mettre en place un échauffement court efficace pour échauffer la musculature et préparer les sujets au renforcement.

Notre étude aurait pu être améliorée dans sa mise en œuvre. L'étude n'a pas été réalisée en double aveugle, car nous n'avions pas la possibilité de trouver un délégué pour nous remplacer dans la prise des mesures. Ce qui engendre un biais dans les mesures. Notre étude ne comporte que 21 personnes, il aurait été intéressant d'avoir d'avantages de sujets pour tendre vers une loi normale. On aurait ainsi pu utiliser un test paramétrique de plus forte valeur statistique. Notre étude s'intéresse uniquement au plan sagittal. Il serait toute de même intéressant d'analyser avec plus de précision, si le protocole a modifié la posture dans le plan frontal. Il aurait été pertinent de prendre les mesures des flèches à J0 des participants pour objectiver d'avantage sur une diminution de la chute arrière, de la projection de tête en avant. Ainsi, que de prendre des photos de l'enroulement des épaules avec des repères, pour mettre en évidence une correction de la tendance posturale.

Il aurait été pertinent de tester et mesurer les hypo extensibilités aux membres supérieurs et inférieurs des muscles, également pour souligner d'éventuelles modifications. En effet, lors des exercices de renforcement des rhomboïdes, on va travailler en fente. Nous réalisons ainsi un étirement des triceps suraux et des ischio-jambiers. Les ischio-jambiers peuvent devenir hypoextensibles et se rétracter suite à des positions assises prolongées, comme c'est peut être le cas chez des étudiants. Une rétraction des ischio-jambiers va entrainer une rétroversion de bassin, pouvant engendrer des chutes arrière. Au niveau des membres supérieurs, on va travailler en étirement des muscles pectoraux. Une hypoextensibilité des pectoraux va entrainer un enroulement d'épaules.

Le protocole de l'étude pourrait être intéressant dans des pathologies d'enroulement du rachis et de projection de la tête en avant. Il serait intéressant de le tester chez des individus atteints de pelvis spondylite ankylosante qui ont tendance à présenter une cyphose globale du rachis associée à une projection de la tête en avant. Dans des pathologies telle que la maladie de Sheuermann le protocole peut être intéressant à condition de l'adapter. En effet, si le patient présente une chute arrière, il faudra ajouter des séances d'exercice en «poussée» pour stimuler les appuis sur l'avant pieds et corriger la chute arrière. Le protocole pourra être utilisé en positionnant le patient en hypercorrection, légèrement penché vers l'avant pour corriger la chute arrière.

5. CONCLUSION

Le Huber Motion Lab® est une machine de rééducation intéressante par la diversité des exercices qu'elle propose. Le protocole d'isométrie total utilisé dans cette étude est adapté à un travail d'endurance des spinaux superficiels. Cependant, l'intitulé «force vitesse» n'est pas approprié. La plateforme présente toutefois des points négatifs. Le fait qu'il n'y a pas d'échauffement adapté aux différents protocoles représente un manque important de la machine. Il serait intéressant, de proposer des échauffements adaptés à chaque protocole de la machine. Le protocole de renforcement des spinaux superficiels est intéressant chez les individus présentant une chute arrière. Nous observons une avancée du centre de position dans le plan sagittal suite au protocole.

Ceci suggère une réorganisation posturale des sujets qui transfèrent leurs appuis d'avantage sur les avant-pieds. Toutefois, cette avancé ne sera pas suffisante pour être significative au risque 5%. Le protocole semblera encore plus adapté à des personnes en chute avant, en entrainant alors un recul du Y moyen. Il aurait été plus pertinent de réaliser un travail de posture d'endurance en position assise, qui aurait été plus fonctionnel, pour des individus assis durant de longue période. Il sera néanmoins important, d'adapter, d'encadrer et de corriger les exercices réalisés par les sujets. Cet appareil de rééducation ne peut suffire à réaliser seul une rééducation posturale. Le Huber Motion Lab® doit être intégré dans une prise en charge globale. Cette étude met également en avant l'importance de sensibiliser les personnes à la correction posturale. En effet, il est impératif d'entretenir le long de la journée, le travail réalisé durant des séances de Huber Motion Lab®. Ceci, afin de parer au déséquilibre entre le temps passé dans de bonne position et le temps passer dans de mauvaise position. Il est donc important de sensibiliser au maximum les personnes à l'hygiène posturale.

Cette étude m'a permis de découvrir l'initiation à la recherche. J'ai pu me rendre compte de la difficulté d'élaborer et de mettre en place une étude de recherche, ainsi que des difficultés rencontrées lors de ce travail. J'ai pu me familiariser avec deux appareils de rééducation (Le Huber Motion Lab® et la plateforme Win-posturo de Médicapteurs) utilisé en kinésithérapie. Nous avons pu en apprécier les avantages et les limites.

Par la suite, on pourrait réaliser une étude similaire sur un groupe composé d'avantage de sujets présentant une chute avant, ainsi que chez des individus plus âgés ou présentant des pathologies (ex : maladie de Scheuermann, Pelvis spondylite ankylosante). Une étude sur l'évolution et le maintien des modifications posturales du protocole dans le temps serait intéressante pour mettre en place un gain postural durable.

Bibliographie :

[1] Dufour M. Anatomie de l'appareil locomoteur, tome 3 tête et tronc. 2ème édition. Issey les-Moulineaux. Elsevier Masson. 2012. 309 pages. ISBN : 978-2-294-08057-9.

[2] Cometti G. Les méthodes modernes de musculation, tome 1 données théoriques. Ahuy (France). Décembre 2002. ISBN : 2.9504494.1.7

[3] Paillard J. Le codage nerveux des commandes motrices. Revue d'électroencéphalographie et de neurophysiologie clinique. N° 6. Pages 453-472.

[4] Zaciorskij V.M, Raizin L.M. Die Übertragung des kumulativen trainingseffektes bei kraftübungen leistungsport. 1975. Pages 17 à 95.

[5] Gagey P.M, Gentaz R, Guillamon J.M, Bizzo G, Bodot-Brégeard C, Debruille C, Baudry J. Normes 85 études statistiques des mesures faites sur l'homme normal à l'aide de la plate – forme de stabilométrie clinique normalisée Association Françaises de Posturologie 2ème édition Paris 1988. 249 pages.

[6] Couillandre A, Duqye Ribeiro MJ, Thoumie P, Portero P. Modification des paramètres d'équilibration et de force associés au reconditionnement sur plateforme motorisée de rééducation: étude chez le sujet sain. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique 51. 2008. Pages 67-73.

[7] Gagey PM, Weber B. Posturologie : Régulation et dérèglements de la station debout. Deuxième édition. Elsevier Masson. Paris. 1999. ISBN : 2-225-83641-8.

[8] Muscolino Joseph. Manuel de palpation osseuse et musculaire : Points gâchettes, zone de projection, étirements. Issy-les-Moulineaux Elsevier Masson. 2009. 523 pages. ISBN : 978-2-8101-0155-9.

[9] Lindh M. Increase of muscle strength from isometric quadriceps exercice at differents knee angles. Scandinavian Journal of Rehabiliation Medicine. 1979. N° 11. Pages 33-36.

[10] Jacquet M, Petitdant B. Amphithéâtres : des étudiants en mauvaise posture. Kinésithérapie la revue. Juin 2014. N° 150. 22-33.

[11] Netter FH. Atlas d'anatomie humaine. 5ème édition. Italie. Elsevier Masson. 2011. ISBN France : 978-2-294-71297-5.

[12] Marc T, Rifkin D, Hombourger E. Spine Force la machine du dos au service du rachis cervico dorsal et épaule instable. Le Rachis. N °2, Mars/Avril 2010, Page 28.

[13] Le Corre F, Rageot E. Atlas pratique de médecine manuelle ostéopathique. 3ème édition. Issey les-Moulineaux. Elsevier Masson. 2010. 335 pages. ISBN : 978-2-294-70948-7.

[14] Marleigh Kline C. Fall prevention : focus on Huber. Journal of the American Chiropractic Association, January-February 2010.

[15] Fabre JB. Gainage de stabilisation et de la force de gainage : intérêt d'un renforcement musculaire avec la machine du dos, HUBER SPINE FORCE. Le Rachis N°3. Mai/ Juin 2010. Pages 26-28.

[16] Rihane H, Manglod-Colas M, Lauer A. (La machine du Dos) Appareil de gymnastique du dos : étude randomisée d'un traitement neuromoteur et impact sur l'équilibre dynamique. Le Rachis N°4. Septembre/Octobre 2009. Pages 25-26.

[17] Bottois J, Rolland J. Renforcement musculaire sur plate-forme : gadget ou innovation ? Kinésithérapie scientifique N°481. Octobre 2007. Pages 79-80.

[18] Saggini R. Evaluation de l'efficacité du système Huber dans l'amélioration de l'équilibre chez des sujets âgés. Kiné Actualité. 18 mai. 2006. Page 32.

[19] Maerten B, Houlomont F, Using the Huber technique in Physical Medicine and rehabilitation. 15ème Congrès Européen de Médecine Physique et de Rééducation, 16-20 Mai 2006, Madrid.

[20] Dufour M, Pillu M. Biomécanique Fonctionnelle : membres - tête - tronc. Issy-les-Moulineaux. Elsevier Masson. 2006. 567 pages. ISBN : 2-294-08877-8.

[21] Kapandji A.I. Physiologie articulaire, tome 1 : membre supérieur. 6ème édition. Paris. Edition Maloine. 2005. ISBN : 2224026471. 210 pages.

[22] Kapandji A.I. Physiologie articulaire, tome 3 : tronc et rachis. 6ème édition. Paris. Edition Maloine. 2005. ISBN : 2224026498. 260 pages.

[23] Cometti G. Les méthodes modernes de musculation, tome 2 : données pratiques. Ahuy (France). Décembre 2002. ISBN : 2.9504494.4.1

[24] Portero P. Les courbatures induites par l'exercice musculaire excentrique : de l'origine à la résolution, Kinésithérapie scientifique, N°416, Novembre 2001.

[25] 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. Journal Physiological Anthropology and applied human science. May 2000 N°19. Pages 143–149.

[26] Enoka R.M. Muscle strength and its development. New perspectives. Sport medicine. September 1988. N° 3. Pages 146-168.

[27] Bouchard C, Tremblay A, Leblanc C, Lortie G, Savard R, Theriault G. A. Method to assess energy expenditure in children and adults. The American journal of clinical nutrition. March 1983. N° 37. Pages 461-467.

[28] Komi P, Viitassalo JT, Raumaraa R, Vihko V. Effect of isometric strength on mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function. European journal of applied physiology and occupational physiology. December 1978. N° 40. Pages 45-55.

[29] Meyers C.R. Effects of two isometric routines on strength size and endurance in exercised and non-exercised arms. Research Quarterly. October 1967. N° 38. Pages 430-440.

Autres références :

Liens internet :

http://www.medicapteurs.fr/index.php

http://www.lpgsystems.fr/produits/hubermotionlab/scientifique.php

http://www.lpgsystems.fr/produits/huber360/

https://marne.u707.jussieu.fr

Annexes

Annexe I

Etude sur le Huber Motion Lab® : A. Couillandre. Modification des paramètres d'équilibration et de force associés au reconditionnement sur plateforme motorisée de rééducation : étude chez le sujet sain.

Disponible en ligne sur www.sciencedirect.com

ScienceDirect

Annales de réadaptation et de médecine physique 51 (2008) 67–73

ANNALES RÉADAPTATION MÉDECINE PHYSIQUE

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

Original article

Changes in balance and strength parameters induced by training on a motorised rotating platform: A study on healthy subjects

A. Couillandre [a,b], M.-J. Duque Ribeiro [b], P. Thoumie [b], P. Portero [b,*,c]

[a] *EA 2931, UFR-STAPS bâtiment-S, université Paris-10, 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 Creteil, France*

Received 8 November 2007; accepted 9 November 2007

Abstract

Aim. – The aim of the present study was to analyse the effects of training performed on a rotating, motorised platform (the Huber®/SpineForce™ device from LPG Systems, Valence, France) intended to improve, postural control and muscle function.

Subjects. – Twelve healthy adults (divided into a sedentary group and an active group) took part in a two-month training programme (involving three sessions a week) on the SpineForce™ whole body rehabilitation device.

Method. – Instrumental assessment of postural control (on a Satel® platform) and muscle function (on a Cybex Norm®) was performed before and after training. Postural control in various conditions was measured using a position parameter (the mean anteroposterior position of the centre of foot pressure [CoP]) and two stability parameters (maximum CoP displacement and CoP sway area). Assessment of the muscle function was performed during knee and spine extension and featured maximum voluntary isometric contraction (MVIC), root mean square (RMS) and neuromuscular efficiency (MVIC/RMS) measurements.

Results. – For static postural control, we observed a more forward CoP position in the maximum backward inclination condition ($p < 0.01$) and a decrease in maximum CoP displacement in the "eyes closed on foam" and "maximum anterior inclination" conditions. In this latter condition, a lower CoP sway area was also noted ($p < 0.01$). In terms of muscle function, a greater MVIC for knee extension was observed in the sedentary group only ($p < 0.05$).

These changes were not correlated with each another ($p < 0.05$). However, the value of the pretraining maximum CoP displacement predicted its final value ($p < 0.05$).

Conclusion. – Our results suggest that static postural control responds to training on a Huber®/SpineForce™ rehabilitation device. It seems probable that a population with a low initial level of physical activity would benefit most from training on this type of device. This training could notably be applied to elderly or disabled people and especially those with sensorimotor disabilities.

© 2007 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Balance; Muscular strength; Statokinesimetry; Rehabilitation

1. Introduction

Motor functions are less solicited during a reduction in physical activity – during a stay in microgravity or when someone wears a plaster cast, for example. Consequently, deconditioning occurs and leads to alterations in balance and muscle function. Training that addresses balance and muscle function has been found to be beneficial for health, quality of life and functional and physical capacities [3,9].

When the body is deprived of functional demand, balance is altered. For example, Liu et al. [15] reported in a study that after 21 days of bed confinement, the proprioceptive system became less efficient in maintaining dynamic balance. However, the system's effectiveness was maintained when exercises were performed during the period of bed rest. Many protocols (which incorporate balance exercises) are now available for soliciting and stimulating the physiological systems involved in postural control [9,12]. For example, the sport of Tai Chi develops balance capacities and provides efficient protection against the

DOI of original article: 10.1016/j.annrmp.2007.08.009.

* Corresponding author.
E-mail address: p.portero@rth.aphp.fr (P. Portero).

0168-6054/$ – see front matter © 2007 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.
doi:10.1016/j.annrmp.2007.11.001

risk of falls in the elderly [8]. However, simpler physical activities provide the same benefits. For example, after performing exercises on a ball in a seated position or when lying down, postural oscillations in the frontal plane are reduced [21]. Moreover, after training on a rotating platform, postural oscillations decrease (as documented by a drop in the maximum centre of foot pressure [CoP] displacement) [11]. Even in more difficult balance conditions (such as standing on foam), postural stability is improved following the performance of physical exercises that require balance [13].

The effects of a reduction in functional charge on muscle function are well known [10,18,19]. Real or simulated microgravity is responsible for a decrease in muscle volume [5,14]. Correspondingly, atrophy leads to a decrease in strength. For instance, four to six weeks of bed rest lowers muscle strength by 6 to 40% [1]. However, amyotrophy can be limited with even quite low levels of physical activity [6]. When in training, quadriceps strength [25] and torso-extensor muscle strength are improved [20].

There is now a wide range of methods available to improve postural control (balance workshops, for instance). To improve muscle function, muscle-improvement devices (quadriceps chair, weights, etc.) have been designed to preferentially develop the function of a given muscle group. Ergometers (bench press machines, rowing machines, bicycles, stair climbers, etc.) are also used for more general stimulation of the locomotor system. In the present study, we investigated the Huber®/SpineForce™ device, which claims to stimulate both balance and muscle function. The objective of this study was therefore to quantify the effects of a training programme using this system on motor function. More specifically, we looked for potential improvements in postural control (the primary criterion) and knee and spine-muscle strength (the secondary criteria).

2. Method

2.1. Population

Six middle-aged men and six middle-aged women (mean age: 36 ± 6 years) gave their informed, written consent to participation in this three-month study. The study protocol had been approved by the Pitié–Salpêtrière Independent Ethics Committee (reference 6404-THO596). The study population's mean weight was 63 ± 13 kg and the mean height was 169 ± 11 cm.

The study's inclusion criteria were as follows:

- male or female subjects, aged 25 to 45;
- good general health;
- valid health insurance;
- living in the Paris area;
- willing to be monitored for at least three months;
- provision of informed, written consent.

The exclusion criteria were as follows:

- contra-indication to physical exercise;
- the performance of any sport at a high level;
- known cardiovascular disease;
- any pathology that could interfere with motor activity or posture;
- any neurological disease;
- any rheumatic disease;
- any recent incident (particularly surgery) that could interfere with the initial assessment and a regular follow-up of the subjects for at least three months;
- known respiratory problems;
- participation in the previous six months in a biomedical study.

A Bouchard questionnaire [2] was filled out by each subject at the beginning of the study in order to assess physical activity levels.

2.2. Assessment protocol

The assessment protocol used to evaluate the effects of training with the Huber®/SpineForce™ system included two types of criteria:

- primary criterion: assessment of balance (using a force platform) in static conditions;
- secondary criterion: assessment of maximum isometric muscle force on an ergometer; characteristics of the electromyographic (EMG) signals from the *vastus lateralis* and lumbar *erector spinae* muscles.

2.2.1. Balance

We used a Satel® platform (Blagnac, France) to assess balance under static conditions. This device enables measurement of the forces and moments applied to the platform by the subject. The signal was acquired at a frequency of 40 Hz. The subject was asked to stand barefoot on the platform and stay as still as possible, looking to the horizon and with the arms held in a natural position alongside the body. During the two trials, the following experimental conditions were applied at random, with the subject standing on two feet:

- eyes open or eyes closed for 25.6 s (Fig. 1);
- on foam, eyes open or eyes closed for 25.6 s;
- leaning as far forward or backward as possible, eyes open for 12.8 or 51.2 s.

The biomechanical parameters taken into consideration were as follows:

- the mean CoP coordinates in the sagittal plane, an index reflecting the subject's overall posture,
- the CoP displacement and sway area, which are indexes of the subject's postural stability (Fig. 2).

2.2.2. Muscle function

In order to assess muscle function under isometric conditions, we used an isokinetic dynamometer (Cybex Norm®, Cybex International, Medway, USA) coupled to a portable EMG data logger (ME 3000P8®, Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland) to measure the torque and EMG activity

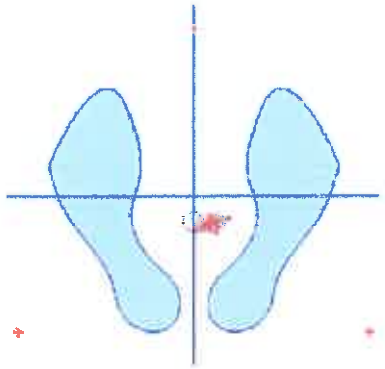


Fig. 1. Reference position given by SATEL® and a sample statokinesigram (sway-path measurement).

generated by the knee and spine extensor muscles. To ensure a high signal quality, the EMG signals were amplified (with a preamplifier integrated into the electrode cables) and then filtered with an 8 to 500 Hz bandwidth. Sampling was performed at 1000 Hz. Two muscle functions were evaluated as follows:

- for knee extension: the subject was seated, with a trunk/thigh angle of 105° (± 5) and a thigh/leg angle of 60°. The knee extension was tested for the leg on the side of the take-off foot;
- for spine extension: the subject stood on the dynamometer platform with his/her trunk inclined at an angle of 20°.

The surface electrodes were placed on the *vastus lateralis* and on the *lumbar erector spinae* at the L4 level according to the recommendations from the SENIAM project [24]. After shaving the area (if necessary), the skin was cleaned with 70% alcohol.

For each function, each individual had to perform three trials after being instructed to develop his/her maximum force and to move as fast as possible. The acquisition time for the force and EMG signals was 5 s. One-minute rest periods were allowed between trials. The biomechanical parameter taken into consideration was the maximum torque associated to maximum voluntary isometric contraction (MVIC, in N.m) during knee and spine extension. The EMG parameter taken into consideration for the maximum strength test was the maximum root mean square (RMS_{max}, in mV) corresponding to the mean electrical muscle activity calculated during acquisition of a maximum torque. Moreover, we determined the neuromuscular efficiency, defined as the ratio of the maximum torque to RMS_{max} (N.m/mV).

Fig. 2. A sample statokinesigram surface area plot.

Two evaluations were performed:

- an initial evaluation to establish the baseline for each participant;
- a final evaluation in the week following the eight-week training programme in order to evaluate the latter's effect.

2.3. The training programme

The Huber®/SpineForce™ rehabilitation device (designed by LPG Systems Valence, France) was used for the training sessions. The device is an oval motorised platform, which performs rotating, oscillatory movements of variable amplitude and speed. It includes a handle system equipped with force sensors. The platform interferes with the balance of the subject who must continually adjust his posture by exerting pushing and pulling efforts with the arms. More specifically, the device provides postural and muscle adaptation with visual feedback. A set of four programmes for four different levels of use allows the system to adapt to various user profiles.

Each training session started with a warm-up phase on a bicycle ergometer (for five minutes between 50 and 60% of the theoretical maximum heart rate). This warm-up phase was followed by a stretching phase performed on the mobile platform, where the subject adopted various positions without using the arms. Next, exercises from the rehabilitation device's "intermediate" programme were performed at 60% of the maximum force determined at the beginning of the study and then readjusted at the beginning of the first session of each new week of training. This programme included push and pull exercises on the handles in different postures (feet parallel, apart at waist wide, right or left forward lunge). Three roughly 30-minutes training sessions were performed per week for eight weeks, giving a total of 24 sessions.

2.4. Statistics

The first goal of our statistical analysis was to find out whether the individuals in the study population differed in terms of their physical activity profile. We therefore used a Mann and Whitney (MW) test with a confidence level set at 0.05.

Next, the analysis consisted of a Wilcoxon (W) test to evaluate any post-training modifications that had occurred in all the subjects and then within each subgroup (i.e., sedentary, active). The confidence level was set tat 0.05.

We also sought to determine whether or not there was a correlation between the various parameters studied using the Spearman (S) nonparametric correlation coefficient. Lastly, to determine whether or not the initial values of the monitored parameters were predictive of post-training modifications, the same Spearman coefficient was calculated with a confidence level set at 0.05.

Table 1
Daily energy expenditure calculated with the Bouchard questionnaire

Energy expenditure (kcal/day)	Sedentary	Active
Mean	2510	3813**
Standard deviation	±278	±304

** $p < 0.01$.

Table 2
Changes in CoP displacement (Y_{IP} mean) in the maximum backward lean condition, eyes open, at an acquisition time of 12.8 s and 51.2 s

Y_{IP} mean (mm ± S.D.)	Acquisition time (s)	Before training	After training
Mean	12.8	−94.0 ± 9.8	−87.6 ± 12.7**
Mean	51.2	−92.5 ± 12.5	−84.6 ± 15.3**

** $p < 0.01$.

3. Results

3.1. Population characteristics according to the Bouchard questionnaire

Each subject's completed Bouchard questionnaire enabled the identification of two statistically different subgroups (MW, $p < 0.01$): an active subgroup and a sedentary subgroup, each containing six individuals (Table 1).

3.2. Effects of training

3.2.1. Effects of training for all subjects

3.2.1.1. Static balance. In the maximum backward lean condition "eyes open" and at any acquisition time, the CoP became more anterior after training (Table 2) (W, $p < 0.01$).

In a maximum forward lean condition "eyes open" at an acquisition time of 12.8 s, the CoP sway area was 33.2% lower (W, $p < 0.01$) (Fig. 3). The maximum CoP displacement was 13.7% lower after training, but only with an acquisition time of 12.8 s (W, $p < 0.01$).

In the standing on foam condition "eyes closed", the maximum CoP displacement and CoP sway area were lower after training (W, $p < 0.05$) (Fig. 4).

3.2.1.2. Muscle function. No significant differences were found in the assessment of muscle function (i.e., for either strength or EMG values). The maximum isometric torque developed by the knee extensors increased by 7% following training. However, this trend did not achieve statistical significance ($p = 0.07$) (Fig. 5). The RMS value of the *vastus lateralis* increased by 4% following training. Again, however, this increase was not significant.

For the spine, the MVC increased (+5.5%) following training, but this result is not statistically significant ($p = 0.09$). The RMS increased by more than 20% on each side. However, only the increase on the left body side was significant ($p < 0.05$) (Fig. 6).

Fig. 3. CoP sway area in a standing position with maximum forward inclination, eyes open, for 12.8 s. Mean and standard deviation (± S.D.) for the entire population before and after training. **$p < 0.01$.

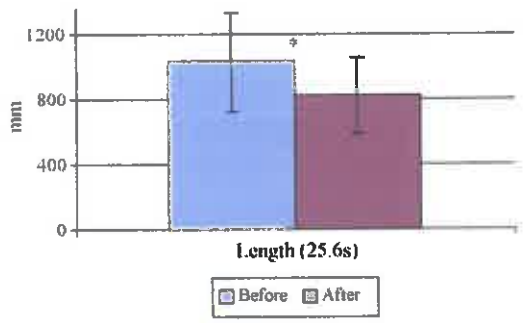


Fig. 4. Maximum centre of pressure displacement in the standing position on foam "eyes closed" for 25.6 s. Mean (± S.D.) for the entire population before and after training. *$p < 0.05$.

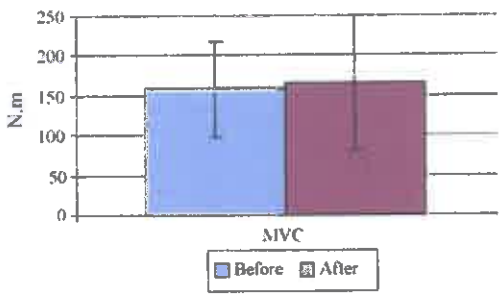


Fig. 5. Knee extensor maximum torques (MVCs). Mean (± S.D.) for the entire population before and after training.

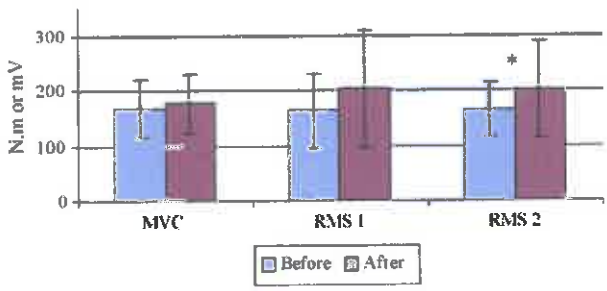


Fig. 6. Spine extensor maximum torques (MVC) and root mean square (RMS) of the lumbar (L4) *erector spinae* muscle. Mean (± S.D.) values for the entire population before and after training. RMS 1 and RMS 2 correspond to the right and left body sides, respectively. *$p < 0.05$.

Table 3
Maximal torque (MVC) developed by the knee extensors of the sedentary subjects, before and after training

MVC for knee extensors (N m)	Before training	After training
Mean	125.2	147.8*
Standard deviation	±32.1	±42.5

* $p < 0.05$.

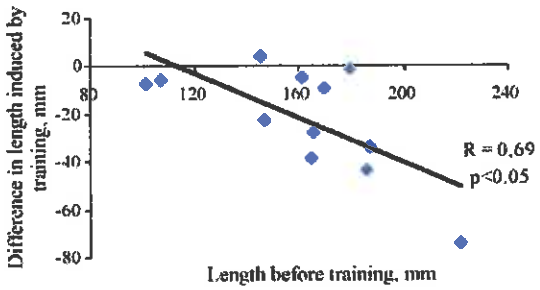


Fig. 7. Linear relationship between the maximum centre of pressure displacement before training and its change after training, in a standing position, maximum forward inclination.

Neuromuscular efficiency was not significantly modified, since its two component parameters (maximum torque and RMS) changed in the same direction.

3.2.2. *Within each subgroup*

Of the two muscle functions studied, only the MVC of the knee extensors increased by 18.1% following training in sedentary individuals (W, $p < 0.05$) (Table 3).

3.3. *Correlations between studied parameters*

No correlation was found between training-induced changes in static balance and muscle strength parameters.

While assessing static balance, it was found that for maximum forward lean condition and while standing on foam, eyes closed, the greater the pretraining maximum CoP displacement, the easier it was to lower this value through training (S, $p < 0.05$) (Figs. 7 and 8).

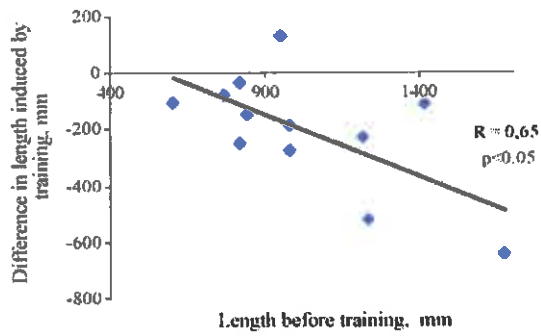


Fig. 8. Linear relationship between the maximum centre of pressure displacement before training and its change after training, in standing position on foam, eyes closed.

4. Discussion

One of the purposes of this study was to analyse changes in static balance and muscle function following training on a Huber®/SpineForce™ rehabilitation device (with a mobile platform and handle system equipped with force sensors). In fact, these various elements stimulate a high proportion of the body's muscles: in postural control, muscle contractions allow posture maintenance and stabilise joints. The other aim of this work was to find out whether or not there was a correlation between the modifications resulting from training and, in particular, whether if the baseline (pretraining) values for each of the parameters responsible for static balance and muscle function were predictive of changes brought about by training.

4.1. *Static balance*

In the maximum backward lean condition, our results show that the post-training mean CoP coordinate in the sagittal plane is more anterior than before training. The rehabilitation device might be responsible for this modification because all the exercises involved pushing on the handles located in front of the subject. Thus, training involving anterior support might, for instance, allow elderly subjects to transfer weight to the front of the foot. In fact, the elderly can suffer from retropulsion syndrome, as described by Pfitzenmeyer et al. [17], and can display an overly posterior CoP in comparison with a healthy population – causing a loss of balance and backward falls.

Our results indicate that there is an improvement in stability indexes following training in maximum forward lean position and at an acquisition time of 12.8 s. This result agrees with the literature on post-training improvements in postural control [12]. In these leaning conditions, a decrease in stability is predictive of falls in elderly subjects [16]. Therefore, Huber®/SpineForce™ training could be a factor in the prevention of falls.

In the standing on foam "eyes closed" condition, the maximum CoP displacement and CoP sway area decreased after training. We hypothesize that in order to see improvement in postural control after training, healthy subjects must be placed in a complex experimental environment. In fact, in this condition, the visual system is not greatly involved in regulating balance. Furthermore, in parallel with the absence of visual references, the subject cannot fully exploit his/her proprioceptive references because the latter are significantly distorted by the presence of the foam. The vestibular system remains therefore more responsive for obtaining postural control [4]. Following training, the subjects might have developed their vestibular sensitivity and/or improved their adaptation capacity in relation to proprioceptive interference. This hypothesis fits with the way that the rehabilitation device was used in our study, with frequent changes in the direction, speed and amplitude of the motion of the platform on which the subject stands during the training session.

4.2. *Muscle function*

Training on the Huber®/SpineForce™ system induced an increase in the strength of the muscle groups evaluated here

(quadriceps and spine extensors) and this increase was greatest in subjects in poor initial physical condition. However, this increase did not achieve statistical significance. There was a significant increase in knee-muscle strength in the sedentary group. In our study, exercises performed on the Huber® system (despite the semi-bent-over stance maintained for all the exercises) did not electively recruit the quadriceps, but induced muscle work in series at 60% of the maximum force obtained during the overall movement corresponding to the requested exercise. In fact, on untrained subjects, 45 to 50% of the MVC would be sufficient to generate a significant increase in the force, whereas for expert subjects, the training intensity must be about 80% of the MVC. Our results agree with literature data [19] showing that significant developments in muscle strength and mass require training between 60 and 100% of the MVC [23]. The increase in muscle strength can be explained by structural factors (volume, typology, etc.) and neural factors (inter- and intramuscular coordination and the recruitment of motor units). Since our study only lasted for eight weeks, it is clear that we cannot observe modifications in muscle morphology (increase in mass). Even though the training performed here was not specific for quadriceps strength, the recruitment generated by these exercises was sufficient to induce a significant increase in quadriceps strength in sedentary subjects. This strength increase is probably linked to neural factors. Indeed, it is known that neural factors are more often responsible for this initial adaptation phase (particularly in beginners), with an increase in the EMG signal [7]. Even though our study does not show a significant increase in muscle activation (represented by RMS), there is nevertheless a change over time in strength, which is concomitant with a change over time in muscle activation. Likewise, the neuromuscular efficiency was not significantly modified over the course of the study. This can be explained by the fact that maximum torque is developed by a muscle group, whereas the EMG is only recorded on a single muscle from the group. Considering the complexity of muscle activation synergies, we can consider that the EMG collected on a subelement of the muscle system is not necessarily representative of the level of activation of the muscle itself and, *a fortiori*, of the muscle group.

4.3. Parameter correlation

Our study did not reveal any correlation between static balance and isometric muscle strength parameters, whereas the study by Ryushi et al. [22] reported that an increase in quadriceps strength allows a backward displacement of the CoP in a maximum backward lean stance. Conversely, in the same stance in our study, sedentary subjects were the only ones to show an increased quadriceps strength but did not modify their CoP position or their stability.

The pretraining value of the maximum CoP displacement parameter in the maximum forward lean condition and while standing on foam, eyes closed was found to be predictive of the post-training value. The greater the maximum CoP displacement prior to training, the more it improved after training. In other words, subjects who improve the most after exercising on this system are those whose stability was worst beforehand. This result agrees with those observed for posture and muscle strength in the sedentary group. The Huber®/SpineForce™ rehabilitation device appears to enable the improvement of motor function in disabled subjects. This system could therefore be very useful for managing rehabilitation in subjects suffering from certain pathologies.

5. Conclusions and perspectives

This study on the effects of training on the Huber®/SpineForce™ system shows that the results are coherent with the literature data in the areas of physical exercise, balance problems and falls. Overall, the effects of training are positive in the two main functional areas monitored here: force and balance. The improvements obtained over eight weeks were greatest in subjects in poor initial physical condition.

Training on the Huber®/SpineForce™ system (with its whole-body approach to locomotor system function) modified parameters linked to static balance and muscle function in healthy subjects who did not do any sport. The CoP moves forward in a maximum backward lean stance, suggesting a postural reorganisation and weight transfer onto the front of the foot. Subjects also become more stable in maximum forward lean stance and when standing on foam with their eyes closed. For all subjects, the pretraining value of the maximum CoP displacement can predict its post-training value.

Given the reasonable results for static balance parameters in healthy subjects, even better outcomes can be anticipated for subjects with pathologies (such as for with sensory disabilities) or elderly subjects following the same training programme. The progress could be even more marked if the initial sway was significant. Patients presenting sensory disabilities, and elderly subjects would be less hindered by their problems with this type of training. However, additional studies with this type of population would be necessary.

This type of training moderately improved the strength of the quadriceps and *erector spinae* muscles. However, other muscles (such as the scapular muscles) are probably significantly recruited during this training. The combination of different postures during Huber®/SpineForce™ exercises probably contributes to development of the locomotor system's various functional potentials. Additional measurements would allow the confirmation of these hypotheses.

One of the major perspectives is the possibility of adapting the experimental protocol to study certain pathologies. In fact, a few protocol modifications (choice of the material, condition of uses, parameters monitored and the study population) might give workable results in the therapeutic field and would be likely to improve the quality of life for the elderly and patients with neurological, lumbar- and scoliosis-related problems. Furthermore, it would be interesting to analyse the persistence of the training effects. Application of this device in the management of subjects at risk of falls appears to be particularly interesting.

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. 2/e. Hardback, Oxford University Press; 2004.

[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, Lensel-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 plateform). 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.

Annexe II

Fiche de renseignement des étudiants de l'étude de recherche

Etude de l'évolution de la ligne de gravité chez un groupe d'étudiant, suite à un protocole de renforcement des spinaux profond et superficiel sur la plate-forme Huber.

Cocher la ou les cases ☐ lorsque les réponses sont positives

Fiche de renseignement :

NOM :
Prénom :
Age : né(e) le :
Taille :
Poids :
Pointure :
E-mail :
Tél :
Civilité : ☐ Homme ☐ Femme
Port de lunettes ou lentilles : Oui ☐ Non ☐
Présentez-vous une différence de longueur des membres inférieurs :
Oui ☐ Non ☐

Evaluation de la sédentarité :

Nombre d'heure de sommeil par jour en moyenne : .....
Nombre d'heure en position assise par jour : .....
Nombre d'heure d'activités sportives par semaine : .....

Activités pratiquées :	Nb Heures semaines :
•	•
•	•
•	•

Moyen de locomotion le plus utilisé pour se rendre à l'IFMK :
☐ Marche à pied ☐ Vélo ☐ Transport en commun ☐ Voiture
Temps moyen du trajet jusqu'à l'école par jour .....

Facteurs de non inclusion dans le protocole :

- ☐ Maladie de Sheuermann
- ☐ Scoliose

Vous avez passé une visite médicale en 2014 :

Des troubles sensitifs ont-ils été détectés ?	Oui ☐	Non ☐
Des troubles proprioceptifs ont-ils été détectés ?	Oui ☐	Non ☐
Des troubles vestibulaires ont-ils été détectés ?	Oui ☐	Non ☐
Avez-vous récemment eu des vertiges à la station debout	Oui ☐	Non ☐
Avez-vous récemment eu des vertiges au mouvement de la tête ?	Oui ☐	Non ☐

Contre indications absolues :

- ☐ Crise d'épilepsie
- ☐ Entorse grave (de - 6 semaines)
- ☐ Fracture (de -6 mois)

Fiche de renseignements établie dans le cadre d'un mémoire de recherche IFMK 2014-2015

Annexe III

Formulaire de consentement éclairé

Etude de l'évolution de la ligne de gravité chez un groupe d'étudiants, suite à un protocole de renforcement des spinaux profonds et superficiels sur la plate-forme Huber.

Madame, Monsieur,

La contemporanéité sociale actuelle est caractérisée par une augmentation de la sédentarité. Cela est du à une augmentation du temps passé assis et en parallèle à une diminution des activités physique quotidienne. Nos journées se caractérisent de plus en plus par le temps passé assis au bureau, à l'école, dans les transports, ou dans nos loisirs (ordinateur, télévision, cinéma etc…). Les évolutions technologiques, les nouvelles machines et outils qui sont censés nous simplifier la vie, jouent un rôle indéniable sur notre organisme.
Cette tendance à la sédentarité va engendrer une baisse du tonus musculaire.
Cette baisse du tonus de la musculature des érecteurs du rachis et des stabilisateurs de la scapula, provoque bien souvent des positions avachies en hypercyphose avec projection de la tête en avant et enroulement des épaules.
On se donne comme objectif dans cette étude de mettre en place un protocole de renforcement des spinaux profonds et superficiels pour prévenir et corriger les positions avachies chez un groupe d'étudiants.
L'étude nécessitera de monter sur une plateforme de mesure Médicapteurs d'une hauteur de 35mm. Ceci afin de mesurer la ligne de gravité des individus. Ensuite les volontaires réaliseront 12 séances du protocole de renforcement sur le Huber Motion Lab® durant 5 semaines. Les participants à l'étude devront se positionner sur un plateau de 45cm de hauteur réalisant des mouvements d'inclinaison et de rotation. Ils devront exercer des tractions, variées et rythmées, contrôlées par des feedbacks.
Une deuxième mesure de la ligne de gravité post-protocole sera réalisée dans le but d'étudier une potentielle évolution.
Nous vous proposons à travers cette étude de vous familiariser avec la plateforme Huber Motion Lab®, ainsi que d'améliorer votre tonus postural en renforcent vos muscles spinaux.

Formulaire de consentement éclairé

Je soussigné(e) Madame, Monsieur, ...
Né(e) le .....

- Avoir pris connaissances des conditions et informations relatives à ma participation au mémoire de recherche sur l'étude de l'évolution de la ligne de gravité chez un groupe d'étudiant, suite à un protocole de renforcement des spinaux profonds et superficiels sur la plate-forme Huber.
- Les mesures seront prises à l'Institut de formation en masso kinésithérapie de Nancy.
- Après avoir eu un temps de réflexion suffisant,

Je donne mon accord pour participer à cette étude dans les conditions énoncées ci-dessous :

- Cet accord ne décharge en rien les organisateurs de l'étude de leur responsabilité.
- Je suis libre de retirer ma participation à cette étude sans n'en supporter aucune responsabilité.
- Je m'engage à réalise le plus contentieusement possible le protocole élaboré dans le cadre du mémoire de recherche.
- Les organisateurs resteront à ma disposition pour me fournir tout complément d'information
- Les informations personnelles resteront strictement confidentielles.

Lu et approuvé (e)

Fait à ....., le

Signature :

Annexe IV

Vidéo mettant en avant les différentes parties du protocole de renforcement.

Annexe V

Méthodes de musculation isométrique utilisées au CREPS de Nancy

Annexe V : Fiche de méthodes de musculation isométrique utilisées au CREPS de Nancy

Jean-François PENIN
CREPS DE LORRAINE
Janvier 94

LES METHODES DE MUSCULATION

D'Après : SCHMIDTBLEICHER
LETZELTER
DUPUIS-POUSSON
.COMETTI

NOMS	CONTRACTION	INTENSITE %	REPETITIONS	SERIES	PAUSE	VITESSE DE REALISATION	FORCE MAXIMALE	FORCE EXPLOSIVE	VOLUME MUSCULAIRE	FORCE ENDURANCE
ISOMETRIE MAXIMALE	ISOMETRIQUE	95 à 110%	2	5	3'	3" à 6"	++++	++++	+	++
ISOMETRIE TOTALE	ISOMETRIQUE	50 à 90%	10	3 à 5	3'	10" à 20"	+++	++	++	++
STATO-DYNAMIQUE	STATODYNAMIQUE CONCENTRIQUE ou EXCENTRIQUE	60 à 70%	6	6	3' à 4'	ISOMETRIE 2" à 3" PUIS EXPLOSIVE	++++	++++	++	++
ISOMETRIE + CONCENTRIQUE	ISOMETRIQUE CONCENTRIQUE	95 à 110% ou 50% à 60% 60%	SEANCE 6 6 6	SERIE 2 6 6	SEANCE 6 à 16	SERIE 4 à 6	3'	3" à 5" ou 10" à 20" OPTIMALE	++++	+++	++	++
STATO-DYNAMIQUE + CONCENTRIQUE	STATODYNAMIQUE CONCENTRIQUE	60 à 70%	6 6	4 à 6 4 à 6	10 à 12	1 à 3	3' à 4'	ISOMETRIE 2" à 3" EXPLOSIVE OPTIMALE	++++	+++	+++	++
ISOMETRIE MAXIMALE + ISOMETRIE TOTALE	ISOMETRIQUE CONCENTRIQUE ISOMETRIQUE ISOMETRIQUE	95 à 110% 60% 60% 60%	6 6 6 6	2 4 à 6 2 4 à 6	6 à 16	4 à 6	3'	3" à 6" OPTIMALE 10" à 20" OPTIMALE	++++	++	+++	++
ISOMETRIE MAXIMALE + STATO-DYNAMIQUE	ISOMETRIQUE CONCENTRIQUE STATODYNAMIQUE CONCENTRIQUE	95 à 110% 60% 60% 60%	6 6 6 6	2 4 2 4	6 à 16	4 à 6	3' à 4'	3" à 6" OPTIMALE ISOMETRIE 2" à 3" EXPLOSIVE OPTIMALE	++++	++++	+	++
ISOMETRIE TOTALE + STATO-DYNAMIQUE	ISOMETRIQUE CONCENTRIQUE STATODYNAMIQUE CONCENTRIQUE	60% 60% 60% 60%	6 4 2 4	6 à 16	4 à 6	3' à 4'	10" à 20" OPTIMALE ISOMETRIE 2" à 3" EXPLOSIVE OPTIMALE	+++	+++	++	++
FORCE EXCENTRIQUE 120 - 80	EXCENTRIQUE CONCENTRIQUE	100 à 130% 120% 80%	3 à 6 5	3 à 6 4 à 6	2 à 3' 7 à 10'	BASSE BASSE EXPLOSIVE	++++	+++	++	+
LOUKS - LEGER	EXCENTRIQUE CONCENTRIQUE	100% 50%	6 à 8	4 à 6	3 à 6	3'	BASSE OPTIMALE	++++	+++	++	+

Annexe VI

Extraits des normes 85 de posturologie

Annexe VI : extraits des normes 85 de posturologie

POSITION MOYENNE EN Y

EN SITUATION YEUX OUVERTS

La position moyenne en Y du centre de pression est toujours en arrière du centre du polygone de sustentation, tous les auteurs sont d'accord sur ce fait.

La différence importante de position moyenne en Y qui existe entre les groupes d'hommes et de femmes est due simplement à la différence moyenne de pointure de pied entre les deux sexes (37,6 +/- 1,7 dans notre groupe de femmes, 41,7 +/- 1,3 dans notre groupe d'hommes (la pointure francaise est égale à une fois et demi la longueur du pied exprimée en centimètres)). En tenant compte de ce fait nous trouvons les mêmes résultats que HELLEBRANDT, MURRAY et CHARDON-RICHARD: mesurée à partir des talons la position moyenne en Y du centre de pression se trouve à environ 40% de la longueur du pied, aussi bien chez l'homme que chez la femme (Hellebrandt F.A., 1937; Chardon-Richard E., 1979; Murray M.P., 1975).

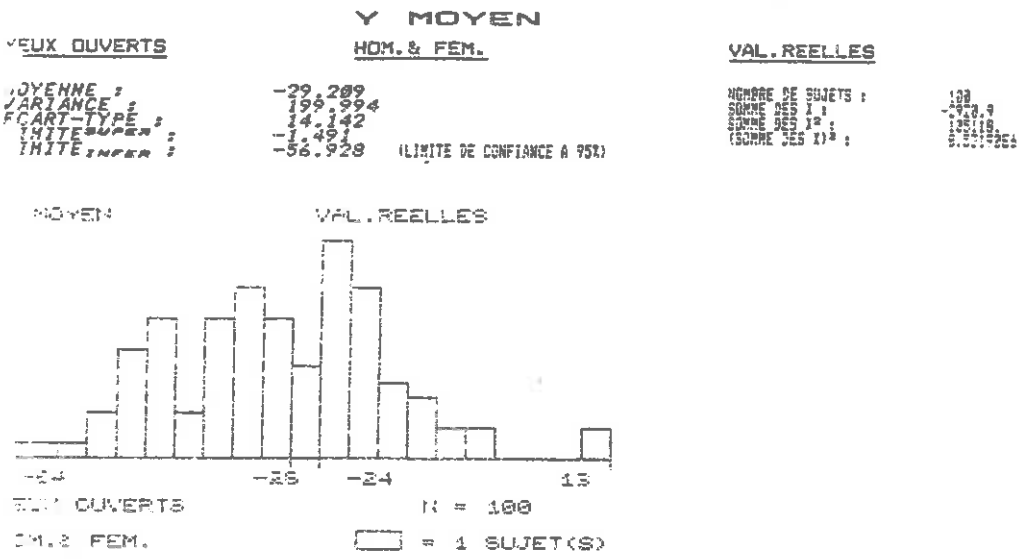
Par contre la position moyenne en Y de l'enfant est située beaucoup plus en arrière que celle de l'adulte, exprimée en pourcentage de la longueur du pied elle se trouve environ à 33% de cette longueur à partir des talons, au lieu de 40% chez l'adulte. C'est un fait que nous ne nous expliquons pas, mais qui pose des questions. Elle pose d'autant plus de questions que la pratique du sport fait encore reculer de facon significative ($p<0,05$) cette position en Y chez l'enfant de sept ans.

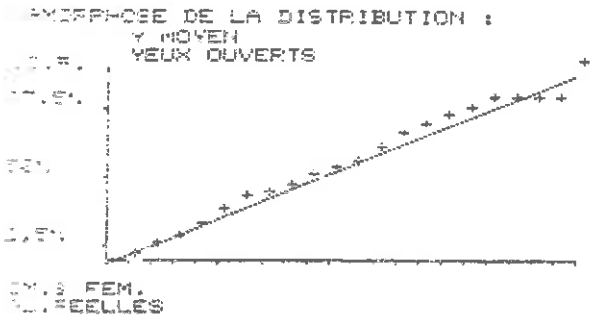
EN SITUATION YEUX FERMES

La position moyenne en Y se déplace vers l'avant lorsque le sujet ferme ses yeux. Cette différence n'est pas significative dans notre statistique, mais le fait a déjà été noté par d'autres auteurs (Nagayama I., 1981).

En situation yeux fermés le système postural a perdu une de ses entrées primaires, tout se passe comme s'il compensait cette perte en donnant plus de poids aux afférences proprioceptives nées des muscles extenseurs de la cheville: le corps se suspend aux muscles trijumeaux qui apparaisent ainsi comme "les muscles de confiance" du système postural.

Annexe VI : extraits des normes 85 de posturologie





Borne supérieure : 12.814
Borne inférieure : -64.136
Intervalle : 3.667
Ecart 10 : -47.432
Ecart 90 : -12.856

Coefficients de la droite de Henry :
(Y = AX + B)
A = 0.500
B = 23.081
Variance de A : 5.977
Variance de B : 0.000
Covariance AB : -0.032

Annexe VI : extraits des normes 85 de posturologie

Y MOYEN

PROBABILITE	SITUATIONS : YEUX OUVERTS	SITUATIONS : YEUX FERMES
Strictement aleatoire	=< 5,6 mm	=< 4,8 mm
p < 0,30	8,4 mm	7,2 mm
p < 0,05	16,0 mm	14,0 mm
p < 0,001	27,0 mm	23,7 mm

Tableau des probabilités pour que les différences observées sur la variable "Y moyen" entre deux enregistrements successifs à bref intervalle, soient dues au hasard.

Annexe VII

Résultats des mesures de l'étude de recherche

Annexe VII : tableaux des mesures du Y moyen réalisé durant le protocole de renforcement sur le Huber Motion Lab®

Civilité	Age	Taille	Pointure	Poids	Lunettes	Nb h/j sommeil	Nb h/j position assise	Nb h/s Activités sportives	J + 0		J + 5 semaines	
									yeux ouverts	yeux fermés	yeux ouverts	yeux fermés
H	23	169	42	78	O	8	14	0	-11,9	-21,5	-51,1	-49,3
H	25	180	43	65	O	6	9	1	-45,8	-44,9	-45,1	-43,7
H	24	175	42	80	O	7	8	2	-52,4	-52,8	-55	-53,1
F	19	175	39	63	O	8	8	3	-39,3	-33,5	-36,6	-31,3
H	22	177	44	79	N	8	8	3	-44,3	-42,2	-40,9	-44,9
H	25	187	44	71	O	9	7	2	-16,8	-22,2	-9,6	-22,3
H	22	174	42	70	N	7	10	4	-56,9	-51,7	-59,9	-56,1
F	22	171	38	62	O	7	9	2	-36,6	-30,6	-20,4	-22,7
F	18	166	37	55	O	7	8	0	-50,1	-37,6	-37,9	-25,6
H	21	183	43	66	O	8	9	8	-35,3	-30,6	-43,3	-43,5
H	24	185	43	75	N	7	14	1	-41,6	-31	-36,9	-27,2
F	22	166	39	66	N	7	12	3	-37,7	-23,1	-42	-32,3
H	19	182	45	82	N	8	8	1	-49,8	-33,2	-38,8	-24,1
F	21	153	36	56	O	7	12	2	-41,6	-37,9	-47,7	-37,2
H	20	174	42	76	N	8	8	3	-52,3	-46,7	-41,8	-42,2
H	23	193	45	63	N	9	7	1	-23,3	-33,7	-33,6	-26
H	21	182	45	94	O	8	8	5	-59,7	-47,3	-47,5	-49,8
F	20	169	39	78	N	7	8	0	-45,8	-40,7	-59	-57,7

Annexe VII : tableaux des mesures de la force moyenne des étudiants réalisées durant le protocole de renforcement sur le Huber Motion Lab®

	force moyenne 1ère séance						force moyenne 2ème séance					
	trapèzes		rhomboïdes 1		rhomboïdes 2		trapèzes		rhomboïdes 1		rhomboïdes 2	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
1	22	21	14	13	12	12	15	16	11	11	11	12
2	18	16	13	12	14	13	20	20	12	12	13	13
3	28	30	23	23	22	23	29	29	24	24	22	22
4	4	4	7	6	6	6	7	6	8	6	7	7
5	23	23	18	17	18	20	24	26	20	21	19	21
6	17	20	13	14	13	16	17	19	12	14	14	17
7	19	20	13	15	13	16	20	20	14	14	12	16
8	12	11	11	11	10	11	11	12	11	10	10	11
9	15	14	14	13	12	11	15	15	14	13	12	12

	force moyenne 11ème séance						force moyenne 12ème séance						Question	
	trapèzes		rhomboïdes 1		rhomboïdes 2		trapèzes		rhomboïdes 1		rhomboïdes 2			
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	n°1	n°2
1	18	19	14	14	14	14	17	17	16	16	16	16	M	N
2	18	18	15	15	14	14	21	20	13	13	13	14	L	N
3	27	29	21	21	22	22	30	33	25	25	26	25	L	N
4	11	11	9	9	8	9	12	12	11	11	10	10	N	N
5	28	28	24	24	22	23	30	31	21	21	22	22	M	L
6	17	19	15	16	14	17	17	18	16	17	15	17	L	N
7	20	21	13	14	12	14	23	25	13	15	12	15	N	N
8	9	9	9	8	9	9	9	9	10	9	9	10	N	N
9	17	17	16	16	16	16	17	17	15	16	15	15	L	N

Annexe VIII

Caractéristiques techniques des appareils utilisés dans le protocole

Annexe VIII : caractéristiques techniques des appareils utilisés dans le protocole

1) Caractéristiques techniques de la plateforme Win-Posturo

Caractéristiques techniques :	
Plate-forme mono plateau normalisée 3 points APE	
Dimensions	460X460X35mm
Epaisseur plateau	12mm
Poids	7.8kg
Matériau	Aluminium AU4G rectifié
Charge maximale	180Kg
Résolution	900 points/Kg
Conservation analogique-numérique	16 bits
Alimentation	9 VDC normalisée médicale
Logiciels d'exploitation	**WinPosture :** **logiciel d'exploitation stabilographique** **WinTrainer :** logiciel de rééducation par biofeedback visuo-postural
Système d'exploitation requis	Windows98/ Millenium/2000/2000Pro/XP
Options	Plateau d'équilibration dynamique Adaptateur Série / USB

2) Caractéristiques techniques de la plateforme Huber Motion Lab ®

Poids	310kg
Dimensions (Lxlxh)	1.95x1.30x2.48m
Surface projetée au sol	2.5m²
Caractéristiques électriques	100-240V / 50-60Hz
Capteur de force	100daN
Débattement Colonne	40cm
Angle plateau	0° à 10°
Vitesse d'oscillation	0 à 41 tr/min
Poids maximal supporté	150kg

Remerciements

Je tiens tout particulièrement à présenter mes remerciements

A Mme. Pineiro Pascale mon référent du mémoire pour son encadrement dans la réalisation de ce mémoire d'initiation à la recherche.

A la société Médicapteurs pour avoir mis à notre disposition la plateforme de mesure Win-posture.

A la société LPG pour avoir prêté une plateforme motorisée Huber Motion Lab® à L'IFMK de Nancy.

Aux étudiants ayant acceptés de participer aux mesures, ainsi qu'au protocole de renforcement, pour m'avoir donné de leur temps.

A l'IFMK de Nancy (Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie) pour m'avoir permis d'utiliser les locaux.