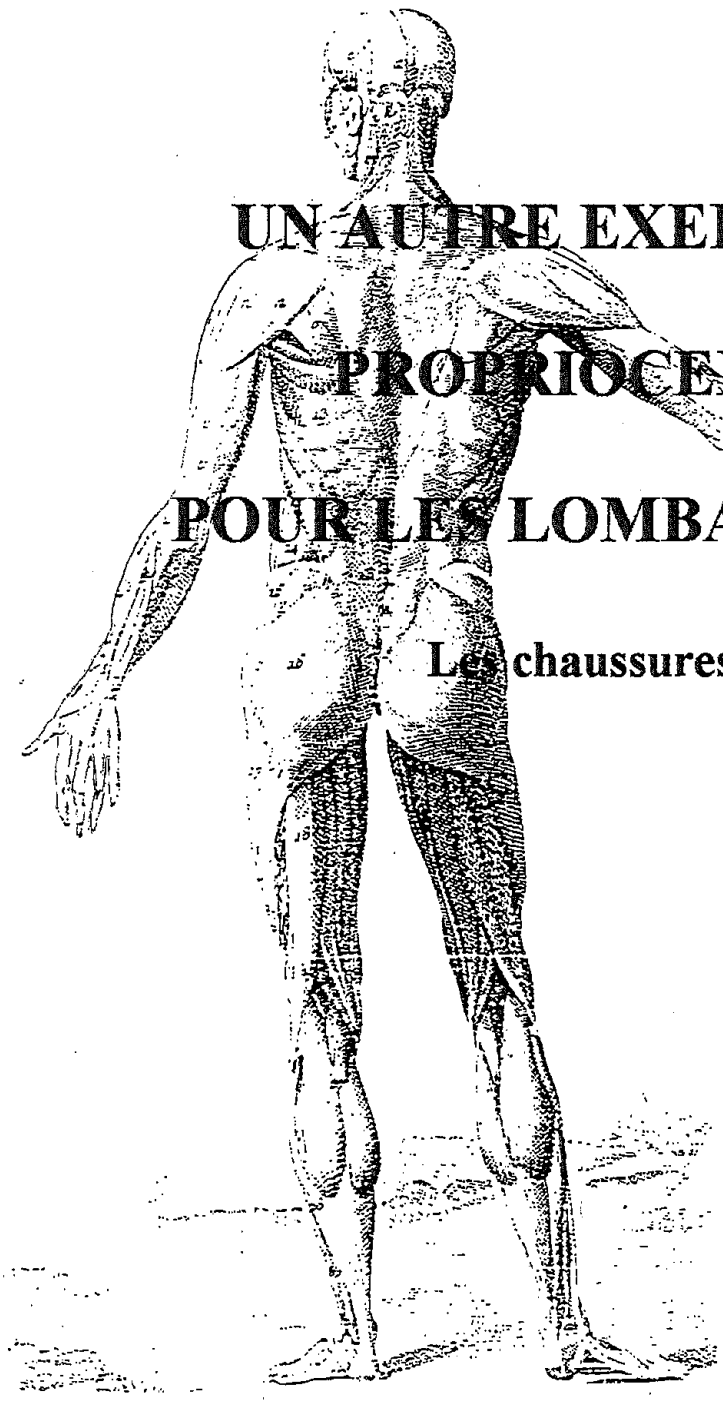
MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHERAPIE
DE NANCY



UN AUTRE EXERCICE DE PROPRIOCEPTION POUR LES LOMBALGIQUES :

Les chaussures déstabilisantes

Rapport de travail écrit personnel
présenté par Hélène TETAERT
étudiante en 3ème année de
Kinésithérapie en vue de
l'obtention du diplôme d'Etat
de masseur-kinésithérapeute
1995-1996

SOMMAIRE

PAGES

PRESENTATION DU LIEU DU STAGE

RESUME

1 - INTRODUCTION

1. 1. Description anatomo-physiologique du Grand Fessier..... 1

1. 2. Analyse biomécanique du Grand Fessier et rapport avec le rachis 2

1. 2. 1. Biomécanique du Grand Fessier..... 2

1. 2. 2.Le Grand Fessier et la marche..... 3

1. 3. Les techniques apparentées et la marche 4

1. 4. Hypothèse de Bullock apliquée aux lombalgiques. 6

2 - MATERIEL ET METHODE

2. 1. La population et le matériel 6

2. 1. 1. Sélection des patients. 6

2. 1. 2. La population 7

2. 1. 3. Description des différentes pathologies 7

2. 1. 4. Matériel expérimental 8

2. 1. 4. 1. Le matériel d'analyse..... 8

2. 1. 4. 2. Le matériel de travail. 9

2. 2. La méthode

2. 2. 1. Bilan d'entrée..... 10

2. 2. 2. Bilan de sortie..... 12

2. 3. Le traitement..... 12

3 - RESULTATS

3.1. Présentation des résultats 14

3. 1. 1. Au bilan d'entrée 14

3. 1. 2. Pendant l'exercice 15

3. 1. 3. Au bilan de sortie 17

3. 2. Analyse statistique des résultats 18

4 - DISCUSSION

4. 1. Analyse des résultats et comparaison avec l'étude réalisée sur des sujets sains 19

4. 2. Analyse de la qualité du traitement 19

4. 3. Analyse des cas particuliers 20

5 - CONCLUSION

5. 1. Modifications à envisager quant à la technique 21

5. 1. 1. Modification de l'analyse 21

5. 1. 2. Modification du traitement 22

5. 2. Conclusion générale 23

RESUME

La lombalgie représente une des pathologies les plus fréquentes. Il paraît important d'essayer d'améliorer la thérapeutique la concernant. Actuellement, la reprogrammation neuro-musculaire y occupe une place importante. Nous allons essayer d'élargir son application lors de la marche.

Nous avons réalisé une étude sur 28 lombalgiques en leur appliquant un nouvel exercice de proprioception basé sur le principe de Freeman : marcher avec les chaussures déstabilisantes.

Pour évaluer l'efficacité de ce traitement, nous enregistrons l'activité musculaire du Grand Fessier (muscle superficiel liant le rachis et les membres inférieurs et jouant un rôle important lors de la marche). Nous obtenons un résultat significativement concluant : une amélioration des contractions du Grand Fessier et l'acquisition d'une meilleure statique.

Cette expérience s'étant révélée positive, elle pourrait être étendue à toutes les lombalgies, à d'autres pathologies rachidiennes comme les scolioses ou à d'autres traitements de reprogrammation neuro-motrice.

1 INTRODUCTION

La lombalgie touche 80 % de la population française. Elle a des conséquences socio-économiques importantes. Actuellement la maîtrise du positionnement lombo-pelvien, l'éveil ostéo-articulaire et musculaire et le renforcement musculaire demeurent les grands principes de la rééducation des lombalgiques.

L'acquisition d'une rétroversion du bassin reste indispensable pour une bonne exécution du verrouillage lombaire. Or la raideur articulaire et musculaire du lombalgique est connue. Elle est liée à plusieurs facteurs : la perte de flexibilité, l'attitude antalgique, la perte de force et d'endurance des muscles : les érecteurs de rachis et les rétroverseurs. Parmi les rétroverseurs le Grand Fessier semble un muscle essentiel si nous analysons son anatomie et sa biomécanique.

1. 1. DESCRIPTION ANATOMO-PHYSIOLOGIQUE DU GRAND FESSIER

Le Grand Fessier est constitué de 2 portions (8) :

- la portion superficielle naît de la crête iliaque de l'épine iliaque postéro-supérieure, de l'aponévrose lombaire, du sacrum (tubérules postéro-internes) et du coccyx.

L'aponévrose lombaire recouvre les muscles érecteurs du rachis. Elle se finit en proximal dans les fibres du Grand Dorsal et en distal dans celles du Grand Fessier. De plus, selon Mme Godelième-Strayf-Denis, le Grand Fessier a ses fibres superficielles qui se prolongent dans celles du Grand Dorsal opposé sur le sacrum. De même le Grand Fessier comporte des insertions proches de celles du Carré des Lombes, du Petit Oblique et du Transverse au niveau de la crête iliaque et proches de celles des muscles Ilio-Costal au niveau du sacrum.

- la portion profonde naît de l'aile iliaque en arrière de la ligne demi-circulaire postérieure, du grand ligament sacro-sciatique et de l'aponévrose du Moyen Fessier. La portion profonde se termine au niveau de la ligne âpre sous le Grand Trochanter du Fémur. Le plan superficiel se finit sur le bord postérieur du Fascia Lata.

Le Grand Fessier est constitué de fibres musculaires présentant un rôle statique dans sa portion superficielle et des fibres dynamiques dans sa partie profonde.

La région lombo-sacrée est une région de transition au niveau musculaire car elle reçoit en caudal les fibres du Grand Fessier et en crânial les fibres des paravertébraux et des Grands Dorsaux (muscles indispensables à la statique rachidienne).

Le Grand Fessier constitue un lien entre le membre inférieur et le rachis. Nous savons que l'une des actions principales du Grand Fessier se déroule lors de la marche qui reste essentielle pour l'autonomie.

1. 2. ANALYSE BIOMECANIQUE DU GRAND FESSIER ET RAPPORT AVEC LE RACHIS

1. 2. 1. BIOMECANIQUE DU GRAND FESSIER :

Nous connaissons le rôle d'extenseur et rotateur externe de hanche du Grand Fessier quand le point fixe se situe sur le bassin. Par contre, selon Mme Godelière-Struyf-Denis, il joue en général un rôle sur le bassin et la statique. En effet, nous notons que le Grand Fessier et les spinaux (sacro-lombaire, iliocostal, iliodorsal, transversaux du cou, épi-épineux) font partie de la même chaîne : la chaîne postéro-médiane. Elle considère le Grand Fessier comme une clef importante pour la bonne physiologie de cette chaîne musculaire qui vous est schématisée ci-contre (fig.1)

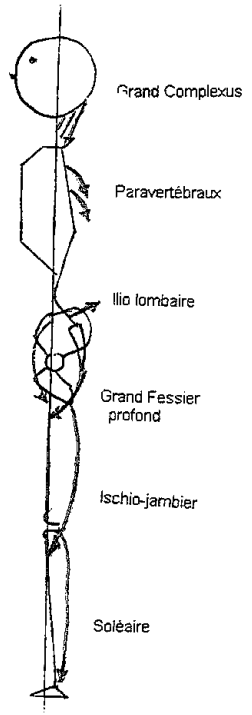


Figure 1 : La chaîne postéro-médiane

Selon la théorie des chaînes musculaires en station debout, le Grand Fessier et les ischio-jambiers internes verticalisent l'iliaque et le sacrum, quand leur point fixe est sur le fémur. On admet qu'il est donc rétroverseur de bassin (7). De plus, Mme Godelière-Struyf-Denis prétend que les ilio-lombaires ne sont actifs que lorsque le sacrum est vertical.

Samuel (9) a également rappelé l'importance de la position du sacrum, de la position des deux têtes fémorales où s'exercent la pesanteur et la réaction du sol. Mme Godelière déclare que le bon fonctionnement de la colonne vertébrale dépend de la coordination des différentes chaînes musculaires, donc d'un bon équilibre entre elles.

Quand le point fixe est sur le fémur, le Grand Fessier tire sur l'aponévrose lombaire recouvrant les muscles de cette région qui ont une rôle d'érecteurs du rachis. Ils assurent donc une bonne statique. Il faut ajouter que Samuel a déterminé que tous les muscles de la hanche agissaient de façon indirecte sur le contrôle de la courbure lombaire. (11)

Tous ces arguments nous permettent donc de conclure à une complémentarité de l'action du Grand Fessier avec celle des muscles permettant la statique rachidienne.

Chez les lombalgiques, il semblerait qu'il existe un déficit de la chaîne postéro-médiane, ne serait-ce que par l'hypotonie des Spinaux. Il se pourrait donc que le Grand Fessier soit également déficient. De plus, Samuel (9) décrit un déséquilibre musculaire au niveau de la hanche qui est responsable, en position debout, d'une attitude du bassin en antéversion, d'où anomalie des sollicitations musculaires et articulaires. Ceci engendre une contraction permanente des muscles Pelvi-trochantériens. Rappelons que le Grand Fessier est antagoniste de l'Ilio-psoas (élément essentiel de la poutre composite lombaire). Un rééquilibre entre l'Iliopsoas et le couple Grand Fessier - Spinaux serait favorable à un bon contrôle postural (12).

1. 2. 2. LE GRAND FESSIER ET LA MARCHE

Selon Viel, le Grand Fessier travaille lors de l'attaque du talon au sol.

Au sujet de la marche, il semble que souvent la marche du lombalgique soit modifiée par rapport à la marche physiologique. Dolto a écrit que la malposition de l'articulation sacro-iliaque liée à un Sacrum horizontalisé ou antérieur perturbe la marche (4).

Une marche incorrecte, faisant partie d'un mauvais contrôle postural ou d'une mauvaise gestuelle (utilisation de la colonne lombaire à la place des hanches), pourrait être l'une des causes de la lombalgie. Il est néanmoins difficile de déterminer si la façon de marcher du lombalgique constitue une cause, ou au contraire une conséquence de sa maladie.

Quoi qu'il en soit, il serait peut-être intéressant de compléter la rééducation des patients lombalgiques par une correction de leur marche.

1. 3. LES TECHNIQUES APPARENTEES ET CRITIQUES

Pour obtenir une marche corrigée, nous demandons classiquement au patient un contrôle postural lors de la marche. Après une acquisition de ce contrôle en statique, il est difficile pour les patients de l'utiliser en mode dynamique.

De plus, les lombalgiques ne réussissent pas facilement à modifier leur schéma de marche. Nous pensons qu'une reprogrammation neuro-musculaire lors de la marche aiderait leur rééducation.

Nous venons d'exposer le rôle du Grand Fessier, d'une part sur le contrôle du bassin donc sur la statique, et d'autre part dans la marche. Ce muscle comme tous les extenseurs, devrait donc être travaillé dans cette double optique.

Actuellement les techniques existantes pour le travail du Grand Fessier sont :

- le travail analytique du Grand Fessier en extension de hanche qui est intéressant en début de rééducation pour renforcer un Grand Fessier très faible. Ce travail en course interne entraîne une hyperlordose lombaire si le sujet n'est pas placé en procubitus délordosé. Cet exercice requiert une bonne surveillance du kinésithérapeute pour éviter toute compensation.

L'un des inconvénients de cette technique réside dans le fait que le Grand Fessier travaille dans ce cas en chaîne ouverte alors que son action principale se réalise en chaîne fermée.

- l'exercice du pont dorsal (le sujet en décubitus dorsal lève les fesses, les membres inférieurs étant fléchis) est efficace mais nécessite un bon contrôle du complexe lombo-pelvi-fémoral, ce qui sous-entend des abdominaux efficaces. Or, chez ce type de patient, les abdominaux paraissent souvent insuffisants, excepté en fin de rééducation.

- lors de la montée des marches d'escaliers, le grand fessier devrait travailler, mais les patients lombalgiques ont souvent tendance à induire une projection antérieure avec une "cyphose lombaire" au lieu de faire travailler les hanches.

- les accroupissements font également bien travailler le Grand Fessier, mais il nécessitent un contrôle postural intégré. Il semble que ce soit l'un des seuls exercices corrects pour le lombalgique, même s'il est fatigant.

Une autre technique peut être envisagée la marche avec projection antérieure du tronc : elle met en oeuvre le Grand Fessier en mode dynamique excentrique ce qui n'est pas le but, car nous cherchons un travail statique. Pour un travail efficace en projection antérieure de tronc, il faut une bonne dissociation du complexe lombo-pelvi-fémoral. La flexion du tronc (restant droit) doit se faire autour des coxo-fémorales .

Une étude a déjà été réalisée sur l'activation réflexe des muscles fessiers pendant la marche (1). Cette expérience utilisait des chaussures déstabilisantes, mais sur 15 sujets sains âgés de 18 à 20 ans. Les résultats E.M.G. présentaient une amélioration du temps de recrutement des muscles et une activité musculaire augmentée.

1. 4. HYPOTHESE DE BULLOCK APPLIQUEE AUX LOMBALGIQUES

Notre but est de réduire les déficits des érecteurs du rachis, le manque d'utilisation des hanches chez les patients lombalgiques, et de la sollicitation excessive des Pelvitrochantériens. Comme l'a montré Bullock, le Grand Fessier qui assure le relais entre hanche et rachis est le muscle le plus indiqué pour résoudre ces deux problèmes.

Freeman avait introduit la notion de maintien postural et de reprogrammation neuromusculaire par les positions de déséquilibre. Il utilise les informations sensitivo-motrices nécessaires à l'élaboration de tout schéma moteur harmonieux. Son étude fait état d'une réduction significative de l'instabilité fonctionnelle par les exercices de coordination. Cette amélioration reste acquise (6). Or la marche est un exercice de coordination qui pourrait réduire le déficit de proprioception. Nous utilisons donc ces principes associés permettant d'allier renforcement musculaire, souplesse et reprogrammation neuromusculaire dans la marche complétés par un maintien de la statique rachidienne.

2 MATERIEL ET METHODE

2. 1. LA POPULATION ET LE MATERIEL

2. 1. 1. SELECTION DES PATIENTS

Nous retenons les personnes présentant :

- l'absence de prothèse de hanche, de genou ou autres ;
- l'absence d'entorse récente de genou ou de cheville ;
- l'absence de flexum de hanche et/ou de genou ;
- l'absence de douleur, surtout au repos ;
- l'absence d'inégalité des membres inférieurs ;

- ne pas être en période post-opératoire ;
- absence de Spondylolisthésis ;
- absence de toute instabilité vertébrale lombaire.

2. 1. 2. LA POPULATION

Nous avons réuni un échantillon de 28 personnes comprenant 54,54 % d'hommes
45,16 % de femmes

L'âge moyen de l'échantillon se situe à 43 ans (σ = 10)

Leur taille moyenne est de : 1,63 m pour les femmes (σ= 0,06)
1,74 m pour les hommes (σ = 0,09)

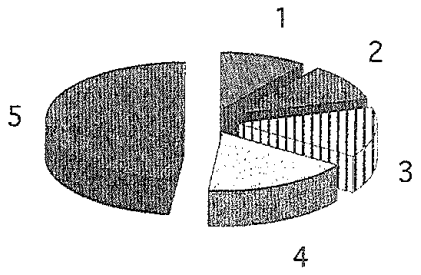
Soit une taille globale moyenne de 1,70 m (σ = 0,1)

Le poids moyen s'élève à : 65,1 kg chez les hommes (σ = 13,5)
68,9 kg chez les femmes (σ = 12,6)

soit globalement : 67,2 kg (σ = 13,2)

2. 1. 3. REPARTITION DES DIFFERENTES PATHOLOGIES

Fig 2 - REPARTITION DES PATHOLOGIES
N = 28



1 - 10,34 % de lombalgie sur scoliose arthrodésée depuis + de 5 ans ;
2 - 10,35 % de lombalgie avec scoliose non opérée ;
3 - 13,79 % de lombalgie due à une discopathie ;
4 - 17,24 % de lombalgie suite à une cure de hernie discale ;
5 - 48,28 % de lombalgie chronique.

2. 1. 4. MATERIEL EXPERIMENTAL

2. 1. 4. 1. Le matériel d'analyse (Fig 3)

Pour évaluer l'activité musculaire du Grand Fessier, nous avons utilisé :

- un ordinateur permettant d'obtenir un biofeed-back : le RSI EMG-2S de la Générale Bio-Médicale. Cet appareil est couplé :

à un clavier IBM

à un écran Personal System 2 Color Display d'IBM

à une imprimante couleur Desk et 660 C de Helwett Packard ;

à des électrodes d'enregistrement auto-adhésives de neuro-stimulation PALS-FLEX de Axelgoard Manufacturing Co - modèle : 895220

- taille : 2" x 2" soit 5 cm x 5 cm

- forme : carrée

Les électrodes sont reliées à l'ordinateur par 5 fils blindés de 4 m de long.

Sur l'ordinateur, nous pouvons régler :

- la vitesse de balayage selon la position (position 1 correspondant à 13 secondes pour balayer l'écran - la position 2 à 26 secondes, etc...) ;

- la sensibilité en µV ;

- le calibre permet d'avoir le tracé visible à l'écran selon la sensibilité fixée.

En ce qui concerne l'analyse, elle se réalise alors que les patients marchent pieds nus sur un tapis roulant Gymbol Super 2500. En effet, les fils sont trop courts pour obtenir des tracés représentatifs si les individus marchent pendant 4 ou 5 pas. Le tapis roulant est réglé avec :

- une pente nulle ;

- une vitesse fixe de 3 km/h qui correspond à un rythme moyen.

Selon l'article de Mr. Tokuhashi , Mr Matsuzaki (13), le tapis roulant provoque des micro-mouvements qui se répercutent au niveau lombaire. Si la colonne vertébrale ne peut s'équilibrer, c'est-à-dire en cas d'instabilité, nous observons des douleurs.

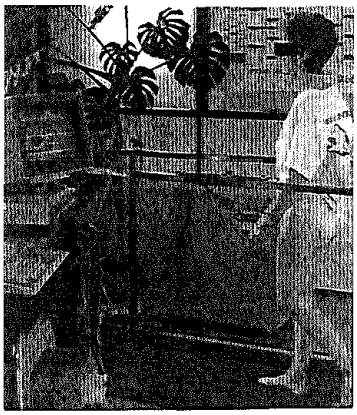


Figure 3 : Le matériel d'analyse

2. 1. 4. 2. Le matériel de travail (Fig 4)

Les chaussures déstabilisantes sont composées :

- d'une paire de claquettes de plage en plastique taille 40. La semelle est renforcée d'une semelle de liège de 5 mm d'épaisseur. Une semelle d'élastomère (ou Airlit) de 2 mm d'épaisseur est collée également sur la semelle de liège. Ainsi s'est constituée une semelle rigide. Une bride de cuir en T avec une fermeture boucle est fixée. Celle-ci permet de maintenir le talon au contact de la chaussure lors de la marche. De plus, des velcros sont cousus sur la bandelette de l'avant-pied préalablement découpée. Nous obtenons ainsi une fermeture réglable en fonction de la largeur de l'avant-pied de chaque individu. Leur pointure ne correspond pas toujours à celle de la chaussure.

- d'une balle de tennis de 6 cm de diamètre découpée pour atteindre une hauteur de 4 cm qui est remplie de Multiform (matériau thermoformable). Cette demi - sphère dure est fixée sous la chaussure grâce à une plaque de thermoformable en Polysar. Cette plaque permet également d'éviter que la balle ne s'enfonce dans la semelle sous l'effet du poids du corps. La balle est fixée au centre de la voûte plantaire qui correspond à la projection du centre de gravité. Ce système reproduit celui des planches de Freeman sur des chaussures.

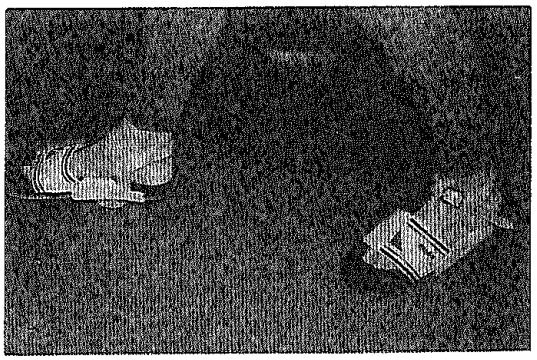


Figure 4 : Les chaussures déstabilisantes

2. 2. 1. Bilan d'entrée :

Après s'être assuré que le patient ne comporte aucune contre-indication à l'étude (citée en 2.1.1.1.) nous avons établi un bilan. Le bilan est effectué dès l'entrée du patient qui n'est hospitalisé que 15 jours en général.

Ce bilan comporte une fiche (Ann. I) reprenant :

- les renseignements propres au patient et à sa pathologie ;
- les amplitudes de hanche, genou et cheville ;
- l'équilibre sagittal ;
- la cotation de la douleur ;
- le périmètre de marche avant l'hospitalisation ;
- le temps pendant lequel la station debout est maintenue ;
- l'étude de la marche.

Les critères d'évaluation utilisés sont :

* Pour la douleur :

Nous utilisons une échelle visuelle analogique à 10 valeurs.

* Pour la marche :

L'étude de la marche se fait de façon subjective. Il s'agit de déterminer si des défauts de marche sont visibles. Nous effectuons cette analyse alors que le patient mar-

che à plat, avec ses chaussures. Il n'est pas prévenu de cette observation et garde sa marche physiologique.

Nous réalisons également l'enregistrement des amplitudes de contractions du Grand Fessier. Celles-ci sont imprimées et rejoignent la feuille précédente pour former le dossier d'entrée. Nous basons notre étude sur cet élément. Il s'agira de comparer d'une part la sensibilité du Grand Fessier et d'autre part la qualité et la quantité des oscillations qui représentent les contractions musculaires à chaque pas. La qualité des contractions nous est donnée par l'amplitude mesurée, la régularité (indiquée par l'écart-type) et le rythme des oscillations. Pour ces évaluations nous utilisons l'appareil E. M. G.

* Pour l'enregistrement des contractions musculaires :

Avant d'enregistrer toute activité, nous laissons marcher le patient 2 minutes sur le tapis. Il peut ainsi s'habituer à celui-ci. Ensuite, il évolue assez naturellement même si cette marche ne correspond pas exactement à sa marche physiologique.

Pour évaluer l'importance des contractions musculaires nous plaçons :

- une électrode sur chaque point moteur des 2 muscles fessiers de façon symétrique ;

- une électrode à 1 travers de doigt au-dessus du pli fessier et à 4 ou 5 travers de doigts du pli interfessier (selon l'importance de la masse fessière). Chacune est placée de part et d'autre de façon symétrique.

- une électrode au niveau du coude qui permet de tarer l'appareil de biofeed-back. Il aurait été plus juste de placer cette électrode sur une saillie osseuse proche des masses fessières. Quelques patients présentant une surcharge pondérale,

nous avons pensé qu'il fallait placer l'électrode au même endroit pour tous les sujets. Pour des raisons pratiques, nous avons décidé de poser l'électrode sur l'Olécrâne.

Après avoir branché les électrodes à l'appareil, nous réglons la sensibilité en µV et le calibre grâce aux boutons relatifs à ces fonctions. La sensibilité représente le travail, le recrutement musculaire (plus on augmente la sensibilité, plus le muscle travaille). Le calibrage affine le réglage afin d'obtenir des oscillations visibles sur l'écran. Nous laissons le patient marcher quelques minutes sans maintien. Nous pouvons alors imprimer les réponses obtenues par le balayage de l'écran, et régler à la position 3 soit 36 secondes pour 19,2 cm. Ce résultat nous permet de connaître les amplitudes de contractions du Grand Fessier et le cycle de marche du patient (ann. II). Ces amplitudes sont mesurées avec une règle centimétrique. Nous utilisons le minimum de relâchement (vallée la plus basse des oscillations) comme base de mesure.

2. 2. 2. Bilan de sortie :

Après 8 jours de traitement, nous effectuons un bilan. Nous reprenons le dossier d'entrée et nous évaluons les mêmes paramètres mais plus particulièrement les enregistrements E. M. G.

2. 3. LE TRAITEMENT

Nous appliquons le traitement normal de rééducation pour une lombalgie. Celui-ci comprend :

- le traitement antalgique ;
- l'apprentissage de la respiration abdomino-diaphragmatique ;

- le travail musculaire des abdominaux, des adducteurs d'omoplate, des Grands Dorsaux, des Quadriceps ;

- le travail d'auto-grandissement ;

- l'enseignement d'une gestuelle protectrice.

Nous complétons ce programme par un autre exercice : **la marche sur les chaussures déséquilibrantes**. Il faut enfiler correctement les chaussures, c'est-à-dire le talon au fond de la semelle et l'avant pied suffisamment maintenu par un bon réglage de la sangle.

Ensuite, il s'agit de "marcher sur les boules", c'est-à-dire de relever l'avant-pied pour que le seul contact avec le sol se réalise par la demi-sphère. Lors de la première séance, il faut amener le sujet à prendre conscience du bon positionnement du pied. Nous lui demandons de basculer le talon vers l'arrière pour ne rester en appui que sur la balle ; pour ce faire nous le tenons et nous l'accompagnons pour quelques pas. Nous lui laissons rechercher son équilibre avec les chaussures. Il faut éviter que l'avant-pied du patient, soit en contact avec le sol, lors du pas postérieur.

Ensuite nous le laissons marcher pendant 7 minutes. Cet exercice réalisé 2 fois par jour, fait partie de la séance de rééducation.

Après 2 ou 3 séances de prise de contact, le patient se sentant plus sûr, nous lui demandons d'allonger le pas.

Le traitement dure 8 jours puis nous enregistrons les résultats E. M. G..

3 RESULTATS

3. 1. PRESENTATION DES RESULTATS

3. 1. 1. AU BILAN D'ENTREE

Nous avons noté à l'aide de l'échelle analogique, des douleurs à l'entrée qui se situent entre 40 % et 85 %, mais en moyenne, elles s'élèvent à 67,42 % (σ = 13,43).

Les périmètres de marche avant hospitalisation sont de 100 m à 2500 m, mais la moyenne correspond à 1207 m (σ = 676,7 m).

Quant à la station debout, elle peut être maintenue pendant 12 min en moyenne (de 5 minutes à 40 minutes) σ = 6.

L'équilibre sagittal évalué avec un fil à plomb placé au niveau du moignon de l'épaule est correct dans 80,65 % des cas. Nous observons donc une gêne relative dans la marche et en station debout prolongée chez ces sujets.

A propos de l'analyse des amplitudes actives de hanche nous constatons :

- des compensations rapides du bassin lors de la flexion active de la hanche ;
- aucun flexum de hanche même si nous remarquons des déficits d'extension de hanche ;
- des amplitudes de genou et de cheville symétriques et non déficitaires.

L'étude de la marche complète notre bilan. Elle nous permet de confirmer les défauts de marche des sujets lombalgiques même si les critères restent subjectifs. En se reportant au tableau en annexe I bis, nous observons un nombre important de schémas de marche incorrects. Ces constatations nous indiquent qu'il faudrait modifier leur marche. Ces défauts seraient peut-être dûs à une économie de mouvements pour protéger la colonne lombaire. Cette économie de mouvements entraînerait une hausse de l'énergie dépensée par rapport à une marche dite "normale".

L'analyse des hanches et de la marche montre que ces patients utilisent peu les libertés de mouvements des hanches en défaveur d'une sollicitation des articulations sus-jacentes qui présentent des débattements articulaires plus faibles. Nous observons des sollicitations du bassin et de la colonne lombaire trop importantes, donc une mauvaise gestuelle. Ces phénomènes entraînent une fatigue musculaire et des douleurs qui apparaîssent après une certaine activité comme la marche. Il en résulte des périmètres de marche assez limités.

Au sujet des tracés sur l'ordinateur, nous remarquons qu'il existe un retard de réponse de 1 seconde par rapport à l'attaque du talon.

De plus, le maximum de contraction (pic des oscillations),se situe lors du pas postérieur. Les oscillations sont irrégulières. Les cycles de marche sont rapides.

3. 1. 2. PENDANT L'EXERCICE

La marche avec les chaussures déstabilisantes sur tapis roulant provoquant trop d'instabilité à la marche, nous n'avons pas évalué les amplitudes de contractions lors de l'exercice car les artéfacts trop nombreux auraient modifié de façon significative les tracés.

De façon subjective, nous relevons les attitudes visibles chez les sujets qui marchent avec chaussures déstabilisantes. Nous n'avons pas la possibilité de réaliser une analyse objective de leur démarche.

Nous obtenons les résultats subjectifs suivants :

TABLEAU II : ATTITUDES PENDANT L'EXERCICE.

PARTICULARITES	POURCENTAGES
Statique rachidienne maintenue	89,66
Marche en extension de genou de 0 à 60 % et de 75 à 100 %	79,31
Rotation externe de hanche	65,52
Flexion dorsale des orteils dans la partie 50-60 % de la marche	13,79
Rotation externe d'épaule	10,34
Flexion du tronc	6,89

Par ces observations, nous relevons également que les patients trouvent leur équilibre sur les chaussures après 2 à 3 séances. Certains sujets ont tendance à marcher plus vite, comme s'ils couraient après leur centre de gravité.

Lors de l'exercice, nous avons demandé aux patients leurs impressions. Ils ont émis les avis suivants :

- une érection du rachis ce qui signifie une sollicitation de la musculature profonde (les Spinaux),
- la sensation du travail des abdominaux, des Carrés des Lombes,
- l'impression d'une marche plus équilibrée,
- la sensation de serrer les fesses.

Pour augmenter le travail statique des muscles, nous demandons aux patients de marcher plus lentement. Cette méthode induit davantage de travail musculaire (statique surtout) donc une plus grande efficacité.

3. 1. 3. AU BILAN DE SORTIE

Ce bilan consiste à répertorier les évolutions des différents critères étudiés.

Au niveau de la douleur, nous remarquons une régression de celle-ci dans 77,42 % des cas. Cette amélioration repose sur l'ensemble de la rééducation.

Le périmètre de marche ne peut être établi car les patients demeurent en milieu hospitalier ; ils ont donc une activité réduite.

En ce qui concerne les amplitudes de hanche, elles sont toutes inchangées par rapport au bilan d'entrée.

Nous notons une marche améliorée subjectivement, avec une meilleure statique rachidienne, allongement du pas, un rythme plus lent.

L'observation des feuilles d'enregistrement reflétant le travail du Grand Fessier avant et après 8 jours d'exercice nous indiquent les valeurs moyennes des amplitudes de contractions, les écarts-types, le cycle de marche et les sensibilités pour chaque côté. Ces éléments sont reportés dans des tableaux (Ann. III et IV). Nous en avons regroupé les éléments dans le tableau synthétique suivant.

TABLEAU II : RESULTATS DES ENREGISTREMENTS

	COTE SAIN		COTE ATTEINT		SENSIBILITE	
	AVANT	APRES	AVANT	APRES	AVANT	APRES
MOYENNE	1,217	2,025	1,126	1,841	18,02	25,625
ECART-TYPE	0,246	0,202	0,226	0,18	7,309	9,108
MINIMUM	0,603	0,875	0,647	1,019	5	10
MAXIMUM	2,089	3,787	2,231	3,567	30	50

3. 2. ANALYSE STATISTIQUE DES RESULTATS

Parmi les 28 sujets sélectionnés, 4 ont abandonné.

Nous traitons les critères de contractions du Grand Fessier c'est-à-dire la sensibilité en µV, les amplitudes moyennes en cm et le rythme de contractions.

Pour étudier l'évolution de la sensibilité nous utilisons un test de séries appariées de 24 sujets comportant des mesures discontinues. Nous employons donc un test bilatéral paramétrique permettant la comparaison de moyennes non appariées (chaque moyenne d'amplitude est propre à chaque patient).

Comme nous obtenons une p-value = 0,0010 donc inférieure à 5 %, le test est significatif, c'est-à-dire qu'il existe une évolution. De plus, nous notons une augmentation de 7,50 µV des moyennes relatives à la sensibilité (Ann. V et VI).

Quant à l'étude des amplitudes de contraction, nous utilisons une analyse de variance à mesures répétées et à effectif non équilibré. Nous obtenons du côté atteint, un test significatif (p-value = $1,75.10^{-37}$) et une augmentation des moyennes de 1,208 cm (Ann. VII). Du côté sain, on obtient également un test significatif et une augmentation de moyenne de 1,31cm (Ann. VII).

De plus, nous remarquons dans 83,33 % des cas, une baisse du rythme de marche. En effet, nous comparons le nombre de cycles de marche en un temps donné (temps de défilement). Nous constatons une réduction de ceux-ci après le traitement (voir le nombre N de cycles Ann. III).

4 DISCUSSION

4. 1. ANALYSE DES RESULTATS ET COMPARAISON AVEC L' ETUDE FAITE SUR DES SUJETS SAINS

D'après l'analyse statistique nous constatons une amélioration globale de la sensibilité donc de l'activité des muscles Grands Fessiers, sachant que pour 13 des sujets celle-ci reste inchangée (Ann. VI). Au sujet des amplitudes de contraction du Grand Fessier, nous notons également une amélioration de celles-ci, que ce soit du côté atteint ou du côté sain (que la sensibilité progresse ou non).

Nous pouvons donc en déduire que les exercices ont permis une amélioration du travail musculaire du Grand Fessier. De plus, il faut remarquer que les patients ont ralenti leur marche. De ce fait, ceux-ci peuvent mieux contrôler leur statique et réduire leur consommation d'énergie lors de la marche.

Dans l'article de Bullock (1), nous observons une amélioration du recrutement grâce à un exercice basé sur le même principe, mais sur des sujets sains. Le recrutement est calculé en fonction de l'amplitude du signal et du temps nécessaire à la contraction. Nous utilisons en partie des paramètres identiques.Ceci signifie que les résultats sont comparables entre sujets sains et sujets lombalgiques puisque l'amélioration se retrouve dans les deux cas.

4. 2. ANALYSE DE LA QUALITE DU TRAITEMENT

Etant donné les résultats positifs obtenus, et l'avis positif de Bullock sur cet exercice appliqué à des sujets sains, nous pouvons donc utiliser ce traitement pour une sollicitation de l'équilibre grâce à la marche sur surface instable.

De plus, cette amélioration de l'activité musculaire est maintenue lors de la marche à pieds nus puisque ce sont les conditions d'enregistrement. Nous pouvons penser que la stimulation devient alors purement réflexe. Un contrôle conscient dans des mouvements précis n'est plus nécessaire. La réponse musculaire automatique, plus rapide à en croire l'article de Bullock, permet d'améliorer la stabilisation pelvienne.

Cette technique pourrait donc rentrer dans la reprogrammation sensitivo-motrice du rachis. Dans la revue "Kinéactualités" (3) elle est considérée comme "un travail proprioceptif de micro-contractions multiples et multidirectionnelles qui entraîne un positionnement correct du rachis dans la gestuelle habituelle du patient lombalgique". L'exercice proposé répond bien à cette définition. Dolto et Samuel (5) nous rappellent que "les informations sensitivo-motrices sont nécessaires à l'élaboration de tout schéma corporel et moteur harmonieux."

Par contre, l'étude avec l'appareil RSI-EMG-2S comporte plusieurs inconvénients. En effet, les mouvements des câbles entraînent des artefacts. Cet appareil empêche la liberté de mouvements qui nous a obligés à demander aux patients de marcher sur tapis roulant. Or celui-ci ne permet pas une marche totalement physiologique. Il ne faut pas oublier que les électrodes ne sont pas toujours placées au même endroit lors des 2 mesures, même si nous utilisons des repères anatomiques.

4. 3. ANALYSE DE CAS PARTICULIERS

Seuls 24 sujets peuvent être étudiés parmi les 28 sujets initialement sélectionnés. Certains trouvent l'exercice difficile; d'autres appréhendent l'utilisation des chaussures car ils pensent que l'instabilité peut procurer des douleurs. En considérant que le facteur psychologique prend une part importante pour certains lombalgiques, nous avons arrêté le traitement.

Les patients n° 11 et 21 n'obtiennent pas d'amélioration ; il s'agit de patients encore algiques qui ont tendance à marcher en flexion de tronc lorsqu'ils portent les chaussures déstabilisantes. Celà dit, ils ne ressentent aucune douleur lors de l'exercice. Par contre, nous observons une amélioration de la démarche pieds nus, avec une meilleure statique rachidienne, un ralentissement du rythme de marche et un allongement du pas chez ces sujets.

Les 2 patients présentant une sensibilité augmentée de 25 µV et les 4 patients ayant une élévation de 20 µV font partie des patients de l'école du dos. Ceux-ci sont encore en activité donc mieux préparés à des sollicitations musculaires.

5 CONCLUSION

5. 1. MODIFICATIONS A ENVISAGER QUANT A LA TECHNIQUE

5. 1. 1. MODIFICATION DE L'ANALYSE

Nous avons déjà évoqué les défauts de l'étude que nous présentons.

Pour offrir une analyse plus exacte, moins critiquable, il faut rectifier plusieurs points :

- un échantillon plus spécifique,
- le matériel utilisé,
- les conditions d'analyse.

Nous proposons un protocole plus précis :

a) D'abord ne sélectionner qu'une population de lombalgies chroniques,

b) Ensuite utiliser une **télémétrie** dont nous ne disposons pas, celle-ci enregistre l'activité musculaire. Elle nous permet de réduire les artefacts car les câbles sont plus courts donc soumis à moins de perturbations.

La liberté de mouvements est plus importante, l'emploi d'un tapis roulant peut être évité. Ce système permet d'analyser la marche physiologique sur terrain plat et sur une distance qui peut être fixée.

Les électrodes de surface sont toujours utilisées car elles sont les plus efficaces pour l'analyse de la marche. Les électrodes préamplifiées seront privilégiées. Ces dernières amplifient le signal, donnent une meilleure représentation de l'activité musculaire et éliminent les artefacts. La peau sera nettoyée avec de l'alcool avant de poser les électrodes. Elles seront appliquées "au niveau du point moteur car certains pensent qu'on obtient ainsi le maximum des amplitudes" (2). Placer l'électrode de tare sur une saillie osseuse plus proche, nous proposons le sternum (appendice xyphoïde) par exemple.

c) Enfin, lors de l'enregistrement, laisser marcher les sujets d'une part à pieds nus, et d'autre part avec les chaussures déstabilisantes. Les sujets marchent au minimum 100 mètres car ce n'est qu'après 40 mètres que la marche paraît physiologique. Ces tests sous télémétrie seraient réalisés avant et après le traitement.

5. 1. 2. MODIFICATION DU TRAITEMENT

Comme l'adaptation aux chaussures demande plusieurs séances, il serait préférable d'appliquer un traitement plus progressif en ce qui concerne la durée de l'exercice.

- La 1ère séance comporterait 1 minute de marche avec aide ;
- la 2ème séance durerait 2 minutes, sans aide ;
- la 3ème séance 4 minutes ;
- la 4ème séance 6 minutes, pour atteindre 7 minutes au cours des séances suivantes.

Nous utilisons déjà la reprogrammation neuromotrice chez les personnes porteuses de scoliose ou d'attitude scoliotique. Nous pourrions donc également leur proposer cet exercice. Nous pourrions ensuite y adjoindre un autograndissement qui se produit presque systématiquement quand les patients portent les chaussures.

Nous avons d'ailleurs effectué un essai sur une jeune fille porteuse d'une scoliose lombaire gauche présentant un bassin équilibré.

Nous avons constaté une bonne statique rachidienne et une adaptation rapide aux chaussures. Elle nous indique qu'elle ressent un contrôle de sa région lombaire, une contraction importante des abdominaux et des fessiers.

La même application pourrait donc être envisagée en direction de ce type de pathologie.

5. 2. CONCLUSION GENERALE

Nous avons appliqué sur une population de lombalgiques chroniques les chaussures déstabilisantes associées à une rééducation classique. Cette technique a été validée avec un E. M. G. qui nous a permis de quantifier l'amélioration du Grand Fessier. Etant donné les résultats positifs, nous proposons de généraliser ce principe à toutes les lombalgies, mais également à toutes les pathologies qui requièrent une reprogrammation neuro-musculaire.

A partir du protocole présenté en 5. 1. 2. nous devrions alors réaliser le même type d'analyse afin de vérifier son efficacité sur ces autres pathologies.

ANNEXES

Annexe I

Nom : Age

Taille
Poids

Diagnostic :

ENTREE : Date

Equilibre sagittal

	HANCHE		GENOU		CHEVILLE	
	Gche	Dte	Gche	Dte	Gche	Dte
Flexion						
Extension						
ABD						
ADD						
RE						
RI						

Marche :
- ( ) Absence de dévérouillage du genou lors de l'attaque du talon
- ( ) Absence de déroulement du pas
- ( ) Flexum de hanche
- ( ) Flexum de genou
- ( ) Recurvatum de genou
- ( ) Déficit d'extension de pied
- ( ) Déficit de flexion de pied

SORTIE : Date

Equilibre sagittal

	HANCHE		GENOU		CHEVILLE	
	Gche	Dte	Gche	Dte	Gche	Dte
Flexion						
Extension						
ABD						
ADD						
RE						
RI						

Marche :
- ( ) Absence de dévérouillage du genou lors de l'attaque du talon
- ( ) Absence de déroulement du pas
- ( ) Flexum de hanche
- ( ) Flexum de genou
- ( ) Recurvatum de genou
- ( ) Déficit d'extension de pied
- ( ) Déficit de flexion de pied

Annexe I bis

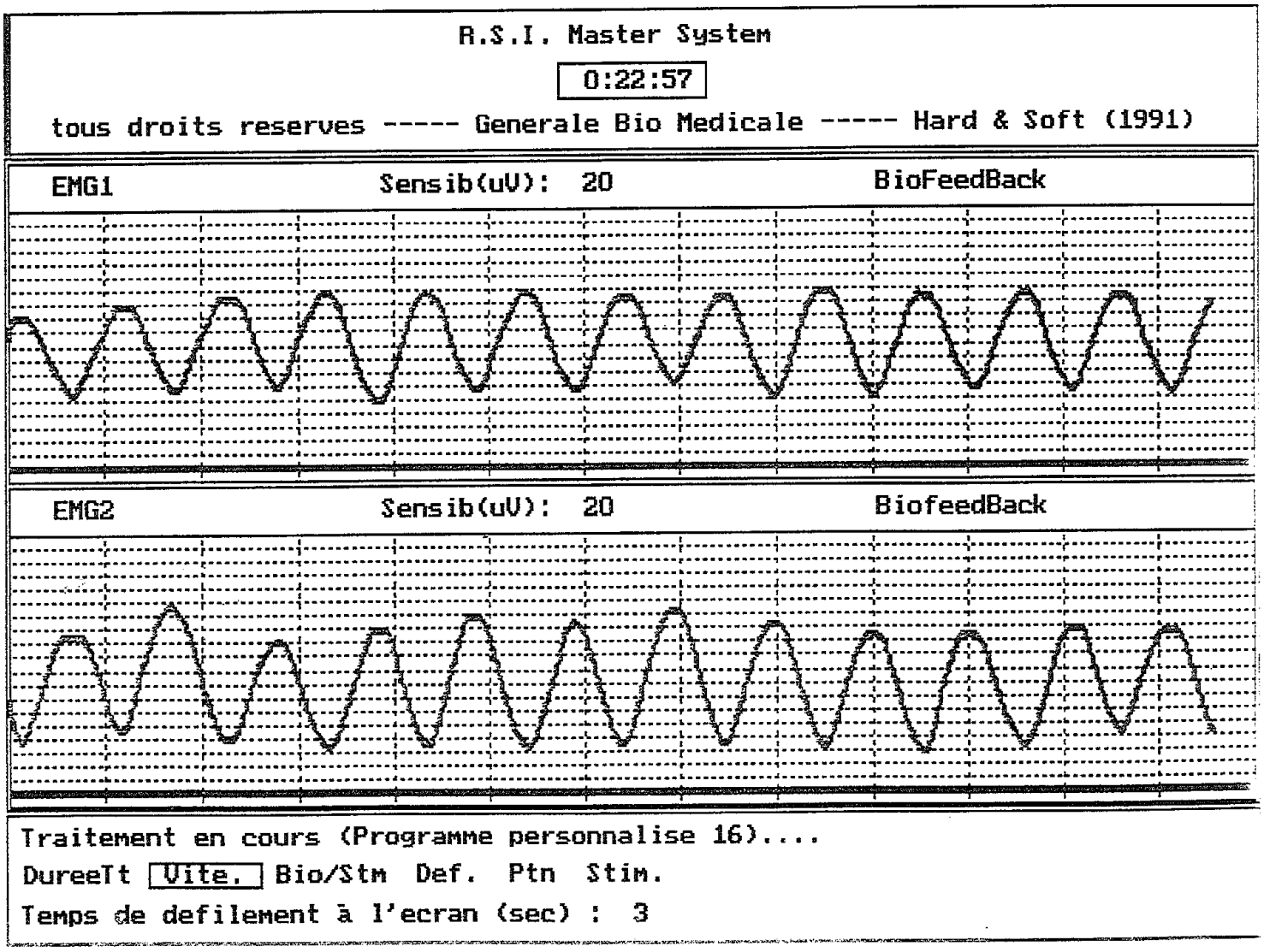
LES DEFAUTS DE MARCHE DES LOMBALGIQUES

ITEM	COTE LE PLUS DOULOUREUX		AUTRE CÔTE	
	Nombre	x %	Nombre	x %
Faible longueur de pas	18	64,3	18	64,3
Déficit de déroulement du pas	9	32,1	2	7,1
Déséquilibre latéral du tronc	3	10,7	6	21,4
Rotation externe de hanche exagérée	6	21,4	0	0
Triple flexion du membre inférieur exagérée	1	3,6	0	0
Déficit d'extension du pied	5	17,8	1	3,6
Absence de déverouillage du genou marche rigide	2	7,1	2	7,1

Annexe II

CENTRE HOSPITALIER SPÉCIALISÉ

Chirurgie Orthopédique
Rhumatologie
Rééducation et Réadaptation Fonctionnelle



62608 BERCK-SUR-MER CEDEX - Tél. : 21 89 20 20 - Fax : 21 89 20 21 - SIRENE 775 670 854 00022 - CODE APE 851 A

TABLEAU COTE SAIN

POPU-LATION	MOYENNE AVANT	MOYENNE APRES	ECART TYPE AVANT	ECART TYPE APRES	SENSIBILITE AVANT	SENSIBILITE APRES	NBRE D'AMPLITUDE AVANT	NBRE D'AMPLITUDE APRES
1	1,452	2,508	0,856	0,271	10	20	23	18
2	1,213	2,989	0,225	0,27	20	20	23	19
3	1,079	2,641	0,227	0,401	20	20	22	17
4	1,347	2,092	0,215	0,153	10	10	25	25
5	0,864	1,531	0,154	0,154	20	20	22	24
6	2,089	1,941	0,164	0,076	20	20	17	14
7	1,198	2,174	0,17	0,302	20	20	22	14
8	1,237	1,965	0,112	0,246	30	30	15	12
9	0,902	1,585	0,231	0,208	20	20	21	20
10	1,34	2,118	0,139	0,125	10	20	15	12
11	1,447	1,487	0,299	0,04	5	30	23	19
12	0,726	1,219	0,123	0,154	10	30	21	18
13	1,26	4,021	0,402	0,312	10	20	17	19
14	1,384	3,787	0,317	0,199	10	20	20	15
15	0,85	1,725	0,11	0,062	20	20	18	11
16	1,304	1,532	0,193	0,245	30	50	25	19
17	0,603	1,109	0,172	0,149	10	30	19	16
18	1,047	1,188	0,319	0,183	30	50	19	17
19	1,403	3,038	0,613	0,272	20	30	15	9
20	2,088	2,127	0,169	0,205	30	30	16	16
21	0,892	1,508	0,18	0,29	30	30	12	13
22	1,465	1,487	0,264	0,29	30	30	19	15
23	0,865	0,875	0,166	0,111	5	30	18	17
24	1,147	1,948	0,081	0,142	20	20	18	13

TABLEAU COTE ATTEINT

POPU-LATION	MOYENNE AVANT	MOYENNE APRES	ECART TYPE AVANT	ECART TYPE APRES	SENSIBILITE AVANT	SENSIBILITE APRES	NBRE D'AMPLITUDE AVANT	NBRE D'AMPLITUDE APRES
1	1,288	1,919	0,353	0,382	10	20	23	18
2	0,755	2,089	0,137	0,223	10	20	23	19
3	1,764	2,111	0,636	0,196	20	20	22	17
4	1,492	2,039	0,212	0,149	10	10	25	25
5	0,759	1,76	0,169	0,122	20	20	22	24
6	1,95	2,718	0,193	0,187	20	20	17	14
7	0,984	1,674	0,132	0,113	20	20	22	14
8	1,123	1,208	0,119	0,11	30	30	15	12
9	0,758	1,09	0,234	0,174	20	20	21	19
10	1,036	1,512	0,143	0,053	10	20	21	20
11	0,923	0,921	0,191	0,146	5	30	23	19
12	0,647	1,019	0,162	0,089	10	30	21	18
13	0,947	2,697	0,209	0,308	10	20	17	19
14	1,042	3,567	0,18	0,184	10	20	20	15
15	0,84	2,117	0,074	0,13	20	20	18	11
16	0,909	2,089	0,127	0,25	30	50	25	19
17	0,763	1,488	0,22	0,087	10	30	19	16
18	0,942	1,191	0,219	0,067	30	50	19	17
19	1,665	3,463	0,511	0,159	20	30	15	9
20	1,543	2,223	0,209	0,176	20	20	16	16
21	2,231	1,666	0,588	0,43	30	30	12	13
22	0,69	1,207	0,197	0,246	30	30	19	15
23	0,982	1,155	0,118	0,23	10	30	18	17
24	0,994	1,254	0,087	0,12	20	20	18	13

Annexe IV

Annexe V

Paired t and Non-param Tests : SENSI2 - sensibi1 and sensibi2

Paired Comparisons :sensibi1 vs. sensibi2

Descriptive Statistics :

Variable	N	Mean	StdDev	StdErr
sensibi1	24	18.3333	8.5550	1.7463

Variable	N	Mean	StdDev	StdErr
sensibi2	24	25.8333	9.2861	1.8955

Variable	N	Mean	StdDev	StdErr
sensi-sensi	24	-7.5000	9.3250	1.9035

Test Statistics :

Null hypothesis : mean difference = 0.0000

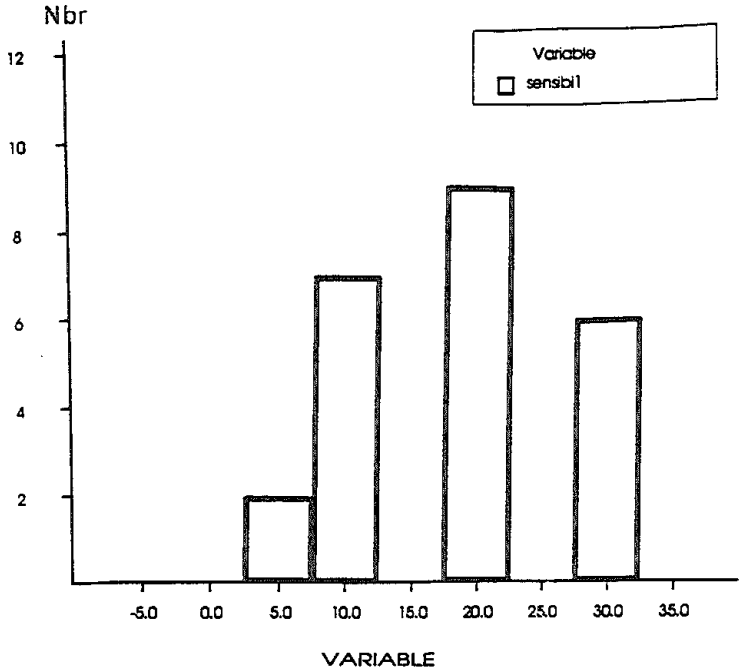
Matched t-test:

t_value	DF	p_value
-3.9402	23	0.0007

Matched Sign Test:
Null hypothesis : median of population differences = 0.0000

sensibi1 > sensibi2 in 0 of 11 cases with nonzero differences.
p_value = 0.0010

Annexe VI



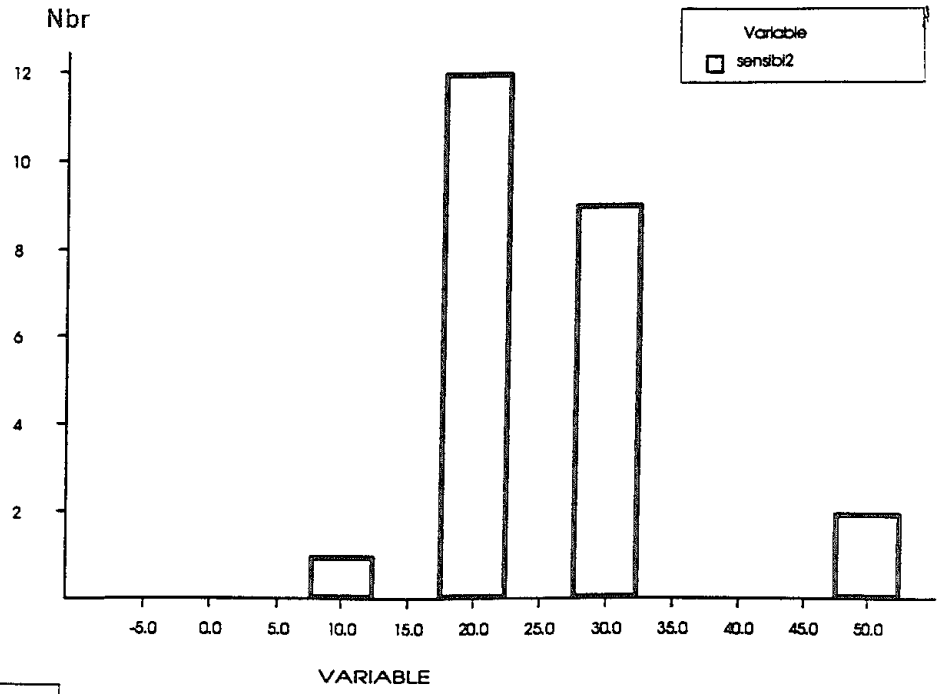
REPARTITION DES SENSIBILITES

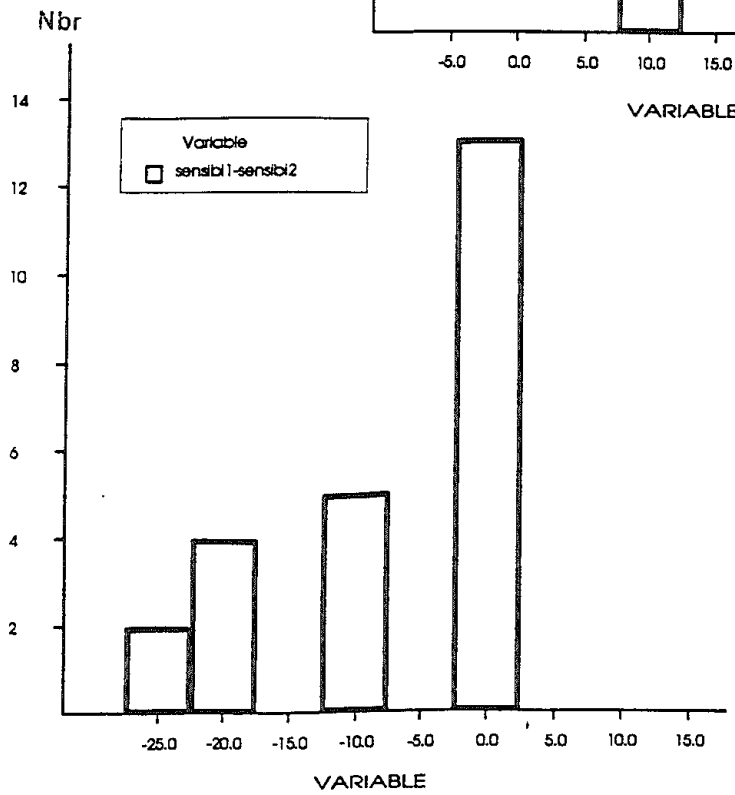
AVANT TRAITEMENT

REPARTITION

DES SENSIBILITES

APRES TRAITEMENT





AMELIORATION DES SENSIBILITES

Annexe VII

Côté sain

Test Statistics :

Analysis of Variance Table :

Source	Sums Of Squares	DF	Mean Sq.	F value	p value
N	204.9848	23	8.9124	8.6148	2.61E-26
Sav ap	145.5806	1	145.5806	140.7198	1.75E-37
INTERACTION	122.4046	23	5.3219	5.1442	9.51E-14
ERROR	849.3592	821	1.0345		

Equality of Means Tests (variances are not assumed to be equal) :

	DF	F value	p value
Welch	47, 268	177.7947	1.75E-37
Brown-Forsythe			
N	23, 31	7.4236	3.15E-07
Sav ap	1, 31	121.1327	3.12E-12
INTERACTION	23, 31	4.4377	7.74E-05

Levene's Test for Equal Variances:

	DF	F value	p value
N	23, 821	4.3817	4.93E-11
Sav ap	1, 821	6.8870	0.0088
INTERACTION	23, 821	3.9637	1.42E-09

Côté atteint

Test Statistics :

Analysis of Variance Table :

Source	Sums Of Squares	DF	Mean Sq.	F value	p value
N	174.6388	23	7.5930	143.6761	1.75E-37
Pav ap	106.4296	1	106.4296	2.01E+03	1.75E-37
INTERACTION	84.5562	23	3.6764	69.5648	1.75E-37
ERROR	43.3353	820	0.0528		

Equality of Means Tests (variances are not assumed to be equal) :

	DF	F value	p value
Welch	47, 270	214.8050	1.75E-37
Brown-Forsythe			
N	23, 200	141.6616	1.75E-37
Pav ap	1, 208	1.90E+03	1.75E-37
INTERACTION	23, 200	68.3641	1.75E-37

Levene's Test for Equal Variances:

	DF	F value	p value
N	23, 820	12.2687	1.75E-37
Pav ap	1, 820	5.5132	0.0191
INTERACTION	23, 820	4.1312	3.73E-10

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

Image la page de garde tirée de l'Encyclopédie Diderot et d'Alembert, Anatomie - Recueil des planches, Ed. Inter-Livre.

1 - E. Bullock-Saxton, V. Jarda, M.I Bullock, Reflex Activation of Gluteal Muscles in Walking, Spine vol. 18, n° 6, Ed. Zippincott Company 1993, p. 704 à 708.

2 - L. Craik, G. A. Oatis, Gait Analysis, Collection Theory ans application, Ed. Mosby 1994, p. 294-295.

3 - Curraladas, Enquête chez les lombalgiques opérés, Kiné-actualités n° 572, 23 novembre 1995, p. 10

4 - B. Dolto, Une nouvelle Kinésithérapie : Le corps entre les Mains, Ed. Hermann 1976, p. 229.

5 - Publication de Dolto et Samuel sur le fonctionnement cybernétique des muscles pelvi-trochantériens et psoas, rééducation gymnique positionnelle en verrouillage, EMC T3, 26994 A 10, p. 20.

6 - .M.A.R. Freeman, M.R.C. Dean and I.W.F. Hanham, The Etiology and Prevention of fonctionnal instability of the foot, Journal of. Bone and joint surgery, British volume 47 B. 678 n° 4, Novembre 1965.

7 - Godelième-Struyf-Denys, Méthode dite des chaînes articulaires et musculo-aponévrotiques, Orientation nouvelle en Kinésithérapie, Kiné-Scientifique n° 205, Septembre 1982, p. 33 à 39.

8 - W. Kable, H. Léontardt, W. Platzer, Anatomie 1, Appareil locomoteur, Edition française dirigée par C. Cabrol, Flammarion Médecine-Sciences, Décembre 1992.

9 - D. Perrein, J. Samuel, Liberté coxo-fémorale : préalable à la rééducation lombo-pelvienne, Journées de Médecine physique et de rééducation 1984, Ed. Expansion Scientifique Française, p. 398.

10 - G. Pierron - G. Peninou - C. Génot - A. Leroy - M. Dufour, Kinésithérapie 2 - Membre inférieur - Bilans, techniques passives et actives, Ed. Flammarion Médecine-Sciences, p. 245 à 251.

11 - J. Samuel, M. Revel, JC Andres, J. Jusserand, Apport de l'électromyographie des muscles périvertébraux (spinaux et psoas) à la compréhension de la physiologie et à la kinésithérapie de la colonne lombaire, Kiné-Scientifique XVIème journées I.N.K., n° 233 Mars 1985.

12 - Technologie de rééducation Techniques communes, EMC Tome 3, 26994, A 10, p. 14.

13 - M. Tokihashi, M. Matsuraki, S. Jano, Evaluation of clinical lemba Instability, Spiné vol. 18, n° 15, 1993, Ed. Zippincott Company.