

HAUTE ECOLE LIBRE DE BRUXELLES – ILYA PRIGOGINE

DEPARTEMENT PARAMEDICAL

PODOLOGIE

**Podologie & Lombalgies :
Aspects conceptuels - approche expérimentale
stratégie de recherche**

MEMOIRE

Dr. Marc BOURGEOIS, Ph.D., Pod. (2003)

À Michael ...

Table des matières

1. Introduction	3
2. L'état de l'art	5
2.1 L'impact socio-économique des lombalgies chroniques	5
2.2 La mécanique lombo-pelvienne et ses relations avec le membre inf.	7
2.2.1 La force limitée des érecteurs de la colonne	7
2.2.2 Les structures ligamentaires postérieures	8
2.2.3 Le fascia thoraco-lombaire	8
2.2.4 Le biceps femoris	10
2.2.5 Le rôle essentiel du transversus abdominis	11
2.2.6 Intérêt biomécanique d'exploiter le fascia thoraco-lombaire	13
2.2.7 Un équilibre fragile	14
2.2.8 Facteurs susceptibles de modifier la topographie de la douleur	15
2.2.9 Diagramme de fonctionnement du complexe lombo-pelvien	17
2.2.10 Relation entre le fascia thoraco-lombaire et la marche	18
1. Attaque talon	18
2. Appui	19
3. Propulsion	19
2.3 Pathologies lombaires	21
2.3.1 Les lombalgies	21
1. Lombalgies aiguës	22
2. Lombalgies chroniques	22
3. Lomboradiculalgies	23
4. Autres irradiations dans le membre inférieur	25
5. Le canal lombaire étroit	26
6. Spondylolisthésis	27
7. Scolioses	28
8. Scolioses idiopathiques	30
2.3.2 Le disque intervertébral	31
1. Aspect biomécanique	32
1.1 Insuffisance discale	32
1.2 Rupture de l'anneau fibreux	32
1.3 Phénomènes complémentaires	33
3. Approche expérimentale	35
3.1 Population	35
3.2 Méthode	37
3.2.1 Mesures biométriques	37
3.2.2 Analyse cinématique des phases de la marche	39
3.2.3 Analyse de la posture sur plate-forme de forces	41
3.2.4 Analyse électromyographique (EMG) et étude cinématique 3D	41
1. Critères temporels	41
2. Electromyographie	43
3.3 Résultats	44
3.3.1 Les mesures biométriques	44
1. Les tests spécifiques de souplesse musculaire	44

1. Psoas	44
2. Quadriceps	44
3. Ischio-jambiers	45
4 Triceps	46
2. Les tests de mobilité articulaire	47
1. Rotations de hanches	47
2. Statique générale	48
3. Tibio-tarsienne	49
4. Calcanéum/sol	49
5. Sous-astragaliennne et médio-tarsienne	50
6.1 ^{er} rayon	51
7. Rapport avant-pied/arrière-pied	52
3.3.2 Analyse cinématique des phases de la marche	53
1. Phase d’amortissement	53
2. Phase d’appui	53
3. Phase de propulsion	54
3.3.3 Analyse de la posture sur plate-forme de forces	54
3.3.4 Activité électromyographique & impact des semelles fonctionnelles sur la marche	55
3.3.5 Analyse des corrélations entre les paramètres biométriques	57
3.3.6 Corrélations entre les paramètres biométriques et l’angle tibio-calcanéen	59
4. Discussions	61
4.1 Existe t-il chez les lombalgiques des patterns caractéristiques ?	61
4.1.1 Cohorte expérimentale	61
1. Méthodologie	61
2. Résultats biométriques	62
3. Corrélations entre les paramètres biométriques et la marche	63
4. Analyse cinématique des phases de la marche	65
5. Analyse de la posture sur plate-forme de forces	66
6. L’activité électromyographique	67
4.2 Quels doivent être les objectifs à atteindre dans la réalisation de semelles fonctionnelles en relation avec l’appareil lombo-sacré ?	68
4.3 Comment orienter nos recherches dans un contexte d’ « evidence based podiatry » ?	69
5. Conclusions générales	71
Bibliographie	73

1. Introduction

En novembre 2001, à Montréal, lors du « 4th International World Congress on Low Back and Pelvic Pain », Howard J. Dannanberg déclarait²¹ :

« Podiatrist skilled in gait analysis and custom foot orthotic fabrication should be a part of the lower back treatment team approach. »

Il ne s'agissait évidemment pas d'un pavé jeté dans la marre par un des chefs de file incontesté des podiatres américains actuels, mais bien d'une information lancée à l'ensemble du monde médical international, concernant les outils thérapeutiques et leurs indications que le podologue pouvait apporter au patient en réponse à une partie de ses maux de dos.

En effet, en apportant des résultats probants, montrant l'efficacité de semelles fonctionnelles dans les cas de maux de dos associés à un hallux limitus, Dannanberg prouvait, par là même, l'efficacité du travail du podologue dans certaines circonstances précises, avec tableaux cliniques clairement établis (d'aucuns parleront de pathologies ascendantes).

Nous ne tenterons pas d'aborder dans ce travail la notion de « qualité » de la semelle podologique car, dans un contexte d' « evidence based podiatry », il n'existe pas, aujourd'hui, de consensus sur le plan méthodologique à ce sujet. En effet, selon que l'on se place du point de vue du clinicien, du chercheur ou celui du patient, la notion de qualité est fort différente. Cet aspect qui nous paraît essentiel sera envisagé dans le chapitre « Discussions » de ce travail. En d'autres termes, la notion de résultats probants évoquée plus haut doit être considérée, ici, comme synonyme de « taux de satisfaction » du patient.

Dès lors, la question posée dans ce travail n'est pas tant de savoir si le port de semelles fonctionnelles peut aider le patient lombalgique, en partie, à supporter ses maux de dos, mais plutôt de comprendre les effets de celles-ci, d'un point de vue biomécanique ou neurophysiologique. *En d'autres termes, pourquoi les résultats de terrain sont-ils si souvent probants ?*

Afin d'essayer de répondre à cette question, il apparaît essentiel de faire le point sur l'état de l'art, tant en matière de connaissance des lombalgies que sur les moyens thérapeutiques dont nous disposons d'un point de vue podologique.

Nous savons que d'un point de vue biomécanique, les modèles de fonctionnement du « dos » ont fortement évolué durant ces 40 dernières années. En effet, du modèle mécanique segmentaire autonome, cher à Nachemson dans les années '60 et encore largement répandu dans de nombreuses écoles du dos, à l'approche neuromécanique plurisegmentaire initiée par Gracovetsky dans les années '90, et confirmée par de nombreuses équipes de chercheurs depuis une dizaine d'années, que de chemin parcouru. Nous sommes passé d'un concept structurel à un aspect fonctionnel.

²¹ **Dannanberg HL**, Gait style and its relevance in the management of chronic lower back pain, . 4th Interdisciplinary World Congress on th Low Back & Pelvic Pain : Moving from structure to function. Vleeming A, Mooney V, Gracovetsky S, Lee D, Maheu E, Sturensson B, VidemanT (Eds), Montreal. ISBN 90-802551-1-4, 2001;225-230.

En effet, l'impact du pied et du membre inférieur sur la dynamique pelvienne et lombo-sacrée commence à apparaître comme une évidence aujourd'hui. Pourtant, les concepts actuels ont révolutionné nos modes de pensées en matière de compréhension de la mécanique lombaire.

Bien que décrit dans tous les ouvrages d'anatomie depuis des siècles, le fascia thoraco-lombaire n'avait jamais suscité l'intérêt que nous lui portons aujourd'hui. En effet, tant les anatomistes que les physiologistes du mouvement ont, de tous temps, privilégié la mécanique osseuse pour comprendre la motricité de l'homme. Le fait qu'un muscle puisse, en partie, s'insérer sur des ligaments, des fascia ou des aponévroses ne suscitait que très peu de réactions de la part des biomécaniciens. Même les neurophysiologistes n'étaient que peu attentifs à la proprioception engendrée par les mécanorécepteurs qui subissent les forces développées par ces expansions dites aponévrotiques. Or le fascia thoraco-lombaire représente bien, aujourd'hui, une des clés essentielles dans la compréhension des mécanismes initiateurs des maux de dos, fléau de ce siècle. ***Le podologue peut-il agir sur ces mécanismes ?***

Après ce tour d'horizon sur l'état de l'art, nous aborderons, dans ce travail, une approche expérimentale dont l'objectif est de rendre compte des relations, si elles existent, entre les résultats de terrain et les modèles théoriques. Nous tenterons donc de répondre à la question posée ci-dessus et à son corollaire, à savoir : ***Existe-t-il chez les sujets lombalgiques des patterns caractéristiques qu'ils soient biométriques, posturaux ou locomoteurs susceptibles de mettre à mal la mécanique lombo-pelvienne ?***

Pour ce faire, nous avons travaillé sur une base de données comportant 201 cas de patients lombalgiques ayant consulté en cabinet privé de podologie pour des problèmes douloureux de pieds, le plus souvent, mais également pour des problèmes de genoux, de hanches, voire même exclusivement de dos. Tous avaient eu un diagnostic médical de lombalgie avérée allant de douleurs lombaires ou sacro-iliaques asymptomatiques à des tableaux cliniques beaucoup plus conséquents ayant nécessité des arthrodèses sur plusieurs segments lombaires. L'analyse des résultats cliniques contenus dans cette base de données nous permettra, tout au long de ce travail, de nous situer par rapport aux modèles physio-pathologiques généralement acceptés aujourd'hui par l'ensemble de la communauté scientifique internationale et de percevoir ainsi l'étendue et les limites de notre action thérapeutique potentielle. ***Il sera donc intéressant de discuter des effets de la semelle podologique, non seulement sur le pied, mais aussi et surtout sur l'ensemble de l'appareil locomoteur.***

Mais avant de faire le point sur l'état de l'art en matière de mécanique lombo-pelvienne et ses relations avec le membre inférieur et partant, le pied, reprenons quelques chiffres sur la prévalence de la lombalgie dans l'ensemble des pays industrialisés.

En effet, la lombalgie dans notre société est, depuis longtemps, devenue un véritable problème de santé publique. Si la podologie peut apporter sa contribution à ce fléau, aussi faible soit-elle, la profession ne pourra qu'y gagner en termes de reconnaissance et d'utilité à la société.

2. L'état de l'art

2.1 L'impact socio-économique des lombalgies chroniques

On estime que 50 à 80 % de la population mondiale est victime, à un moment donné, de lombalgies, ce qui les place en tête des problèmes de santé en terme de fréquence de survenue⁶⁵.

En outre, après les céphalées, la lombalgie est aussi la cause la plus habituelle de douleurs rebelles : 30-40% des sujets dans nos sociétés âgés de 10 à 65 ans déclarent la survenue de tels troubles presque mensuellement⁵⁷. Enfin, 5 à 10 % des lombalgies évolueront vers la chronicité²⁴ et, dans 1-8% des cas, entraîneront une incapacité professionnelle.

L'ensemble des études scientifiques menées sur les lombalgies démontre leur importance socio-économique dans la plupart des pays occidentaux industrialisés⁵⁸. Comme toutes les pathologies musculo-squelettiques spécifiques de la population active et responsables de la plupart des journées d'arrêt de travail, les lombalgies sont non seulement fréquentes, mais également coûteuses⁷³. Une partie de ces troubles devient chronique au fil du temps². Eu égard à sa haute prévalence parmi les populations des pays développés, de ses lourdes implications psycho-sociales et financières et au fardeau qui pèse sur les services de santé, la lombalgie constitue donc un problème majeur de santé publique. Bien qu'une estimation précise soit impossible, on a évalué les coûts médicaux directs et indirects de ces pathologies aux Etats-Unis à probablement plus de 50 milliards de dollars/an, voire 100 milliards. La partie directe de ces dépenses médicales est chiffrée par certains à environ 24 milliards de dollars/an⁵.

Le pourcentage de lombalgiques en incapacité de travail chronique (> 90 j) est responsable d'une part disproportionnée de ces coûts.

On peut, en effet, imputer 75% ou plus des dépenses aux 5% des sujets qui présentent une incapacité temporaire ou permanente pour lombalgies, phénomène qui semble davantage enraciné dans des éléments psychosociaux que médicaux²⁹. Quant aux hospitalisations, chirurgicales ou non, pour lombalgies, pratique courante aux Etats-Unis, elles sont onéreuses. Une diminution considérable des coûts de la lombalgie pourrait être ainsi obtenue par une diminution des hospitalisations et des interventions⁷⁹.

La majeure partie des dépenses dans les lombalgies tient aux postes honoraires et soins médicaux spécialisés, radiographies lombaires et IRM. Ces dépenses sont souvent le fait de prescriptions inadaptées, chez des patients qui ne remplissent pas les critères appropriés⁴⁸.

⁶⁵ **Rosomoff-RS**: Back school programs. The pain patient: *Occup-Med.* 1992; Jan-Mar; **7**(1): 93-103.

⁵⁷ **Nachemson-A**: Chronic pain-the end of the welfare state?: *Qual-Life-Res.* 1994; Dec; **3** Suppl 1: S11-7

²⁴ **de-Girolamo-G**: Epidemiology and social costs of low back pain and fibromyalgia: *Clin-J-Pain.* 1991; **7** Suppl 1: S1-7.

⁵⁸ **Nachemson-AL**: Newest knowledge of low back pain. A critical look: *Clin-Orthop.* 1992; Jun(279): 8-20.

⁷³ **Tsang-IK**: Perspective on low back pain: *Curr-Opin-Rheumatol.* 1993; Mar; **5**(2): 219-223.

² **Barth-J; Harter-M**: [Criteria for chronification of diseases of the musculoskeletal system]: *Gesundheitswesen.* 1994; Apr; **56**(4): 197-203

⁵ **Borenstein-D**: Epidemiology, etiology, diagnostic evaluation, and treatment of low back pain: *Curr-Opin-Rheumatol.* 1992; Apr; **4**(2): 226-32

²⁹ **Frymoyer-JW; Cats-Baril-WL**: An overview of the incidences and costs of low back pain: *Orthop-Clin-North-Am.* 1991; Apr; **22**(2): 263-71

⁷⁹ **Volinn-E; Turczyn-KM; Loeser-JD**: Patterns in low back pain hospitalizations: implications for the treatment of low back pain in an era of health care reform [see comments]: *Clin-J-Pain.* 1994; Mar; **10**(1): 64-70

⁴⁸ **Liu-AC; Byrne-E**: Cost of care for ambulatory patients with low back pain: *J-Fam-Pract.* 1995; **40**(5): 449-55

Dans une évaluation récente, encore aux Etats-Unis, portant sur une population diversifiée de malades consultant dans un hôpital général, on note que les lombalgies représentaient 16% des cas mais 33% des coûts. Le coût médian de lombalgie était de 8321 dollars par cas. 55.4% seulement des cas de lombalgies génèrent uniquement des remboursements de frais médicaux (pas d'indemnités journalières).

Les soins médicaux ne représentaient que 32.4 % du coût total, les indemnités (pour arrêt-maladie) 65.8%⁸⁰.

Bien que les désordres lombaires soient extrêmement prévalents dans toutes les sociétés, ils n'ont probablement pas augmenté de façon substantielle au cours de ces deux dernières décennies. En revanche, le taux d'incapacité a, lui, progressé, ce pour des raisons incertaines.

Ce phénomène a non seulement augmenté l'attention du public pour la lombalgie, mais a aussi induit une explosion des coûts²⁹.

Les indemnités représentent le plus grand pourcentage des dépenses de compensation des salariés. De ce fait, le défi futur de la prise en charge optimale des lombalgies, dans l'optique d'un contrôle des coûts semble résider dans la prévention de la chronicisation et de l'incapacité prolongée.

⁸⁰ **Webster-BS; Snook-SH**: The cost of 1989 workers' compensation low back pain claims: Spine. 1994; May 15; **19**(10): 1111-5; discussion 1116

²⁹ **Frymoyer-JW; Cats-Baril-WL**: An overview of the incidences and costs of low back pain: Orthop-Clin-North-Am. 1991; Apr; **22**(2): 263-71

2.2 La mécanique lombo-pelvienne et ses relations avec le membre inférieur :

D'un point de vue structurel, depuis longtemps foisonnent des modèles qui tentent de démontrer l'impact d'une articulation sur les articulations sus-jacents et inversement. Ainsi, combien de fois n'a-t-on pas lu dans la littérature l'effet d'un pied plat sur une torsion malléolaire, qui, elle même, provoquait une rotation inverse au niveau du genou, pour finalement retrouver la hanche en rotation interne.

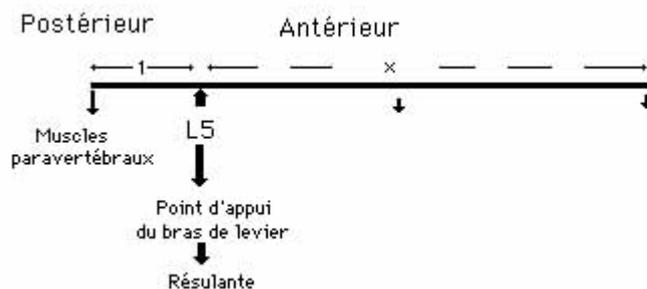
Cette conception intellectuelle de l'organisation structurelle de l'appareil locomoteur est, faut-il le rappeler, à la base des méthodes thérapeutiques préconisées par Lelièvre⁴⁶ et d'une école française qui a marqué de son empreinte plusieurs générations sur la planète entière.

Ces concepts sont encore largement répandus dans les écoles d'orthopédie de nombreuses facultés de médecine.

Aujourd'hui, l'anatomie fonctionnelle, la biomécanique, la neurophysiologie ont fait évoluer l'état de l'art vers d'autres conceptions. Les structures n'ont évidemment pas changé, ce sont les relations entre les éléments qui ont été revisitées ces 20 dernières années.

Cette approche est complexe et tenter de mettre en évidence les relations entre le pied et la mécanique lombo-pelvienne n'est pas chose aisée, c'est pourquoi nous allons tenter de l'aborder point par point.

2.2.1. La force limitée des érecteurs de la colonne.



Lors de soulèvement de lourdes charges, le modèle de levier présenté ci-dessus, imposant aux muscles paravertébraux de lutter contre la pesanteur et de rajouter encore de la force en suffisance pour créer le mouvement, montre ses limites. En effet, la résultante des forces appliquées au niveau des disques intervertébraux ne peut dépasser 10.000N⁶³ dans les meilleurs cas, car au delà il y a rupture. Un haltérophile soulevant une charge de 2000N supporterait, selon ce schéma des contraintes articulaires de plus de 20.000N³² ! Comment les érecteurs de la colonne seraient-ils capables de développer des forces de près de deux tonnes (20.000N) d'une part, et comment les disques intervertébraux résisteraient-ils à de tels efforts par ailleurs ? D'autres structures doivent donc prendre le relais avec des bras de leviers plus intéressants afin de ne pas écraser les disques intervertébraux lombaires.

⁴⁶ **Lelièvre J, Lelièvre JF**, Pathologie du pied : physiologie - clinique : traitement médical, orthopédique et chirurgical, 5^{ème} édition, Masson, 1981.

⁶³ **Panjabi MM, White AA**. Clinical Biomechanics of the Spine. In: White AA, Panjabi MM (eds), Philadelphia, J.B. Lippincott Company, 1990.

³² **Gracovetsky S**. Musculoskeletal Function of the Spine. In: Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization. Winter JM, Woo SL-Y. (eds), Springer-Verlag, New York. 1990.

2.2.2. Les structures ligamentaires postérieures

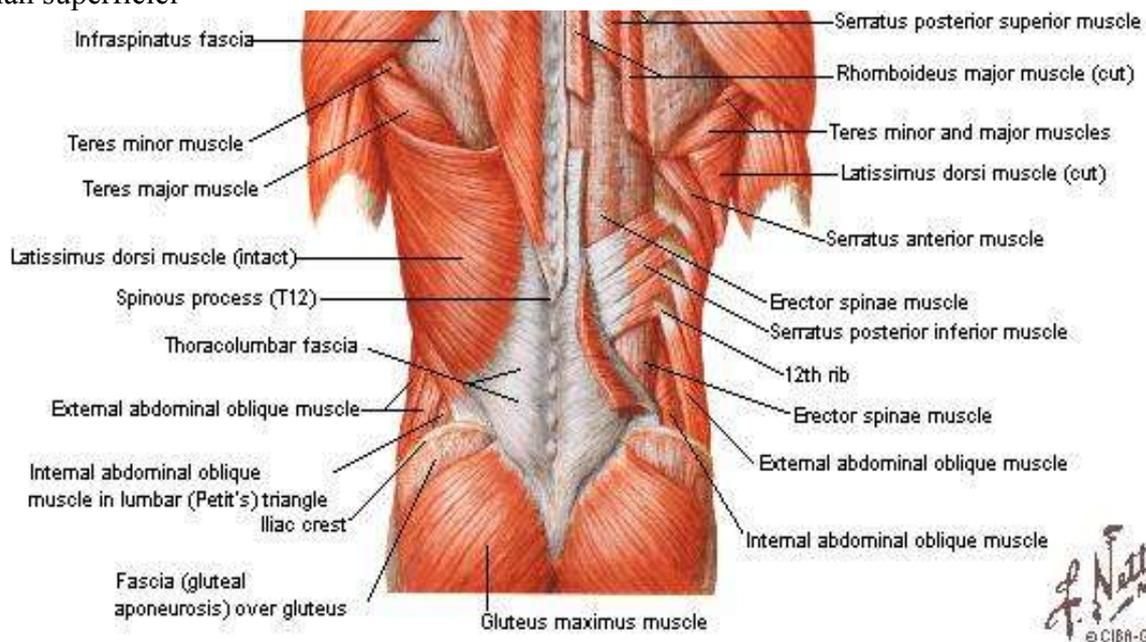
L'image populaire de la relation muscle/ligament veut que le premier puisse mobiliser une articulation jusqu'aux limites physiologiques d'extensibilité du second qui, alors, empêchera la suite du mouvement. Cette situation est certainement vraie pour un ligament croisé antéro-externe du genou, mais la situation est différente pour la colonne lombaire.

En effet, les structures ligamentaires postérieures sont de plus en plus résistantes au niveau dorso-lombaire. Depuis le ligament jaune, très élastique et montrant donc une grande souplesse, l'on se dirige vers le ligament inter-épineux déjà beaucoup plus volumineux et résistants pour terminer au niveau du ligament sur-épineux, presque totalement inextensible et d'une résistance mécanique extraordinaire. C'est précisément sur celui-ci que se projettent de nombreux muscles et fascia pour donner naissance au fascia thoraco-lombaire.

Le ligament sur-épineux se voit ainsi, à chaque étage vertébral, devenir le support de nombreuses insertions, et ce, dans toutes les directions. Il ne dispose donc pas d'espace de liberté dans lequel il ne subirait aucune contrainte comme c'est le cas pour un ligament croisé du genou.

2.2.3. Le fascia thoraco-lombaire (d'après Netter)

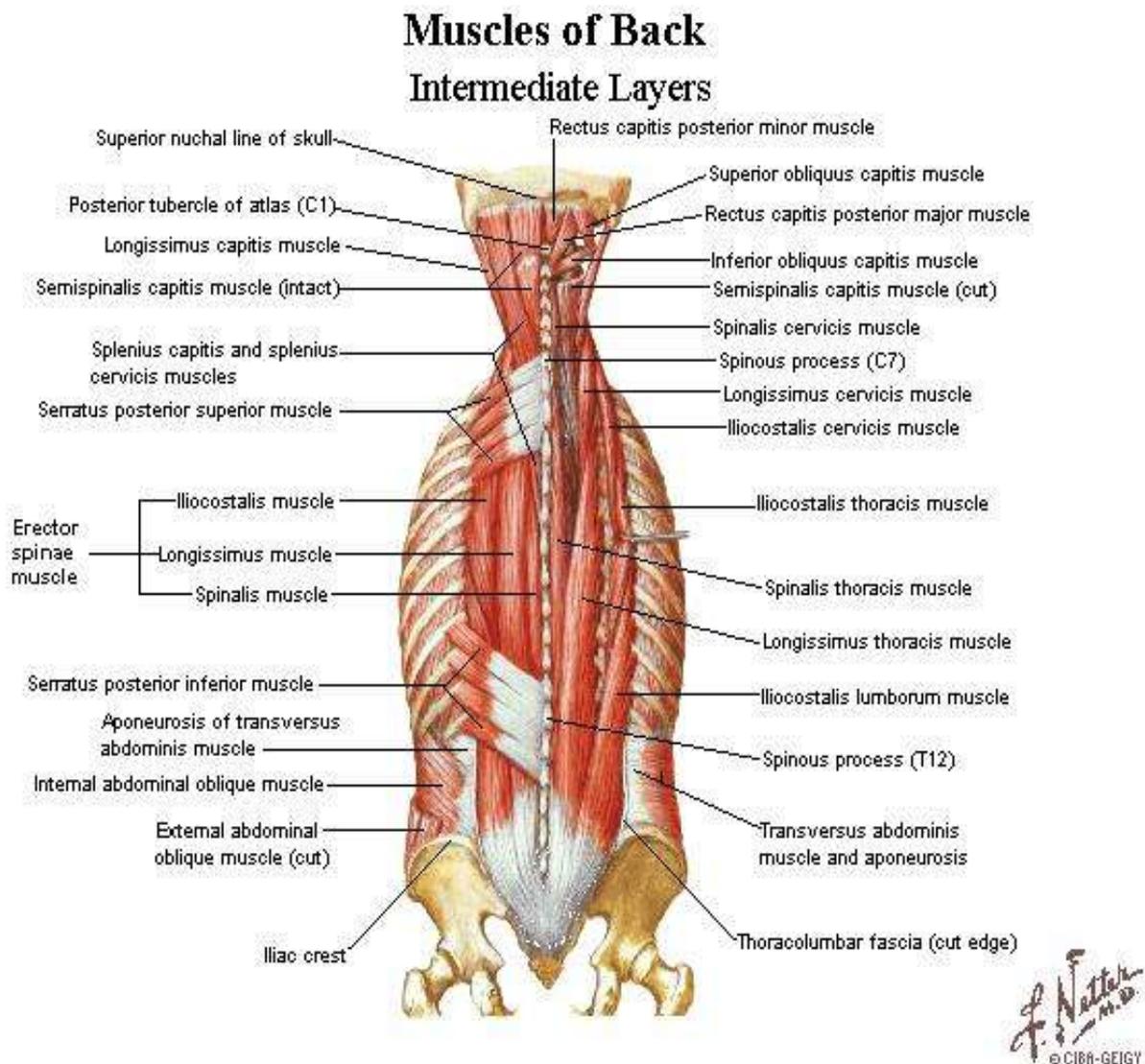
Plan superficiel



Le fascia thoraco-lombaire apparaît très visiblement sur le schéma ci-dessus. Il est disposé en forme de losange sur lequel viennent s'engrener de nombreux muscles :

- Dans le plan superficiel, l'on retrouve essentiellement
 - Le latissimus dorsi (grand dorsal)
 - Le gluteus maximus (grand fessier)
 - L'aponévrose superficielle du Transversus abdominis (transverse)

- Dans un plan moyen :

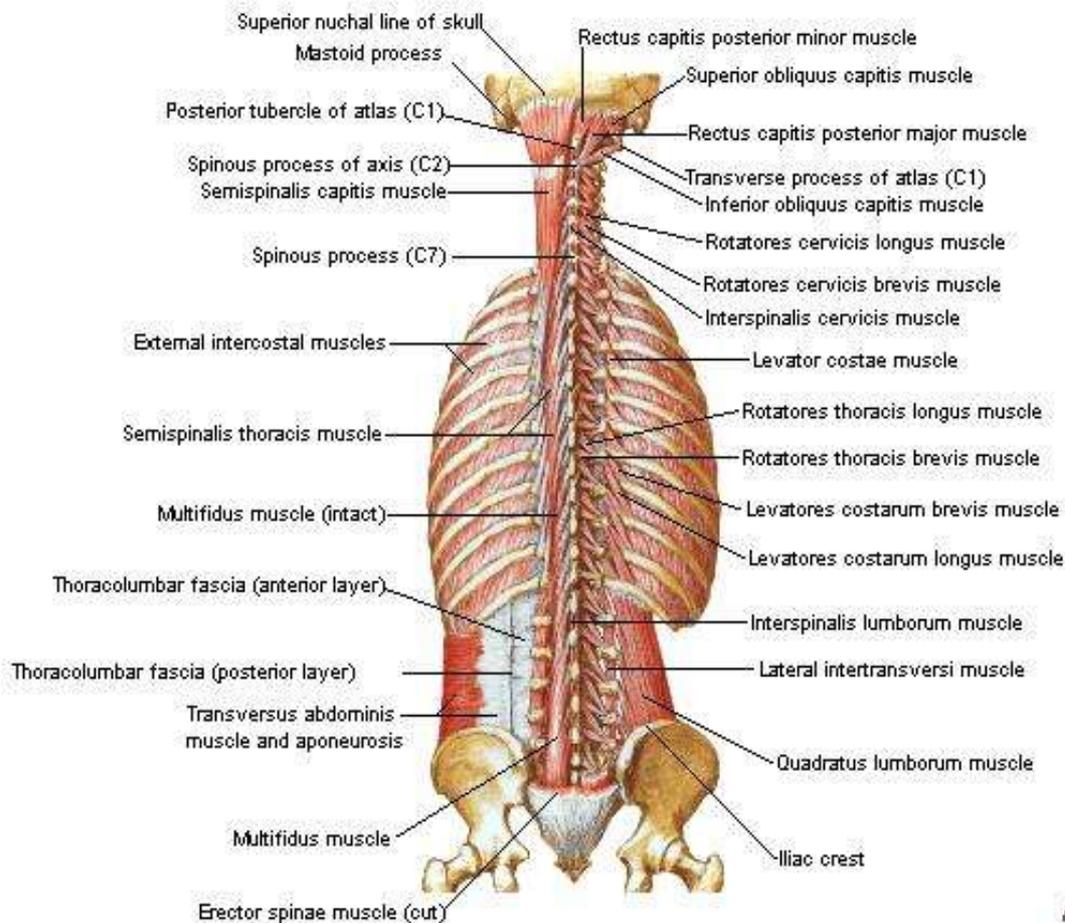


Dans ce plan s'engrènent :

- External abdominal oblique
- Internam abdominal oblique
- Erector spinae (iliocostalis, longitimus, spinamis)

Dans le plan profond :

Muscles of Back Deep Layers



F. Netter M.D.
© CIBA-GEIGY

- Transversus abdominis (fascia antérieure du thoraco-lombaire) qui s'engrène avec le fascia du quadratus lumborum (carré des lombes)
- Grand ligament sacro-sciatique

2.2.4. Le biceps femoris

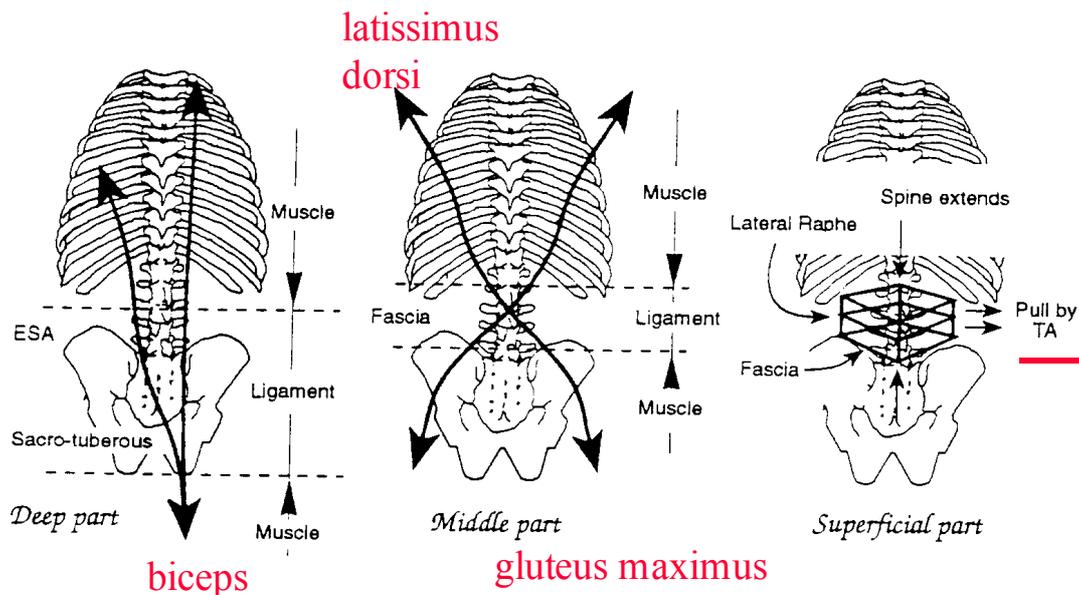
L'homme est le seul mammifère dont le biceps femoris ne s'insère pas sur la crête iliaque. Cette particularité est liée au fait que le grand ligament sacro-sciatique constitue, en réalité, ce que les anatomistes appellent une dégénérescence de ce biceps et qui pourrait bien être, au contraire, une adaptation fonctionnelle à la bipédie. Dès lors, sachant que le grand ligament sacro-sciatique trouve ses origines dans les fibres mêmes du biceps femoris⁷⁷ quant à son insertion inférieure et se prolonge au delà de la crête iliaque pour former le base du fascia thoraco-lombaire d'autre part, on imagine aisément le rôle du biceps sur la mise sous tension du fascia thoraco-lombaire.

⁷⁷ **Vleeming A, Stoekart R, Snijders CJ.** The sacrotuberous ligament: A conceptual approach to its dynamic role in stabilizing the sacroiliac joint. Clin. Biomech. 1989, 4 : 201-203.

Ainsi, la liaison anatomique entre la jambe et la charnière lombo-sacrée se dessine.

Gracovetsky³⁰ a représenté cette liaison dans le schéma suivant :

Structures ligamentaires postérieures lombaires et leurs interactions



D'après [S. Gracovetsky](#) - San Diego - 1995

Comme le montre Gracovetsky, le grand ligament sacro-sciatique se subdivise en deux faisceaux, l'un ipsilatéral qui s'engrène avec le fascia des erector spinae, l'autre qui croise le sacrum pour venir s'insérer sur le fascia controlatéral des erector spinae. D'autre part, la synergie importante existant entre les ischio-jambiers montre encore plus l'influence de ceux-ci sur le pelvis; et partant, sur la colonne lombaire.

Par ailleurs, DeRosa²⁵ a montré que la contraction du biceps femoris augmentait la tension sur le grand ligament sacro-sciatique qui, de ce fait, pousse le sacrum contre l'ilium, ce qui augmente la stabilité de l'articulation sacro-iliaque.

2.2.5. Le rôle essentiel du transversus abdominis (transverse)

Gracovetsky rappelle, dans son ouvrage intitulé « The spinal engine », que l'homme est également le seul mammifère à disposer d'une sangle transversale de soutien du fascia

³⁰ **Gracovetsky S.** Locomotion – Linking the Spinal Engine with the Legs. In : Second Interdisciplinary World Congress on the Low Back Pain : The integrated functions of the lumbar spine and sacroiliac joint . Vleeming A & al. (Eds), San Diego, 1995. 171-174.

²⁵ **DeRosa C.** Muscles and fascial networks of the trunk : Potential influences to the low back. 3rd Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvis Pain. Vleeming A & al (eds). Vienna. 1998. 246-250.

thoraco-lombaire aussi imposante; et ce, par l'intermédiaire du transversus abdominis. C'est probablement une des raisons essentielles de la bipédie permanente. En effet, les grands primates ne disposent pas d'un tel dispositif de haubanage horizontal aussi développé.

Ce muscle ceinture la colonne lombaire et permet le maintien d'une tension transversale du fascia thoraco-lombaire, ce qui représente un élément déterminant de stabilité et de bon fonctionnement de celui-ci.

Par ailleurs, Hodges a montré par EMG intra-musculaires guidés par ultra-sons, que le transversus abdominis était actif :

- Dans le maintien isométrique de flexion du tronc
- Dans l'extension du tronc
- Dans les mouvements combinés répétitifs de flexion/extension du tronc, comme lors de la marche.

Cet auteur suggère que ce muscle contribue à la stabilité du tronc.

D'autre part, l'activité du transversus abdominis précède toujours une perturbation du tronc. Il y a donc ajustements posturaux anticipatifs. Hodges démontre par là l'évidence d'une préprogrammation par le système nerveux central du transversus abdominis dans toutes les perturbations, soit du tronc lui-même, soit des membres inférieurs par rapport au tronc (comme dans la marche). La préprogrammation du transversus abdominis génère une mise en tension précoce du fascia thoraco-lombaire.

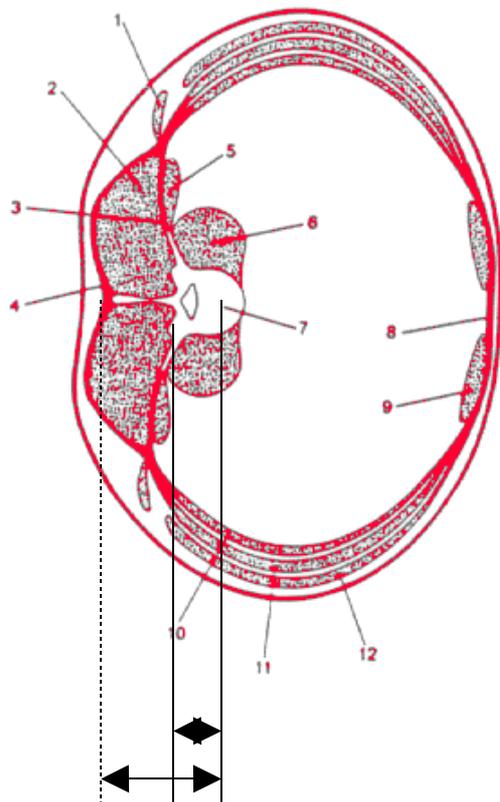
Enfin, le fascia du transversus abdominis présente la particularité (Snijders & al.) de recevoir, d'une part les insertions des obliquii et du latissimus dorsi, et d'autre part, de se scinder en deux feuilletts, l'un antérieur qui s'insère sur les apophyses transverses, l'autre postérieur qui finit sa course sur les ligaments sus-épineux. Le feuillet antérieur vient renforcer le fascia du quadratus lumborum, lui-même en connection avec le psoas. Cette logique d'insertions suggère des éléments de réponse à la compréhension du phénomène de synergie existant entre le transversus et le psoas et de leurs effets lordosants respectifs.

En termes de stabilité articulaire, Richardson⁶⁴ a mis en évidence par EMG, imagerie ultrasonore et Doppler, que la contraction de transversus abdominis décroît considérablement la laxité de l'articulation sacro-iliaque ; et ce, de manière beaucoup plus importante que lors de la contraction des obliquii.

⁶⁴ **Richardson C, Snijders C, Hides J.** The relationship between the transverses abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics and low back pain. 4th Interdisciplinary World Congress on th Low Back & Pelvic Pain : Moving from structure to function. Vleeming A, Mooney V, Gracovetsky S, Lee D, Maheu E, Sturensson B, VidemanT (Eds), Montreal. ISBN 90-802551-1-4, 2001;132-134.

2.2.6. Intérêt biomécanique d'exploiter le fascia thoraco-lombaire

La raison en est évidente : l'on réduit globalement d'un facteur deux la force à appliquer pour redresser le tronc en doublant le bras de levier par rapport aux erector spinae, pour un même mouvement.



- 1 - Latissimus dorsi
- 2 - Erector spinae
- 3 - Fascia thoraco-lomb. prof**
- 4 - Fascia thoraco-lomb. sup**
- 5 - Quadratus lumborum
- 6 - Psoas
- 7 - Corpus vertebrae
- 8 - Linea alba
- 9 - Rectus abdominis
- 10 - Transversus abdominis**
- 11 - Obliquus internus
- 12 - Obliquus externus

D'après [C.J. Snijders & al.](#)
[Cl. Biomech 8: 285-294, 1993](#)

Nous voyons très clairement sur ce schéma que le bras de levier du fascia thoraco-lombaire, sur lequel viennent s'insérer de nombreux muscles, est deux fois plus important que le bras de levier des erector spinae lors d'un mouvement de redressement du tronc.

Nous savons par ailleurs que ce mouvement de redressement du tronc se réalise à chaque pas lors de la marche.

Dès lors, une bonne exploitation de ce fascia thoraco-lombaire permet de réduire :

- Les efforts musculaires
- Les contraintes articulaires lombaires
- Les spasmes musculaires liés aux erector spinae

D'autre part, elle favorise :

- De meilleurs synergies musculaires
- L'absorption des chocs de l'amortissement dans la marche.

2.2.7. Un équilibre fragile

Nachemson avait déjà montré, dans les années '60, que l'attitude dans laquelle les disques inter-vertébraux lombaires subissaient le moins de contraintes en compression (hormis la position couchée) consistait à garder une lordose physiologique.

- Toute attitude cyphosée comprime les disques
- Toute attitude hyperlordosée étire la face antérieure de l'anulus pulposus des vertèbres lombaires et écrase les facettes articulaires postérieures.

Cas d'une attitude cyphosée :

Cette attitude survient très souvent lorsque le bassin est rétroversé. D'un point de vue neurophysiologique, une rétroversion du bassin engendre, par principe d'inhibition réciproque (Sherrington), un relâchement des muscles lordosants : psoas et transversus abdominis.

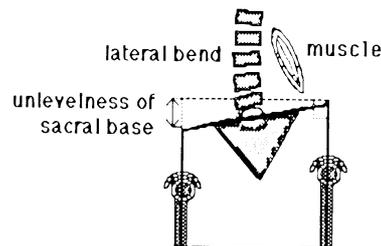
Cette situation provoque l'arrêt du haubanage transversal du fascia thoraco-lombaire et provoque une instabilité de celui-ci. Tout redressement du tronc s'accompagnera, de facto, d'une suractivité des erector spinae et d'une surcharge en compression des disques inter-vertébraux³⁰.

De plus, Solomonov⁶⁷ a mis en évidence qu'une déformation ligamentaire postérieure consécutive à une posture prolongée incorrecte génèrait, par décharge des mécanorécepteurs, une contraction des muscles paraspinaux. L'excès de fatigue de ces muscles paraspinaux génèrerait des spasmes et des douleurs. Il existerait donc une profonde synergie mécanique et neurologique entre les muscles paraspinaux et le système ligamentaire postérieur lombaire.

Cas d'une attitude lordosée :

Une hyperlordose, par définition, rapproche les apophyses épineuses de L1 et L5 ; ce qui a pour conséquence immédiate, de détendre longitudinalement le fascia thoraco-lombaire. Les effets ne se font pas attendre, il y aura surcroît d'activité des erector spinae et augmentation des contraintes intra-discales lors de mouvements d'extension ou de redressement du tronc.

Cas d'une bascule de bassin :



³⁰ Gracovetsky S. Locomotion – Linking the Spinal Engine with the Legs. In : Second Interdisciplinary World Congress on the Low Back Pain : The integrated functions of the lumbar spine and sacroiliac joint . Vleeming A & al. (Eds), San Diego, 1995. 171-174.

⁶⁷ Solomonov M, Stubbs H. Electromyography of the paraspinal muscles in response to mechanical and electrical stimulation of the supraspinal ligaments in human and cats. 3rd Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvis Pain. Vleeming A & al (eds). Vienna. 1998.

Dans ce cas également, la stabilité du fascia thoraco-lombaire est compromise et l'on verra souvent une surcharge musculaire dans la concavité de la colonne lombaire liée aux erector spinae.

Les inégalités de longueurs de membres inférieurs, qu'elles soient structurelles ou fonctionnelles, ainsi que les attitudes scoliotiques entreront facilement dans le même schéma.

2.2.8. Facteurs susceptibles de modifier la topographie de la douleur

- La contracture musculaire lombaire :

Des travaux récents d'INDAHL et al., ont montré qu'une stimulation nociceptive de l'anulus était à l'origine de contractions musculaires dans le multifidus. Ces contractions étaient bilatérales (pour une stimulation latéralisée), et multisegmentaires (alors que la même stimulation appliquée à une articulaire postérieure déterminait une contraction homolatérale et unisegmentaire). Toute lésion de l'anulus pourrait donc s'accompagner d'une tension musculaire lombaire, elle même à l'origine d'une nouvelle douleur.

La contracture dite antalgique du lumbago est bien différente, car infiniment plus intense. Elle reste un mystère. Elle disparaît lorsque l'effet de la pesanteur s'annule : décubitus, suspension... Est-elle "antalgique" comme l'indique son nom ? Elle survit parfois à des sciaticques, alors que la douleur a quasiment disparu et elle est absente dans certains cas de douleurs lombaires très intenses comme des tassements vertébraux par exemple...

Indahl³⁹ toujours, en 2001, montrait qu'une stimulation nerveuse des mécanorécepteurs de l'articulation sacro-iliaque (SIJ) dans sa partie ventrale, ainsi qu'au niveau de la capsule articulaire, provoquait une contraction du gluteus maximus (grand fessier) et du quadratus lumborum (carré des lombes), alors qu'une stimulation sur la partie médio-dorsale de cette articulation provoquait une activité (mesurée à l'EMG) du multifidus. Ces résultats laissent suggérer l'importance des articulations sacro-iliaques sur le contrôle de la posture et du mouvement, principalement de la locomotion.

- La diffusion de la douleur via le sympathique :

Des travaux japonais (NAKAMURA, TAKAHASHI)⁶⁰ ont souligné le rôle majeur du sympathique dans l'innervation discale. Les fibres nerveuses partent du disque, cheminent dans le tronc sympathique prévertébral et gagnent le système nerveux central en s'anastomosant aux racines lombaires hautes (L1 et L2). Ce faisant, il y a donc possibilité de

³⁹ Indahl A, Kaigle A, Reikeras O, Holm S. Pain and muscle reflexes of the sacroiliac joint. 2001. 4th Interdisciplinary World Congress on the Low Back & Pelvic Pain : Moving from structure to function. Vleeming A, Mooney V, Gracovetsky S, Lee D, Maheu E, Sturensen B, Videman T (Eds), Montreal. ISBN 90-802551-1-4, 2001;134-136.

⁶⁰ Nakamura S, Takahashi K, Takahashi Y, Morinaga T, Shimada Y, Moriya H. Origin of nerves supplying the posterior portion of lumbar intervertebral discs in rats. Spine 1996;21:917-24

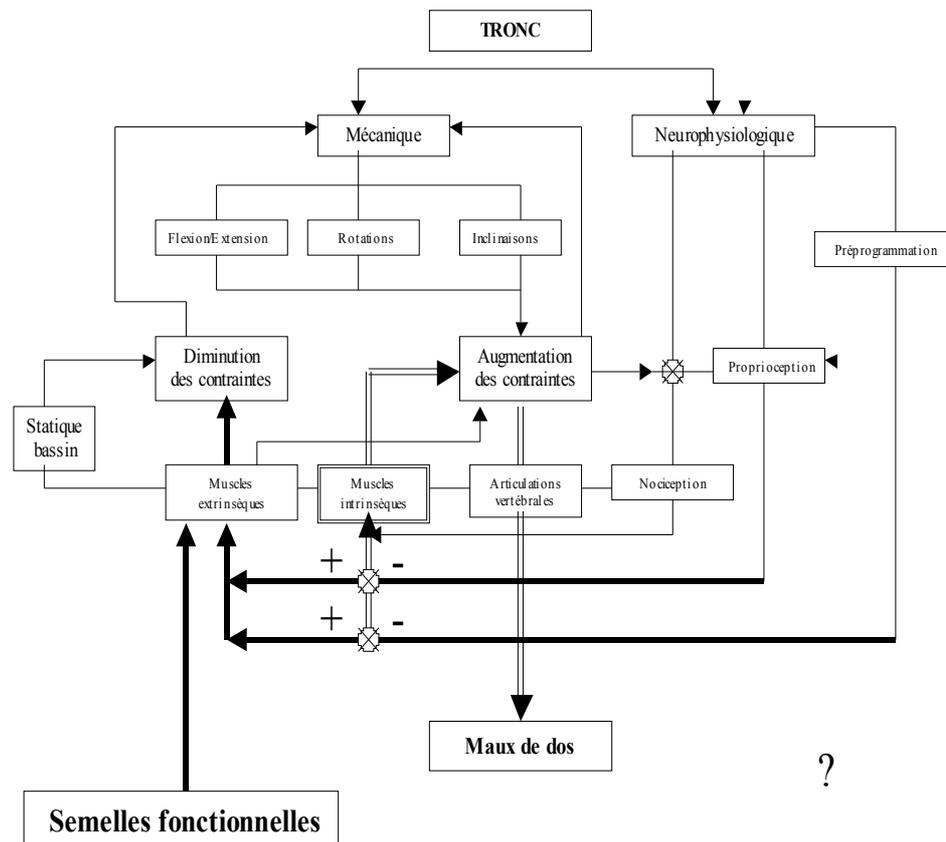
projection de la douleur d'origine lombaire basse dans les dermatomes de la charnière thoraco-lombaire, en particulier à l'aine (cas classique de la douleur sciatique irradiant à l'aine) mais aussi peut-être dans les dermatomes dorsaux (irradiation à la fesse). Il est probable que cet arc réflexe est activé dans certains cas et n'intervient pas dans d'autres. D'après Takahashi, la localisation de la lésion au sein du disque (plutôt antérieure ou plutôt postérieure) pourrait jouer un rôle important dans le type de projection.

La douleur discale lombaire est donc complexe. Elle est souvent la résultante de l'une ou plusieurs de ces lésions de base. L'examen clinique, l'interrogatoire restent encore les seuls éléments d'orientation.

D'autre part, les importants travaux d'Indahl confirment la suractivité (même s'il y a faiblesse musculaire) des muscles paravertébraux au détriment de l'action du fascia thoraco-lombaire, comme le montre l'action réflexe provoquée par la stimulation sensorielle des différentes zones de l'articulation sacro-iliaque.

2.2.9. Diagramme de fonctionnement du complexe lombo-pelvien

Sur base des éléments ci-dessus, nous avons tenté de synthétiser les stratégies qui permettent, soit d'optimiser les contraintes articulaires lombaires, soit, au contraire de favoriser des surcharges, elles-mêmes à l'origine de douleurs lombaires.



Nous formulons l'hypothèse, dans ce travail, que la motricité du tronc est sous la dépendance de trois facteurs ; à savoir : les contraintes mécaniques externes, les réponses neurologiques qui leurs sont associées et la qualité des stratégies de fonctionnement de la musculature extrinsèque.

Notons que cette triple interaction est semblable à la logique de fonctionnement du pied, dans son approche fonctionnelle, qui met également l'accent sur la musculature extrinsèque pour caractériser le bon fonctionnement de celui-ci.

Enfin, nous formulons également l'hypothèse que le rôle essentiel des semelles fonctionnelles réside dans ses actions sur la musculature extrinsèque du tronc d'une part (muscles de la jambe et de la cuisse) et d'autre part, sur leur action neurologique (qu'elle soit médullaire ou centrale, la question reste ouverte).

2.2.10. Relations entre le fascia thoraco-lombaire et la marche

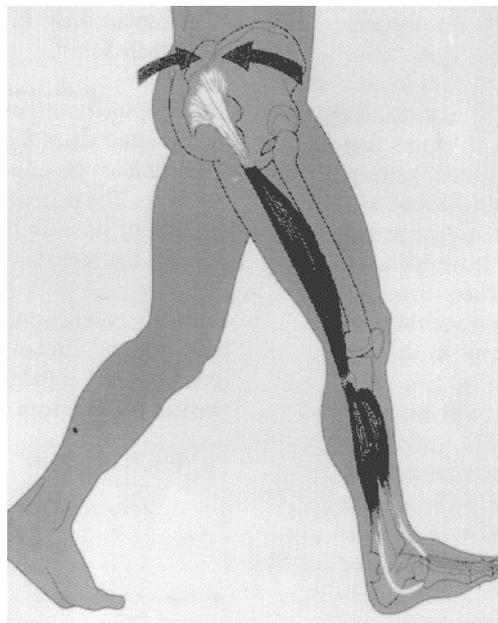
De nombreux auteurs ont, durant ces 10 dernières années, étudié les relations existant entre le fascia thoraco-lombaire et la marche.

Ainsi, nous pouvons synthétiser la situation en nous reportant aux trois phases de la marche.

1. D'après Vleeming⁷⁵, à la fin de la phase oscillante, en vue sagittale droite, l'ilium réalise une rotation anti-horlogique par rapport au sacrum. Ce mouvement augmente la tension du ligament sacro-sciatique ainsi que celle du ligament interosseux, préparant ainsi l'articulation sacro-iliaque à l'attaque du talon. En effet, ce verrouillage articulaire augmente la stabilité de celle-ci. Inman⁴¹ a également montré que les ischio-jambiers démarrent leur activité juste avant l'attaque du talon. La contraction du biceps femoris augmente la tension sur le grand ligament sacro-sciatique et devient donc un acteur important du bon verrouillage de l'articulation sacro-iliaque. Cette tension ligamentaire favorise une tension du fascia thoraco-lombaire qui va initier le mouvement relatif de redressement du tronc par rapport à la cuisse.

Marche :

Attaque talon



d'après Lee⁴⁵

⁷⁵ Vleeming A, Pool A, Stoeckart R, et al: The posterior layer of the thoracolumbar fascia: its function in load transfer from spine to legs. Spine 1995;20:753-758.

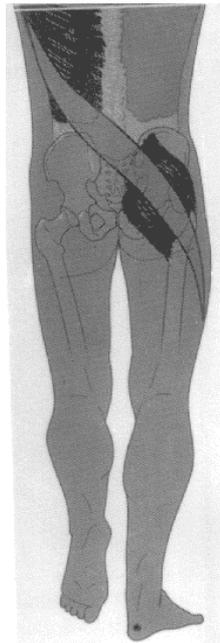
⁴¹ Inman V, Ralston H, Todd F. Human Walking. Williams & Wilkins. Baltimore. 1981.

⁴⁵ Lee D. Instability of the sacroiliac joint and the consequences to gait. . In : Second Interdisciplinary World Congress on the Low Back Pain. The integrated functions of the lumbar spine and sacroiliac joint . Vleeming A & al. (Eds), San Diego, 1995. 171-174.

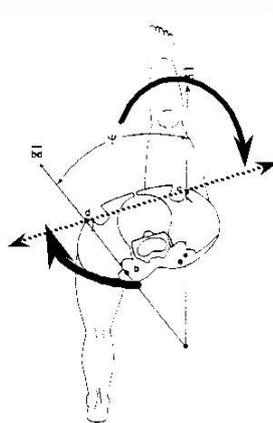
2. Durant la phase d'appui unipodale, l'os iliaque droit, selon le schéma ci-dessous, entame une rotation antérieure relative au sacrum. Les ischio-jambiers se relâchent alors que le grand fessier devient plus actif. Dans le même temps, le tronc effectue une rotation en sens opposé et l'on constate une contraction du latissimus dorsi controlatéral. Ensemble, ces deux muscles vont favoriser une mise sous tension du fascia thoraco-lombaire, permettant ainsi la suite du redressement du tronc par rapport à la cuisse. Les transferts de force et d'énergie peuvent ainsi se réaliser grâce aux tensions myofaciales et ligamentaires.

Marche :

Phase d'appui

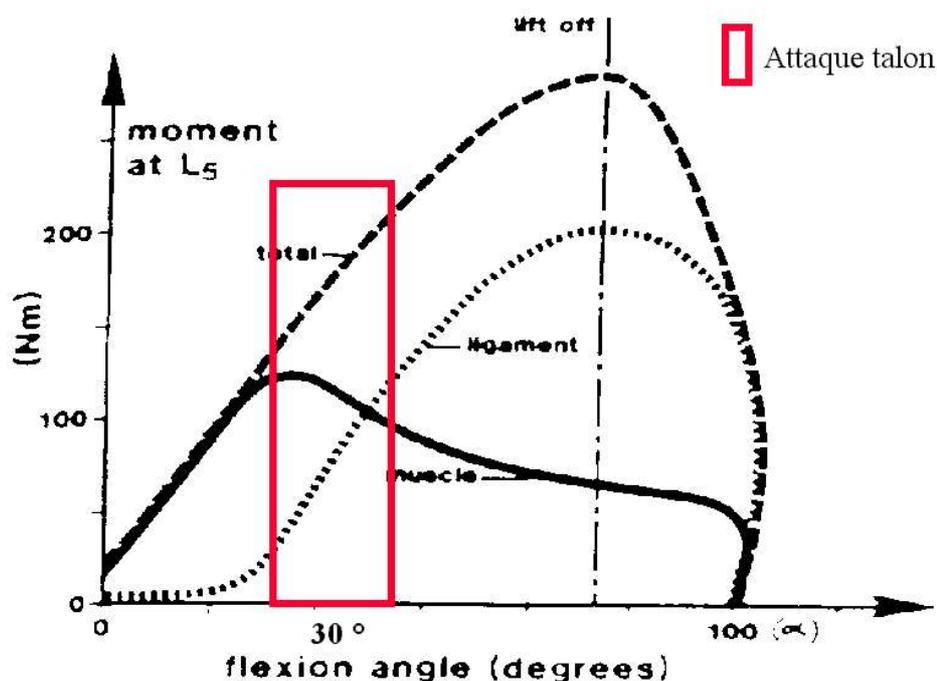


3. Durant la phase de propulsion, les extenseurs de hanche sont inactifs, libérant ainsi l'articulation sacro-iliaque ipsilatérale. De plus, les composantes horizontales de la force de propulsion permettent une rotation opposée du bassin favorisant le mécanisme d'opposition des ceintures scapulaires et pelviennes.



Gracovetsky³² avait montré l'importance relative des forces et moments de forces engendrés par les muscles érecteurs de la colonne et le fascia thoraco-lombaire durant un mouvement de redressement du tronc chez des haltérophiles.

L'extrapolation des efforts respectifs en fonction de l'angle formé par le tronc et la cuisse montre que dans les plages d'amplitudes de mouvement définies lors de la marche, nous pouvons considérer que le rapport entre le fascia thoraco-lombaires et les érecteurs de la colonne est de 50/50 exprimés en pourcentage.



Contribution of ligament and muscle

Dans cette hypothèse, les phases d'amortissement et de propulsion apparaissent comme essentielles puisque l'angulation du tronc et de la jambe avant impose une contribution du fascia thoraco-lombaire, dans un contexte d'optimum physiologique. Cette prise en charge est réalisée par les ischio-jambiers et essentiellement le biceps femoris. Durant la phase d'appui, il s'agit de stabiliser l'articulation sacro-iliaque ipsilatérale et de laisser une mobilité suffisante à l'articulation contralatérale. Cette stabilisation est prise en charge par le complexe latissimus dorsi/gluteus maximus.

Toutefois, cet équilibre est précaire, nous l'avons vu, ce qui entraîne inévitablement une suractivité des érecteurs de la colonne, responsable pour l'essentiel des maux de dos.

Voyons à présent les pathologies provoquées par un manque d'efficacité du système.

³² Gracovetsky S. Musculoskeletal Function of the Spine. In: Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization. Winter JM, Woo SL-Y. (eds), Springer-Verlag, New York. 1990

2.3. Pathologie lombaire

2.3.1 Les lombalgies^{4,5}

Incidence

Seulement 2/10 personnes passeront leur existence sans douleur rachidienne. Les lombalgies représentent la première cause de consultation en pathologie de l'appareil locomoteur. Elles sont transitoires le plus souvent, ne persistant plus de 2 mois que chez 10 % de patients. 7 % de patients restent lombalgiques plus de 6 mois.

L'identification de la structure anatomique en cause n'est pas toujours évidente.

Facteurs de risque

Le risque de devenir lombalgique est augmenté en cas d'antécédents de traumatisme lombaire, en cas d'arthrose des mains, genoux et hanche; l'exposition aux vibrations causées par des véhicules ou machines industrielles est aussi un facteur de risque. Néanmoins, le poids des facteurs psychosociaux apparaît encore plus important. Plus que le travail en station debout prolongée, un

travail en antéflexion, les efforts de soulèvement, un travail monotone ou peu satisfaisant sont plus importants dans les lombalgies.

Etiologies

La lombalgie n'est pas une maladie mais un symptôme. Le traitement sera le plus souvent symptomatique et non causal.

Il faut d'abord déterminer le caractère inflammatoire ou mécanique des douleurs.

Lombalgies d'horaire inflammatoire

Le caractère inflammatoire est défini par l'horaire nocturne de la douleur, réveillant le patient dans la 2e partie de la nuit et se poursuivant par un dérouillage matinal de longue durée.

- Lombalgies extrarachidiennes

- fissuration d'anévrisme aortique,

- dissection de l'aorte,

- tumeurs du pelvis ou rénale...

- Lombalgies rachidiennes

- Infection (spondylodiscite ou spondylite. Diagnostic par ponction-biopsie.

- Localisation au rachis d'hémopathies malignes.

- Tumeur osseuse (ostéome ostéoïde) ou nerveuse (neurinome etc., lombalgie avec grande raideur et Rx négative).

- Spondylarthrite ankylosante (lombalgies inflammatoires avec fessalgies à bascule).

- Après 50 ans, évoquer de principe face à une lombalgie persistante une métastase vertébrale ou un myélome.

Lombalgies d'horaire mécanique

Ce sont les lombalgies les plus fréquentes. Tantôt aiguës (< 3 mois), tantôt chroniques.

⁴ ⁹ **Maigne J.Y.** Une classification des lésions discales lombaires. J. Medecine physique & readaptation 1997 , 42 (1),1042-1060.

⁵ **Borenstein D:** Epidemiology, etiology, diagnostic evaluation, and treatment of low back pain: Curr-Opin-Rheumatol. 1992; Apr; 4(2): 226-32

2.3.1.1 Lombalgies aiguës

C'est le lumbago ("tour de rein" en langage populaire). Douleur brutale, violente dans le bas du dos à la suite d'un effort banal et anodin. La douleur est exacerbée par le moindre effort, la toux.

Sensation de blocage lombaire.

Clinique

En phase aiguë, il y a souvent une attitude antalgique avec un spasme paravertébral important consécutif à une pathologie vertébrale sous-jacente avec soit une déviation latérale du rachis lombaire dite "en baïonnette" ou une attitude en cyphose.

Raideur lombaire mesurée par la distance doigts-sol lorsque cette manoeuvre peut être réalisée. Le schéma en étoile de Maigne est utile pour apprécier les mobilités et surtout l'évolution de celle-ci.

L'indice de Schöber est un autre repère quantitatif mais peu reproductible. En flexion antérieure, il mesure l'allongement d'une distance de 10 cm à partir de l'interligne lombo-sacré en station verticale.

Chez un sujet normal, cette distance s'allonge jusqu'à 15 cm en flexion maximale.

2.3.1.2 Lombalgies chroniques

Dans plus de la moitié des cas, aucun diagnostic lésionnel précis ne sera porté.

La plupart du temps, la lombalgie relève cliniquement d'une origine discale :

- . douleur lombaire basse, centrale ou en barre
- . douleur à la flexion du tronc
- . douleur pendant ou après un effort de soulèvement ou après vibrations (équitation, tracteur, camion)
- . raideur segmentaire du rachis lombaire
- . relèvement en s'appuyant sur les cuisses ou en fléchissant les genoux
- . soulagement en décubitus dorsal.

Parfois, la lombalgie relève plus d'une douleur d'origine facettaire. En effet, les apophyses articulaires postérieures sont mises en charge en hyperextension du tronc. Cette origine sera suspectée lors de:

- . douleur au relèvement du tronc,
- . douleur latéralisée, paravertébrale et unilatérale,
- . douleur en décubitus dorsal (lors du changement de position),
- . douleur augmentée en hyperextension ou en torsion du tronc.

Ces douleurs peuvent irradier dans l'aîne, la fesse ou la cuisse mais plus rarement plus bas.

Enfin, les lombalgies peuvent être également d'origine mixte, c'est-à-dire à la fois discale et facettaire chez des patients âgés de plus de 50 ans (ex. canal lombaire étroit).

Le **traitement** sera le plus souvent symptomatique :

- . médicamenteux (antalgiques, AINS, antidépresseurs),
- . kinésithérapie (école du dos),
- . physiothérapie,

- lombostat (action dissuasive, plus qu'une contention mécanique vraie qui nécessiterait d'immobiliser la cuisse aussi...),
- manipulations en décoaptation des facettes s'il s'agit d'un syndrome facettaire,
- rhizolyse lombaire : thermocoagulation des branches nerveuses des articulaires postérieures,
- chirurgie (arthrodèse, discectomie). Celle-ci n'est réalisée que dans des cas bien sélectionnés.

Note : Il s'agit ici de traitements classiques proposés par les médecins, la podologie est absente du discours, probablement par méconnaissance d'une part, par défaut de prise en charge globale, d'autre part.

2.3.1.3 Les lomboradiculalgies

La sciatique et la cruralgie sont des douleurs ressenties dans un territoire radiculaire précis la plupart du temps, à la suite d'un conflit entre la racine et le disque. Ce conflit résulte le plus souvent d'une hernie discale mais peut aussi survenir sur un contact avec un ostéophyte ou résulter d'une compression du nerf par une tumeur se développant dans le bassin. Elle survient le plus souvent vers 30-40 ans et peut se voir à partir de l'adolescence et jusqu'à vers 60 ans.

Symptômes

- Un effort déclenchant est retrouvé dans la moitié des cas.
- La radiculalgie apparaît après un épisode de lombalgies (avec souvent une diminution voire une disparition de la douleur lombaire).
- Des antécédents de lombalgies ou de lumbagos sont fréquemment retrouvés.
- La douleur est due à l'inflammation du nerf tandis que la compression est responsable de paresthésies (fourmillements, brûlure), de crampes. La douleur peut être très intense ("sciatique hyperalgique", intolérable, clouant le patient au lit).

Topographie de la douleur radiculaire

- L5 : fesse, zone postéro-externe de la cuisse et de la jambe, dos du pied et face dorsale du gros orteil. Une douleur en étau de la cheville est évocatrice de L5.
- S1 : fesse, face postérieure de la cuisse et jambe, bord externe du pied, plante et petits orteils. La topographie n'est pas toujours aisée à localiser quand l'atteinte est incomplète.

Facteurs de majoration de la radiculalgie

- Impulsivité; augmente à la toux, défécation, éternuement. Signe le conflit disco-radiculaire.
- Manœuvre de Lasègue : l'élévation progressive du membre inférieur, genou tendu, réveille la douleur à partir d'un certain angle. Plus l'angle est petit, plus la sciatique est sévère. Cette manœuvre étend progressivement la racine et permet de reproduire la douleur. Attention : au delà de 70°, il n'y a plus de traction sur la racine, de sorte qu'une douleur apparaissant à partir de cet angle n'a plus de valeur.
- Le Lasègue contralatéral : l'élévation de la jambe du côté indolore réveille la douleur du côté douloureux (ce signe est pathognomonique d'une hernie discale importante).
- Apparition de la douleur radiculaire à la flexion de la nuque : signe de Néri.
- Position : la sciatique typique est bien soulagée par le décubitus. (Si le patient est réveillé la nuit par la douleur, il faut penser à une tumeur ou à un syndrome facettaire).

Examen neurologique

Il précise la souffrance radiculaire et sa gravité.

Sensibilité : rechercher une hypoesthésie superficielle (palpation symétrique)

Hypoesthésie bord externe du pied, talon : S1.

Hypoesthésie dos du pied, 1er espace interdigital : L5.

Hypoesthésie face interne tibia : L4.

Motricité : demander au patient un test simple

Marche sur la pointe des pieds : S1.

Marche sur les talons : L5.

Vérifier la symétrie de la force.

Réflexes : la recherche a une valeur localisatrice.

Absence ou asymétrie d'un réflexe rotulien : L4, L3.

Absence ou asymétrie d'un réflexe achilléen : S1.

Etiologie

L'atteinte de la racine est due à une hernie discale dans 95 % des cas.

Tantôt, c'est le nucleus et l'anneau fibreux qui le contient qui font saillie dans le canal ("protrusion"), tantôt, c'est le nucleus seul qui fait irruption dans le canal à travers une fissure de l'anneau fibreux (hernie discale).

Il ne faut cependant pas oublier que tout processus infectieux ou tumoral peut comprimer la racine ou son trajet plus distal ("atteinte tronculaire") et provoquer les mêmes symptômes. L'atteinte radiculaire peut encore être d'origine métabolique (polynévrite diabétique) ou virale (zona)

Evolution

On estime qu'environ 85 % des sciatiques par conflit disco radiculaire guérissent en quelques jours sans traitement ou avec un traitement symptomatique léger (repos, AINS, antalgiques). Si l'anamnèse et l'examen clinique permettent d'affirmer le diagnostic, il ne faut pas demander d'examen complémentaire (sauf si suspicion de fracture, si patient âgé ou état général altéré).

Aucun signe clinique n'est prédictif de l'évolution favorable ou défavorable de la sciatique (une sciatique très invalidante, avec attitude antalgique et un Lasègue serré peut guérir totalement).

Formes cliniques

Il convient d'isoler des formes graves pour lesquelles un traitement chirurgical est indiqué.

Sciatique hyper algique : ce qualificatif évoque le caractère intolérable de la douleur qui cloue le patient au lit et lui interdit tout effort de toux, éternuement. De plus, la douleur répond mal aux AINS voire à la cortisone.

Syndrome de la queue de cheval : l'apparition brutale d'une parésie flasque des membres inférieurs, associée à des troubles sphinctériens et une anesthésie périnéale en selle réalise un syndrome complet de la queue de cheval, généralement provoqué par une hernie discale massive. L'intervention doit être réalisée le plus rapidement possible pour minimiser les séquelles sensitives et/ou motrices.

L'atteinte peut être incomplète, se traduisant par une atteinte du sphincter urinaire se manifestant soit par une incontinence soit par une rétention indolore avec mictions par regorgement. Y sont associées plus ou moins une atteinte de la sensibilité périnéale, une diminution de la sensation de passage des urines et/ou matières fécales.

Dans ces cas, le traitement sera également chirurgical. Le degré d'urgence sera fonction de la sévérité de l'atteinte et surtout de la rapidité de celle-ci.

Sciatique paralysante : présence d'un déficit moteur égal à 3 au testing musculaire : incapacité à réaliser un mouvement complet sans résistance. Elle intéresse dans 80 % des cas la racine L5. Le déficit dans la zone S1 est plus rare et la parésie moins intense.

Si l'atteinte porte sur l'ensemble des muscles dépendant de la racine lésée (L5 : extenseurs gros orteils et orteils, fibulaires), si elle s'installe en quelques heures ou si elle s'aggrave, l'indication chirurgicale sera posée. L'expectative est de mise s'il y a des signes évidents de récupération. La récupération motrice est inconstante et non prédictible. On estime qu'un déficit d'installation rapide et égal à 3 a plus de chance de récupérer avec la chirurgie.

Examens complémentaires

Les radiographies standard permettent d'exclure une pathologie tumorale, inflammatoire ou infectieuse. Un grand cliché de face et un profil centré sur L4-L5 suffiront. Un 3/4 sera demandé en cas de lyse isthmique (spondylolisthésis). Ces clichés permettent le comptage des vertèbres lombaires et de détecter toute anomalie de transition entre L5 et le sacrum.

Un scanner ou une RMN ne seront demandés qu'en cas d'échec du traitement médical et avant un traitement chirurgical.

L'EMG ne sera utile qu'en cas de doute ou d'atteinte peu typique.

Traitement médical

- **Repos** : il sera indiqué si cela est possible pour une huitaine de jours dans la phase aiguë. Il ne semble pas utile dans les sciatiques chroniques.
- **Lombostat** : son action thérapeutique n'a pas été démontrée mais il a l'avantage de réduire la mobilité du patient (sa présence n'empêche pas la mobilisation des 2 derniers disques lombaires). Il peut être porté par intermittence, pour les activités contraignantes. Il peut être remplacé par un corset en plâtre ou en résine.
- **AINS** : ils ont leur place puisqu'il y a une composante inflammatoire.
- **Corticothérapie** :

la voie générale n'a que peu de justification sauf dans les sciatiques hyper algiques

la voie épidurale est la plus logique puisqu'elle permet d'atteindre le lieu du conflit avec un minimum d'effets généraux. L'infiltration peut être renouvelée trois fois;

l'infiltration foraminale (par le trou de conjugaison) est logique si le conflit se passe à la sortie du trou de conjugaison.

- **Traction lombaire** : son efficacité n'a pas été démontrée. Elle oblige au repos au lit.
- **Manipulations vertébrales** : elles sont de principe contre-indiquées en cas de hernie discale.
- **Kinésithérapie** : elle est utile une fois passée la phase algique pour prévenir les récurrences en développant les muscles para vertébraux et les lombo-pelviens.
- **Traitements percutanés** : ils sont une alternative à la chirurgie classique. Ils évitent le canal rachidien.

Chimionucléolyse : la chymopapaïne est une enzyme végétale dérivée de la papaye et capable de digérer les glycoaminoglycane du nucleus pulposus. L'injection se fait sous anesthésie locale et sédation. Elle donne 70 % d'efficacité. Elle peut provoquer des accidents allergiques et beaucoup plus rarement neurologiques. Elle occasionne également un pincement discal.

2.3.1.4 Autres irradiations dans le membre inférieur

Lombalgies d'origine facettaire, donnant des pseudo-sciatalgies dépassant rarement le creux poplité.

La douleur diminue à la marche, à la mise en cyphose lombaire.

Sciatique non discale d'origine tumorale, infectieuse.

Méralgie paresthésie ou névralgie du nerf fémoro-cutané. Dysesthésie de la face externe de la cuisse (engourdissement, brûlure, picotements). Elle est liée à une atteinte tronculaire du nerf lors de son passage dans la fosse iliaque interne ou de son émergence sous le ligament inguinal. La méralgie se traite par infiltration du nerf avec un corticoïde.

La cruralgie : elle est nettement moins fréquente que la sciatique.

Elle survient en général plus tard que la sciatique, le plus souvent entre 50-60 ans, c'est à dire 15 ans plus tard que la sciatique.

La lombalgie peut ne pas être présente mais la douleur est toujours présente dans la cuisse, à sa face antéro-externe puis, le cas échéant, croise et descend à la face antéro-interne de la jambe. La douleur est d'intensité variable mais souvent intense.

Elle est objectivée par la manœuvre de Lasègue inversée (ou d'Ely) : patient en décubitus ventral. L'examineur fléchit le genou sur la cuisse, mettant ainsi en tension le nerf crural (fémoral).

L'épreuve est positive quand elle reproduit la douleur quadricipitale.

Clinique

Aréflexie ou hyporéflexie rotulienne si atteinte de la racine L3 ou L4.

Hypoesthésie superficielle de la face antérieure de la cuisse.

Parésie assez fréquente du quadriceps (rarement inférieure à 3, responsable alors de dérobement à la marche ou à la descente des escaliers.

Amyotrophie rapide.

Imagerie

Scanner ou résonance qui objective un conflit entre le disque et la racine.

Traitement

Il est médical dans 95 % des cas et la réponse est favorable endéans les 3 mois. Il est chirurgical dans les rares formes sans réponse.

2.3.1.5 Le canal lombaire étroit

Affection se traduisant par des lombalgies et des douleurs dans les membres inférieurs.

Clinique

Plus fréquent chez l'homme après 40 ans. Le tableau clinique est très variable. Le plus classique est celui d'un homme ayant des douleurs fessières ou dans les membres inférieurs après la marche. Ces douleurs disparaissent en se couchant ou en se penchant en avant.

Le patient peut adopter une marche de "singe" (penché en avant) pour diminuer ou retarder les douleurs. L'hypoesthésie ou paresthésie (engourdissement, sensation de "peau morte") et une faiblesse musculaire ("jambes de coton" ou vite fatigables) sont plus tenaces que les douleurs. Rouler à bicyclette ou monter une pente est plus facile. Des troubles génitosphinctériens peuvent apparaître à la marche.

Les symptômes apparaissent constamment à la marche avec un périmètre remarquablement fixe chez le même patient. Dans les formes évoluées, ils peuvent être présents dès la mise en station debout ou en extension lombaire. Les symptômes disparaissent à l'arrêt et plus facilement si le sujet peut s'asseoir ou s'accroupir.

La douleur a un caractère uni- ou pluriradiculaire dans une ou les deux jambes.

En outre, le patient se plaint souvent de lombalgies qui sont cependant moins vives et nettes que dans un conflit disco radiculaire.

Signes objectifs

Ils sont pauvres. L'examen est souvent normal au repos, sauf une raideur lombaire variable.

La manœuvre de Lasègue peut être négative ou discrètement positive. L'examen neurologique peut mettre en évidence une abolition d'un réflexe, une hypoesthésie ou une faiblesse musculaire. Les signes sont la plupart du temps discrets.

L'examen recherchera un signe de Babinski qui doit rester négatif et des pouls périphériques (exclure une artérite : la claudication ischémique apparaît plus vite à la marche et cède plus rapidement au repos. La diminution de sensibilité si elle existe, n'est pas radiculaire).

Physiopathologie

Il s'agit d'un rétrécissement du canal rachidien contenant le sac et les racines. Cette sténose peut être congénitale (achondroplasie) ou le plus souvent d'origine dégénérative. Expérimentalement, il faut réduire le diamètre du sac dural d'environ 40 % pour observer une stase veineuse et un trouble de la conduction.

Outre le mécanisme de compression statique, une ischémie des racines peut aussi s'observer au cours de la marche, la sténose empêchant la dilatation artérielle présente normalement au cours de l'effort.

Traitement

Le traitement sera d'abord médical et symptomatique : AINS, lombostat, kinésithérapie, et en cas de radiculalgie invalidante : péridurale d'un corticoïde retard.

La chirurgie sera indiquée dans les atteintes radiculaires et surtout lorsqu'il existe des signes neurologiques. L'âge en soi ne doit ni faire reculer ni repousser l'intervention. L'opération consiste à décompresser les racines en travaillant sur le disque et/ou le pourtour du canal. Une arthrodèse sera réalisée dans le même temps s'il y a un risque d'une déstabilisation secondaire à la décompression.

Les résultats obtenus sont bons dans 75 % des cas. La claudication et la radiculalgie déficitaire ou non répondent mieux que les lombalgies à la chirurgie.

2.3.1.6 Le spondylolisthésis

Glissement antérieur d'une partie de la vertèbre (le sens du déplacement est jugé d'après la vertèbre sous-jacente) à la suite d'une lyse bilatérale. Cette spondylolyse est une solution de continuité résultant la plupart du temps d'une fracture de fatigue au niveau de l'isthme, c'est-à-dire la partie située entre les apophyses articulaires (pars interarticularis). Cette fracture se constitue durant l'enfance ou l'adolescence. Elle est localisée la plupart du temps au niveau de L5. C'est surtout en extension lombaire que cette zone est soumise à des contraintes importantes (12 % chez les gymnastes, 5 % dans la population générale). Le listhésis est un glissement antérieur de la partie vertébrale "libérée" c'est-à-dire le corps, les pédicules et les apophyses articulaires supérieures et les transverses. Les lames, les articulaires inférieures et l'épineuse restent en place.

L'affection est souvent latente, les individus porteurs pouvant mener une vie active et même sportive. Un petit nombre d'entre eux deviendront symptomatiques, présentant une lombalgie aiguë ou chronique. Une radiculalgie secondaire peut également s'observer : soit par hernie discale, qu'elle soit au-dessus du listhésis ou qu'elle soit plus rarement au niveau de la zone de glissement, soit par étirement ou irritation de la racine au niveau de la lyse (irritation par le cal ou la tentative de réparation).

Le déplacement de la vertèbre olisthésique peut parfois être important, créant une lordose et une irritation des ischio-jambiers par bascule du bassin. Le risque de déplacement vertébral est surtout présent pendant la période de croissance.

Malformation : appelée **Spondylolyse**. Il s'agit, en fait, d'une rupture de l'arc neural, par absence de soudure de deux points d'ossification au niveau de l'isthme vertébral.

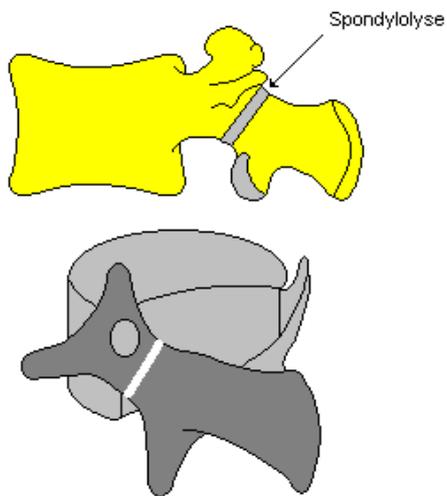
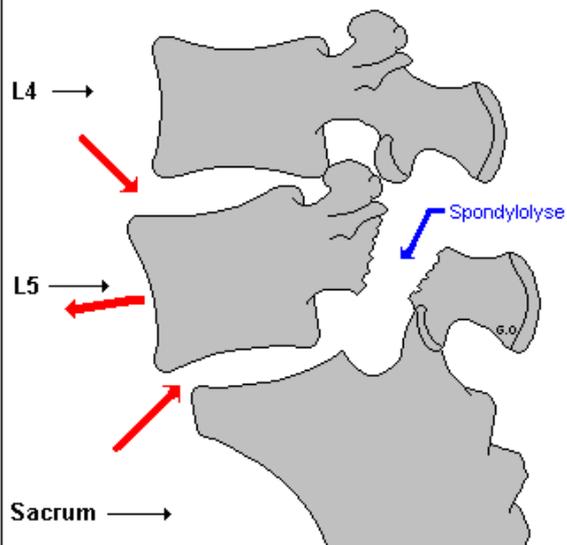


Image radiologique d'une spondylolyse gauche, en incidence de 3/4 gauche, objectivant la région de l'isthme vertébral et montrant l'image du "petit chien" des Radiologues. Toujours demander les incidences de 3/4 droit et gauche, car la malformation est le plus souvent bilatérale. Sur le film, le "petit chien" a un collier.

Pathologie : Spondylolisthésis

En raison d'une spondylolyse bi-latérale, de l'obliquité de la charnière lombo-sacrée, et des contraintes verticales pondérales, le corps vertébral de vertèbres lombaires inférieures (L4 ou L5), peut se déplacer vers l'avant, réalisant un spondylolisthésis. L'image radiologique objective ce glissement vers le bassin, avec rupture de l'alignement des murs antérieurs vertébraux. L'excès de ce déplacement vers le bassin, s'appelle : Spondyloptose .



Radiologie

Sur les clichés de 3/4, la perte de continuité est objectivée par l'apparition d'un collier sur le petit

chien. Le déplacement quand il est présent, s'apprécie le mieux sur le profil.

Traitement

Il ne s'adresse qu'aux patients symptomatiques et est conservateur : kinésithérapie, port d'un lombostat en période de douleur. La suppression des sources de vibrations (équitation, moto, vélo tout-terrain etc.) est impérative en cas de lombalgies.

Lorsque les lombalgies deviennent rebelles, une arthrodèse lombo-sacré L5/S1 postérolatérale ou inter somatique sera envisagée.

2.3.1.7 Les scolioses

Une scoliose est une déviation dans le plan frontal de la colonne vertébrale. C'est la déformation la plus fréquente du rachis. Elle peut être :

- *Non-structurale, posturale*. On parle d'une attitude scoliotique. La vertèbre n'est pas déformée, la scoliose est souple, réductible et disparaît avec le traitement de la cause sous-jacente.

Le plus souvent, cette attitude est sans cause apparente. Il s'agit alors de grands enfants qui prennent une mauvaise position avec une incurvation latérale dans une attitude asthénique comprenant très souvent une cypholordose. Les autres causes les plus fréquentes sont une inégalité de longueur des membres inférieurs, entraînant un déséquilibre du bassin (toujours vérifier l'horizontalité du bassin en mettant les mains sur les crêtes iliaques lors de l'examen d'une colonne) ou une contracture musculaire due à une hernie discale ou encore à une spondylodiscite et entraînant un déséquilibre du tronc.

La courbure disparaît lorsque le patient se penche en avant ou que l'horizontalité du bassin est rétablie (cale sous le pied). Radiologiquement, la vertèbre n'est pas en rotation et la scoliose disparaît sur un cliché radiologique de face en position couchée.

- *Structurale.* La scoliose est le résultat d'une déformation tridimensionnelle de la vertèbre. Elle s'accompagne toujours d'une gibbosité plus ou moins apparente, résultant de la rotation axiale de la vertèbre. « Pas de rotation vertébrale, pas de scoliose ». La gibbosité est recherchée en faisant pencher vers l'avant le patient. Elle devient évidente lorsque l'angulation de la scoliose est supérieure à 20°. Elle est située du côté convexe de la courbure.

La radiographie debout de face permet

de confirmer le diagnostic de scoliose en montrant la courbure associée à la rotation vertébrale. La rotation vertébrale s'apprécie en observant la position de l'épineuse ou des pédicules par rapport au corps vertébral sur un cliché de face.

de mesurer la courbure tridimensionnelle. La méthode de Cobb prolonge le plateau supérieur de la vertèbre proximale et le plateau inférieur de la vertèbre distale les plus inclinées sur l'horizontale. Une perpendiculaire à la ligne de prolongement est ensuite tracée et l'angle ouvert en haut ou en bas est ensuite mesuré. Cette méthode ne mesure que sur une seule projection la déformation et n'a donc qu'une valeur relative.

De déterminer les vertèbres caractéristiques.

1. *La vertèbre sommet* est la seule vertèbre horizontale de la courbure. Elle présente le maximum de rotation. Suivant sa localisation, on distingue le plus souvent:

La scoliose dorsale avec un sommet situé entre D7-D10

La scoliose dorso-lombaire lorsque le sommet est entre D11-L1, à la charnière dorso-lombaire.

La scoliose lombaire quand le sommet se trouve entre L2-L4.

La scoliose dorsale et lombaire c'est-à-dire une scoliose à 2 courbures vraies associées.

2. *Les vertèbres limites* de la courbure sont la première et la dernière vertèbre de la courbure qui présentent une rotation vertébrale.

3. *Les vertèbres neutres* sont la dernière et première vertèbres qui ne présentent pas de rotation vertébrale.

De déterminer l'existence de contre-courbures de compensation de part et d'autre d'une courbure scoliotique. Il s'agit de courbure sans rotation vertébrale, véritables « attitudes scoliotiques » et dont le rôle est la rééquilibration du rachis permettant à la tête de se placer sur la verticale passant par le sacrum. Leur aggravation suit celle de la courbure primitive.

Etiologies

Scoliose idiopathique : Elle représente 70 % des cas. Cependant on retrouve une fois sur 4 une notion familiale. Toute autre cause de scoliose sera recherchée avant de faire ce diagnostic (cf. infra).

Scoliose congénitale : Elle est secondaire à une malformation vertébrale. On recherchera d'autres malformations notamment urinaire, cardiaque ou O.R.L.

Scoliose paralytique : toutes les affections neurologiques de l'enfant peuvent s'accompagner d'une scoliose. L'évolutivité de la scoliose dépend de la maladie neurologique. Parmi celles-ci :

- La poliomyélite

- L'infirmité motrice cérébrale

- Les myopathies avec un risque scoliogène augmenté après perte de la marche

- Le spina-bifida

- L'arthrogrypose

Scoliose d'autre origine :

- Maladie neurologique : Recklinghausen, Friedreich, Charcot-Marie

- Maladie chromosomique : Trisomie 21

- Maladie du tissu conjonctif : maladie de Marfan, Ehler-Danlos

- Scoliose raide et douloureuse : hernie discale, tumeur médullaire, spondylodiscite.

2.3.1.8 LES SCOLIOSES IDIOPATHIQUES

Ce sont les plus fréquentes et leurs étiologies restent inconnues actuellement.

Evolutivité

L'évolution d'une scoliose idiopathique se fait vers l'aggravation. Dans un premier temps, elle est lente et puis s'accélère dès le début de la puberté et ce, jusqu'à la fin de croissance c'est à dire à l'ossification complète de la crête iliaque . [L'âge osseux prime sur l'âge civil. Le test de Risser apprécie l'ossification de la crête iliaque sur un cliché de face. L'ossification débute à la partie antérieure de la crête vers 13 ans chez la fille et 15 ans chez le garçon et progresse vers l'arrière.

La maturation osseuse est achevée lorsque l'ossification est radiologiquement complète].

Après la croissance, la scoliose n'évolue plus sauf celles de plus de 50°.

Retenons donc que pendant la puberté, l'angulation peut tripler ou quadrupler. Toute scoliose qui s'aggrave de 1° par mois est une scoliose évolutive. A angulation initiale identique, le pronostic dépend de l'âge de découverte et du potentiel résiduel de croissance. A âge de découverte identique, le pronostic dépend de l'angulation initiale.

Classification chronologique

L'âge de découverte a donc une importance pronostique considérable et permet de distinguer :

- La scoliose du nourrisson : décelée avant l'âge de 1 an. Elle est spontanément résolutive dans la plupart des cas.
- La scoliose infantile : elle apparaît entre 1 et 3 ans. Elle est généralement sévère, pouvant atteindre 100° d'angulation en fin de croissance.
- La scoliose juvénile : elle apparaît après l'âge de 3 ans et avant la puberté.
- La scoliose de l'adolescent : elle apparaît au cours de la puberté et avant la maturation osseuse complète.

Classification topographique

Dans les scolioses idiopathiques, on distingue les courbures principales ou structurales et des contre-courbures compensatrices dites courbures mineures. La courbure principale est la moins réductible en traction, elle est la plus centrale. La contre-courbure est moins structurale et plus réductible.

En fonction de la vertèbre sommet, la scoliose présente des caractères particuliers:

- Dorsale (25%): elle est à convexité droite en général. La gibbosité est la plus marquée dans cette variété et le risque respiratoire est majeur. En effet, lorsque la courbure est supérieure à 80°, la capacité vitale est diminuée par un syndrome restrictif important.
- Dorso-lombaire (20%) : Convexité droite habituelle. Elle peut déséquilibrer le tronc.
- Lombaire (25%) : Convexité gauche habituelle. Elle peut être à l'origine de lombalgie chez l'adulte.
- Double courbure comprenant une dorsale droite et une lombaire gauche (30%). Elle est de diagnostic souvent tardif parce que souvent équilibrée dans chacune des courbures.
- Cervico-dorsale: très rare et inesthétique par la gibbosité haute qui soulève l'omoplate.

Après cette revue des différents types de lombalgies, étudions la pathomécanique du disque et ses conséquences.

2.3.2 Le disque intervertébral

L'origine discale d'une majorité de lombalgies communes est un fait bien établi qui ne reflète cependant pas la diversité des situations cliniques. La présentation des douleurs lombaires diffère pourtant d'un malade à l'autre, qu'il s'agisse de la topographie, de l'intensité, de l'horaire, du mode de survenue, des données de l'examen et des radiographies.

Incriminer le disque sans autre précision devant une lombalgie, c'est un peu, toutes proportions gardées, se mettre dans la situation d'un neurologue qui se contenterait pour tout diagnostic d'incriminer le "cerveau". Nous sentons tous qu'il y a là une grave insuffisance, d'autant qu'il est probable qu'à chaque lésion du disque correspond un tableau clinique assez caractéristique. Or, la plupart du temps, nous ne savons pas établir cette correspondance. « Autant dire que nous traitons nos patients sur des présomptions plus que sur des certitudes. »⁴⁹

Nous proposons d'envisager les différents composants du disque et leurs défaillances propres. La combinaison de ces différentes lésions élémentaires a pour résultante les différentes formes de lombalgies aiguës.

2.3.2.1 Aspect biomécanique

2.3.2.1.1 Défaillance de l'amortisseur discal par atteinte du nucleus (insuffisance discale)

Le nucleus joue le rôle d'un ressort (il écarte les plateaux vertébraux) et d'un amortisseur (il absorbe une partie des chocs). Il se déshydrate progressivement dans la journée pour reprendre son volume initial dans la nuit. C'est ainsi que nous mesurons un à deux cm de plus le matin que le soir.

Pour des raisons mal connues (défaillance primitive de l'anulus, comme semblent le montrer certaines études, atteinte des plaques cartilagineuses ?)⁴⁹, le métabolisme du nucléus peut s'altérer. Il va d'abord se déshydrater trop vite dans la journée ou lors de positions extrêmes maintenues trop longtemps : hyperlordose en station debout immobile, hypercyphose en station assise (pathologie dite de la position extrême par O. TROISIER). Cette situation est réversible, puisque le nucléus se réhydrate au cours de la nuit. En clinique, la douleur qui pourrait correspondre à ce type d'atteinte devrait être d'apparition progressive dans la journée, maximale le soir. Elle devrait survenir également dans des positions longtemps maintenues : assis ou piétinement sur place. Elle devrait disparaître au cours de la nuit. Le nucleus n'étant pas innervé, on ignore ce qui fait mal.

2.3.2.1.2 Les ruptures de l'anneau fibreux : de l'entorse discale à la hernie

Nous considérons, comme d'autres anatomistes, que l'anulus est un ligament. Il en a la composition (collagène), l'organisation spatiale des fibres (d'un plateau vertébral à l'autre), l'innervation (peu dense et purement nociceptive), la vascularisation (très faible). Il en a donc la pathologie (déchirures), avec les mêmes possibilités de cicatrisation (médiocres).

⁴⁹ **Maigne J.Y.** Une classification des lésions discales lombaires. J. Medecine physique & de readaptation 1997 , 42 (1),1042-1060.

1. **La rupture partielle ou rupture intra-discale (« entorse discale »)**: Il s'agit d'une déchirure radiale de fibres collagènes d'étendue variable au sein de l'anulus. Cette déchirure peut également concerner les fibres les plus périphériques de l'anulus au niveau de leur insertion sur le plateau vertébral ("Rim lesion" ou, en français, lésion de la périphérie). Nous avons proposé il y a six ans le terme d'entorse discale pour mieux souligner l'analogie de mécanisme, de symptomatologie et de traitement avec les entorses d'articulations périphériques. Il semble bien y avoir un tableau clinique stéréotypé qui lui corresponde lorsque la douleur survient typiquement après un effort de soulèvement en antéflexion (qui augmente la pression nucléaire, donc tend les fibres annulaires) associé à une rotation, qui cisaille l'anneau. La douleur, comme lors de toute entorse, est intense. Elle peut être majorée par l'antéflexion, la toux, l'éternuement. Une irradiation sciatique est possible, même sans hernie : il a été démontré expérimentalement qu'une simple incision de l'anulus pouvait être à l'origine de perturbations fonctionnelles et histologiques de la racine. L'expérience clinique enseigne que la guérison de ces épisodes aigus se fait dans un délai de quelques semaines ou mois, correspondant aux délais habituels de guérison des entorses des articulations périphériques. Le processus de cicatrisation débute par l'apparition d'une vascularisation intradiscale en regard de la zone rompue à partir des plateaux vertébraux. La réparation laisse probablement persister une zone de faiblesse au sein de l'anulus propre à faciliter la survenue de récurrences.

2. **La rupture presque complète de l'anneau fibreux** Il s'agit d'une rupture s'étendant du nucléus à la presque périphérie de l'anulus sans toutefois l'atteindre. Ces ruptures sont souvent localisées aux points faibles de l'anneau, soit dans sa partie postéro-latérale (où l'histologie montre une moins bonne union des différentes lamelles de l'anulus). Si du nucléus existe en quantité suffisante (c'est à dire si le disque n'est pas complètement déshydraté), il peut migrer en partie dans la fente ainsi créée et former une hernie discale "contenue", ou protrusion discale. Les fibres les plus périphériques de l'anulus, distendues mais non rompues, résistent à la poussée nucléaire et isolent cette dernière de l'espace épidual. Le ligament longitudinal postérieur ne joue au niveau lombaire qu'un rôle anecdotique, contrairement au rachis cervical où il est épais et large. Il existe une tendance naturelle de ces hernies contenues à persister longtemps après la guérison de la sciatique.

3. **La rupture complète de l'anneau fibreux** : Le lumbago est caractérisé par une attitude antalgique en latéro-flexion et ante-flexion. Il appartient au cadre des lombalgies aiguës (mais la plupart des lombalgies aiguës ne sont pas des lumbagos, faute d'attitude antalgique). Il s'agit en fait d'une sciatique sans sciatique dont la cause est probablement celle qu'imaginait de Sèze : une migration de nucleus dans une fissure, trop courte pour atteindre la périphérie du disque, une hernie non extériorisée en dehors du disque en sorte.

4. **Le cas particulier du lumbago** :Le lumbago est caractérisé par une attitude antalgique en latéro-flexion et ante-flexion. Il appartient au cadre des lombalgies

aiguës (mais la plupart des lombalgies aiguës ne sont pas des lumbagos, faute d'attitude antalgique). Il s'agit en fait d'une sciatique sans sciatique dont la cause est probablement celle qu'imaginait de Sèze : une migration de nucleus dans une fissure, trop courte pour atteindre la périphérie du disque, une hernie non extériorisée en dehors du disque en sorte.

2.3.2.1.3 Les phénomènes complémentaires

Outre les deux lésions fondamentales décrites ci-dessus (déshydratation du noyau et fissure discale radiale), certains phénomènes pathologiques peuvent survenir, qui vont modifier la présentation clinique des douleurs lombaires et compliquer la situation.

1 - Lésions complémentaires

- L'inflammation intra-discale :

Sa présence, suspectée depuis longtemps, n'a été démontrée que récemment autour de certaines hernies ou au sein de discopathies dégénératives. Elle peut accompagner toute pathologie discale mécanique, peut-être plus particulièrement les fissures circonférentielles, qui sont la marque d'une dégénérescence discale. Sa sémiologie clinique n'a pas encore été étudiée. Nous pensons que le meilleur critère clinique actuel est l'efficacité rapide d'une infiltration épidurale. Nous avons proposé deux critères cliniques d'inflammation dans une étude préliminaire : une douleur nocturne associée à une douleur en hyperextension (sans douleur en flexion). La douleur nocturne est un critère classique. La douleur en hyperextension pourrait être liée à la compression de l'anulus postérieur enflammé et douloureux lors de ce mouvement.

- La participation du corps vertébral :

L'augmentation de la pression intraosseuse a été signalée en cas de fracture de la plaque terminale d'origine traumatique mais aussi en cas d'arthrose discale évoluée. Il semble qu'elle puisse également varier selon la posture du patient. Elle a été impliquée comme source potentielle de douleurs lombaires. D'une façon générale, le métabolisme de l'os sous chondral est lié à celui du disque.

- L'instabilité :

L'instabilité est liée à l'absence de réelle contention ligamentaire entre deux vertèbres, du fait d'un relâchement de la tension des fibres annulaires. Elle se traduit par des mouvements anormaux au sein d'un segment mobile. Sa fréquence est mal appréciée. La sémiologie de l'instabilité n'est pas connue.

3. Approche expérimentale

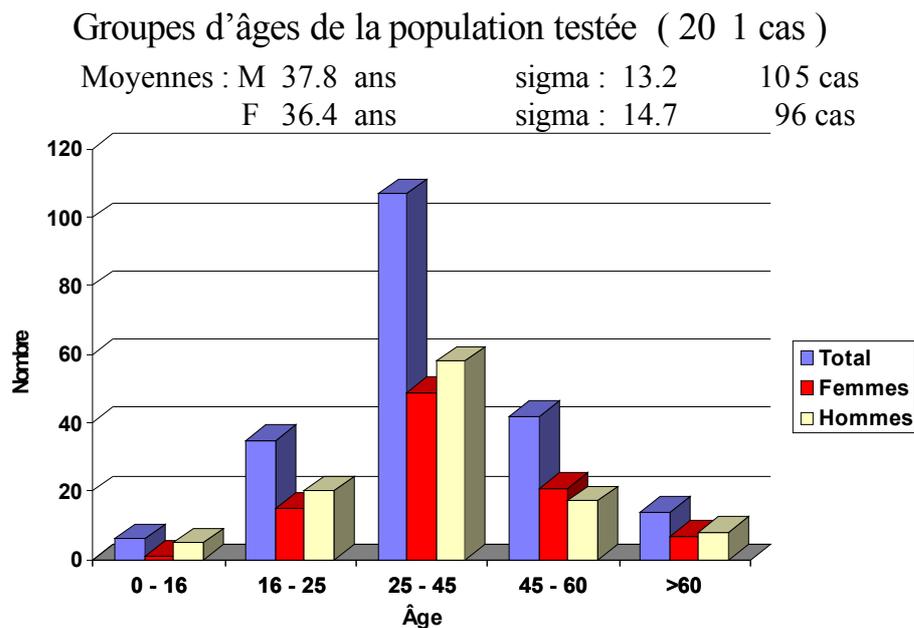
3.1 Population

Afin de tenter de comprendre l'impact que pouvaient avoir des semelles fonctionnelles sur les maux de dos, nous avons étudié les dossiers de 201 patients constitués sur plusieurs années (1994-2002) dans le cadre de l'activité d'un podologue travaillant en cabinet privé.

Initialement, le groupe statistique comportait 203 cas, mais deux d'entre eux furent retirés de la cohorte par manque de cohérence dans retranscriptions de mesures.

Une longue collaboration entre ce podologue et nous, nous a permis de voir et d'étudier ensemble les cas d'une cinquantaine de ces patients au cours de ces années. Douze d'entre eux se sont prêtés à un examen complet : cinématique 3D et électromyographies réalisés au sein du Laboratoire de Biomécanique du Mouvement de l'Université Libre de Bruxelles.

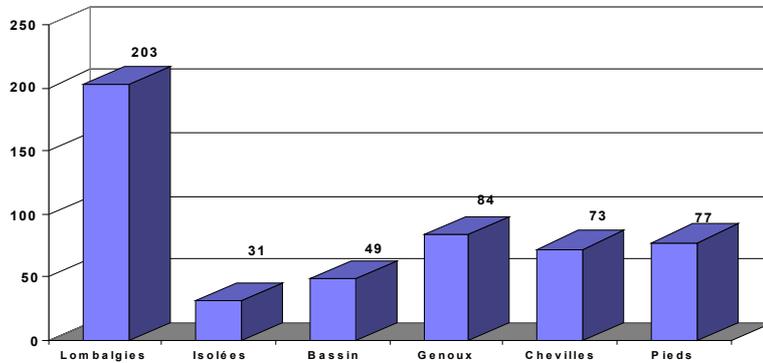
L'ensemble des anamnèses, des examens palpatoires, biométriques et d'analyse de la marche furent réalisés dans le cadre même des consultations de podologie, dans des conditions d'examen cliniques et non de tests scientifiques. Il en résulte une hétérogénéité des données stockées sur papier, dans la mesure où ces données n'étaient pas, à priori, destinées à des fins statistiques. C'est pourquoi, pour chacun des items étudiés, le nombre d'individus pris en compte peut varier.



La distribution des âges est gaussienne et se répartit autour d'une moyenne de 37 ans et est, de plus, homogène entre les hommes et les femmes. Il s'agit, pour la plupart de personnes actives ayant, toutes, consulté un podologue après qu'un diagnostic médical de lombalgie avérée ait été établi, soit par un médecin généraliste, soit par un spécialiste.

Les raisons de consultations en cabinet de podologie étaient variées et n'étaient que très rarement liées directement à des problèmes de dos. Par contre, tous les patients repris dans cette étude souffraient du dos; et pour la plupart de manière chronique.

Pathologies associées : (175 cas sur 203)



Ce tableau montre que 15% seulement des patients présentaient des lombalgies isolées. Par contre, nombreux d'entre eux cumulaient des pathologies à différents étages articulaires. En effet, la somme cumulée des pathologies autres que les lombalgies, représente 314 problèmes recensés, soit, en tenant compte des lombalgies, 2.5 dysfonctionnements moyens par patient.

La douleur est recensée à 100%.

La surcharge pondérale ne peut pas être considérée en tant que facteur de risque potentiel chez les patients étudiés.

Population : 201 cas

	Moyennes	Ecart-types
Taille		
Hommes	179.8 cm	7.9 cm
Femmes	167.9 cm	6.9 cm
Poids		
Hommes	77.2 kg	12.9 kg
Femmes	61.9 kg	8.6 kg

Le BMI (Body Mass Index) moyen serait de 23.8 chez les hommes et de 21.9 chez les femmes.

3.2 Méthode

Dans ce travail, nous reprenons quatre catégories de mesures, à savoir :

3.2.1. Mesures biométriques.

Nous pouvons classer les examens réalisés en deux catégories :

- Les tests spécifiques de souplesse musculaire portant sur
 - psoas
 - quadriceps
 - ischio-jambiers
 - triceps

- Les tests de mobilité articulaire ou de positionnement osseux portant sur
 - Rotations de hanche (en flexion et en extension)
 - Tibio-tarsienne
 - Calcanéum/sol
 - Sous-astragaliennne et médio-tarsienne : mesure de la pro-supination
 - 1^{er} rayon

Nous avons repris, pour l'ensemble des mesures, la méthodologie que nous imposons aux étudiants dans le cadre des laboratoires¹ de sciences médicales réalisés en 2^{ème} candidature en kinésithérapie à la Haute Ecole Libre de Bruxelles – Ilya Prigogine.

Rappelons brièvement la biomécanique des articulations sous-astragaliennne et médio-tarsienne car elles représentent un élément essentiel des analyses biométriques et cinématiques évoquées dans ce travail. Ce sont par ailleurs des éléments clés sur lesquels nous agissons lors de la confection de semelles fonctionnelles. Le détail de la mobilité du 1^{er} rayon entre dans cette même logique.

Définition de la pro-supination :

« Tout mouvement autour de l'axe de l'articulation sous-astragaliennne, de l'axe longitudinal ou de l'axe transversal des articulations médio-tarsiennes (astragalo-scaphoïdienne et calcaneo-cuboïdienne) est décrit par les termes de pronation et supination.

La pronation autour d'un ou plusieurs de ces trois axes se définit comme un mouvement d'éversion, de dorsiflexion et d'abduction de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied.

La supination autour d'un de ces trois axes se définit comme un mouvement d'inversion, de plantiflexion et d'adduction de l'avant-pied par rapport à l'arrière-pied. » (R.D .

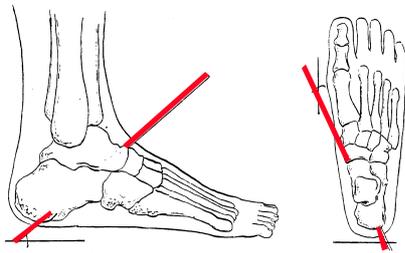
Philipps,DPM,)².

¹ **Bourgeois M.** Travaux pratiques sciences biomédicales :Biomécanique, Physiologie musculaire, Biométrie et Statistiques.HELB-IP,2002-2003

² **Philipps RD.**Controversies and Challenges to current concepts of clinical biomechanics. 6th annual JH Weed Advanced Biomechanics Seminar, Palm Spring, California. March 2000.

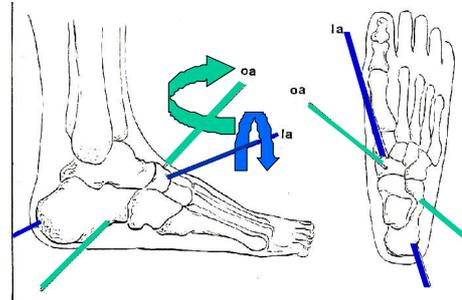
Axes de mouvements

Sous-astragaliennne



Henke, 1865
 Manter, 1941
 Inmann, 1976 ...

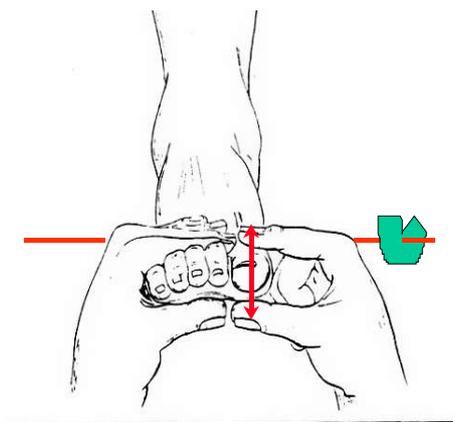
Médio-tarsienne



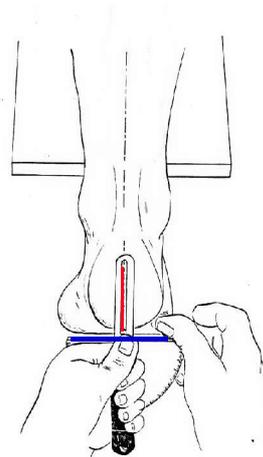
Normal and
 abnormal
 function of the
 foot
 ROOT, DPM

Les schémas ci-dessous reprennent succinctement les techniques de mesure de la dorsiflexion et de la plantiflexion du 1^{er} rayon ainsi que la mesure du rapport de l'avant-pied avec l'arrière-pied. En position neutre telle que définie par Root[†]

Premier rayon



Avant-arrière-pied



Root, 1977

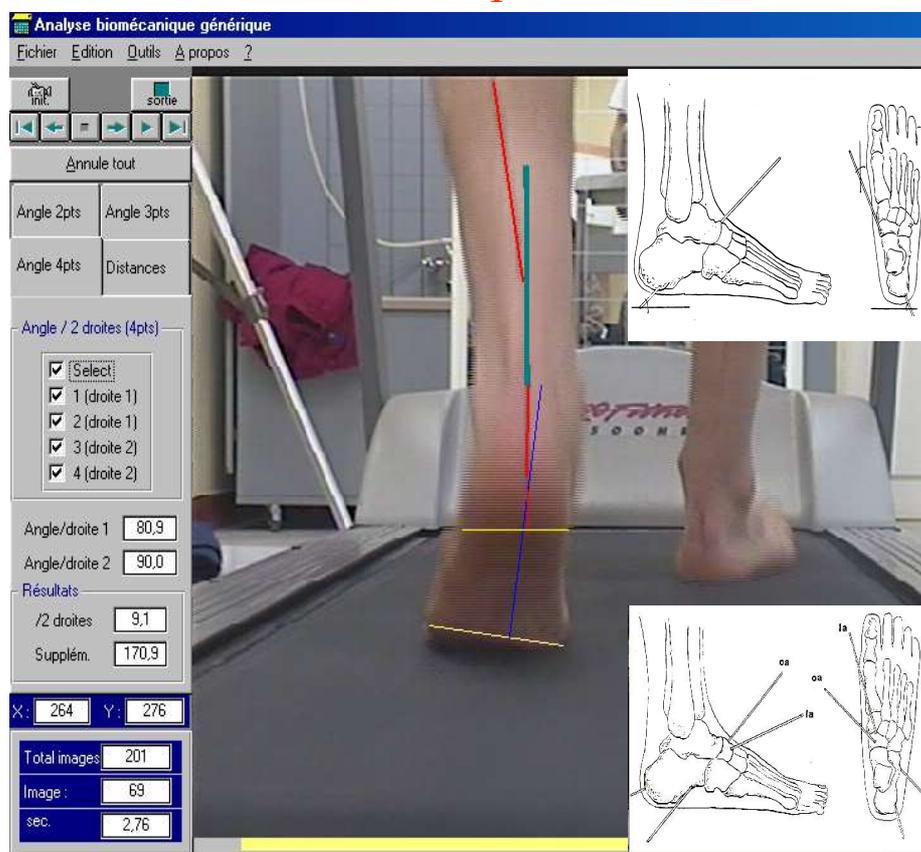
[†] Root M & al. Normal and abnormal functions of the foot, Clin Biomechanics corp. Vol I. 1977.

Tous les patients ont été filmé simultanément de face et de dos, mais pour notre étude, nous n'avons retenu que les images prises de dos dans un plan frontal. Les analyses furent réalisées sur tapis roulant.

Le calcul d'angles réalisé dans ce travail est largement repris dans la littérature^{mp} et ne montre pas de distorsions importantes par rapport aux mesures tridimensionnelles réalisées avec des systèmes beaucoup plus coûteux tels que Vicon[©] ou Elite^{©mp2}

D'autre part, une vue postérieure permet d'apprécier le positionnement des articulations sous-astragalienne et médio-tarsienne en phase de propulsion telle que le montre l'exemple suivant :

Propulsion



Axes :

Ss-astrag.

Méd-tars.

LAMTJ

^{mp} **McPoil TG, Cornwall MW.** The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. J Orthop Sports Phys Ther. 1996;**24**:309-314

^{mp2} **M.W. Cornwall, T.G. McPoil.** Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. Clin Biomechanics. 1995 : **10** (1), 36-40

3.2.3. Analyse de la posture sur plate-forme de forces

La mesure de rapport de poids entre l'avant-pied et l'arrière-pied fut réalisée au moyen d'une plate-forme de forces de type Winpodo© comportant 1024 capteurs résistifs calibrés entre 0.05 et 3 kg/cm².

Aucune attitude standardisée ne fut demandée aux personnes analysées; et ce, afin de prendre en compte leur réelle posture et non une attitude artificiellement forcée en fonction des contraintes d'expérimentations. Les empreintes retenues représentent un moyennage réalisé sur 10 mesures successives pendant 10 secondes.

Exemple de résultat obtenu sur plate-forme de forces :



3.2.4. Analyse électromyographique (EMG) couplée à une étude cinématique 3D de la marche

Un système ELITE© de la société BTS comportant 2 caméras infra-rouge avec fréquence d'acquisition de 200Hz, couplé à un système d'électromyographie à 8 canaux fonctionnant par télémétrie a été utilisé (fréquence d'acquisition : 2000 Hz).

12 patients lombalgiques ont ainsi pu être enregistrés lors de la marche au laboratoire de biomécanique du mouvement de l'Université Libre de Bruxelles.

Le protocole d'analyse fut le suivant :

Les patients ont été testés pieds nus, dans un premier temps, et avec chaussures contenant leurs semelles fonctionnelles dans un second temps.

3.2.4.1. Critères temporels.

Afin de pouvoir définir les patterns temporels de la marche, il a fallu définir, sur base des accélérations calculées par le logiciel, les instants précis d'attaque talon (HS), de contact du 5^{ème} métatarsien (M5S), du décollement du talon (HO), du décollement du 5^{ème} métatarsien (M5O) et du début mécanique de la propulsion .

Le tableau ci-dessous reprend la méthodologie envisagée.

Définition des critères d'analyse :

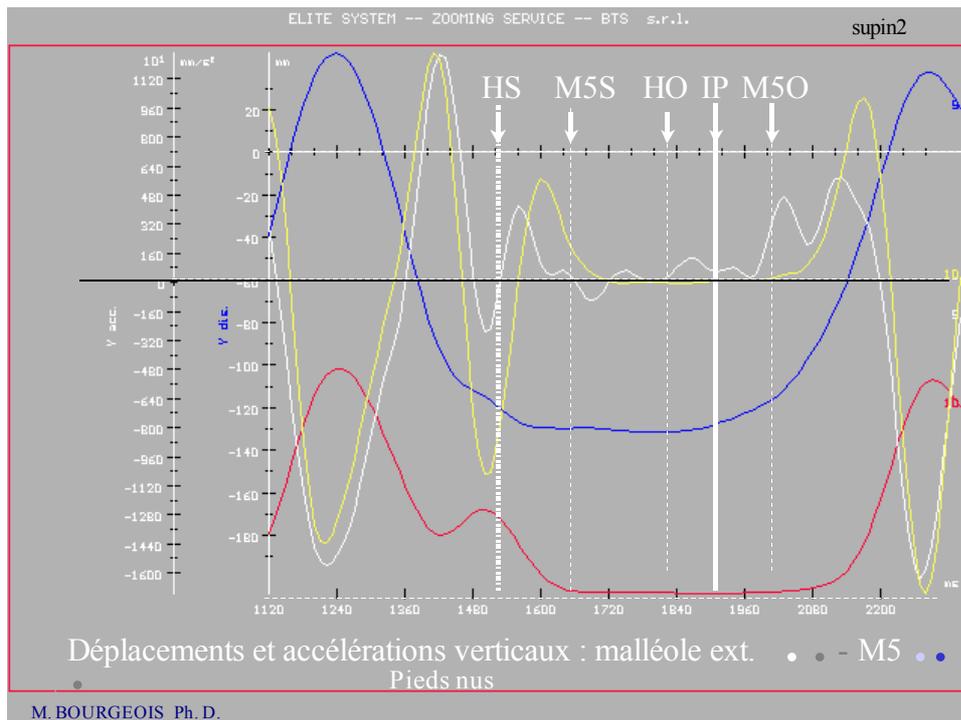
1 . Temporels : évènements

Matériel : système «ELITE»

	ms.	%	durée	%
<ul style="list-style-type: none"> • HS (acc_y mall.ext.) * • M5S (M5_y) • HO (acc_y mall.ext.) • M5O (acc_y M5) 		0		
<ul style="list-style-type: none"> • I.P.(acc_y Poignet) 		100		
		{74-79}		

* HS = 30 ms avant « H reflex » sur J.I. et J.P.

Un exemple graphique de mesures est donné ci-après :



3.2.4.2. Electromyographie

13 muscles ont été investigués durant la marche de ces patients ; et ce en plusieurs prises de mesures différentes, étant donné le nombre limité de canaux disponibles.

Un calcul statistique d'intercorrélations événementielles a été réalisé sur différents groupes musculaires afin de définir des modifications de patterns dans les activités EMG et principalement des différences de synergies consécutives au port de semelles.

E.M.G.	• 8 canaux - télémétrie (ELITE)
<ul style="list-style-type: none">• biceps femoris• semimembranosus• rectus femoris• vastus lateralis• vastus medialis• adductor magnus• gluteus maxumus• tensor f.l.	<ul style="list-style-type: none">• tibialis anterior• gastrocnemius med .• gastrocnemius lat.• peroneus longus• tibialis posterior
<ul style="list-style-type: none">• Intercorrélations événementielles<ul style="list-style-type: none">• ensemble du temps de contact• [phase - 100 ms / phase + 100 ms]	

Etant donné la complexité mathématique de ces expériences, seules les conclusions seront présentées dans ce travail.

L'objectif final de cette analyse électromyographique consiste à savoir si le port de semelle peut avoir un effet neurologique, à la fois sur les boucles réflexes (stretch reflex) et sur les boucles à longue latence corticales et sous-corticales (long loops), tel que proposé dans le diagramme de fonctionnement du complexe lombo-pelvien au chapitre précédent.

3.3. Résultats

3.3.1. Les mesures biométriques

Les résultats ci-après seront présentés sous forme de graphiques.

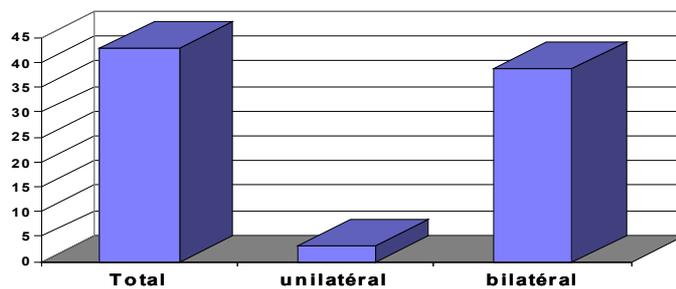
3.3.1.1 Les tests spécifiques de souplesse musculaires :

1.Psoas

Rétraction des Psoas(N = 201)

Conclusion : 23 % des cas

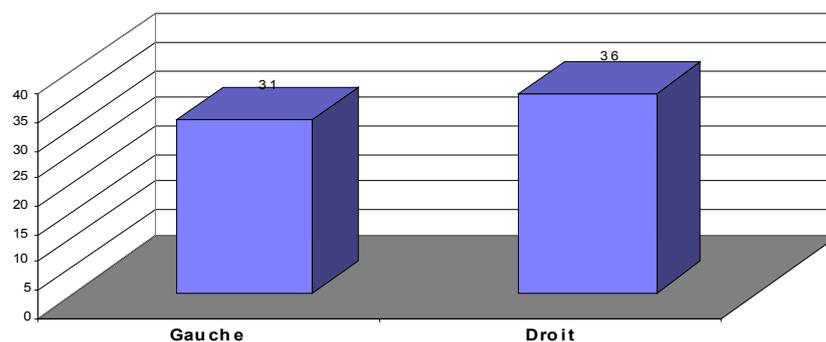
> 20° de déficit



2.Quadriceps

Rétractions des Quadriceps (N = 201)

Conclusions : 15% et 17%

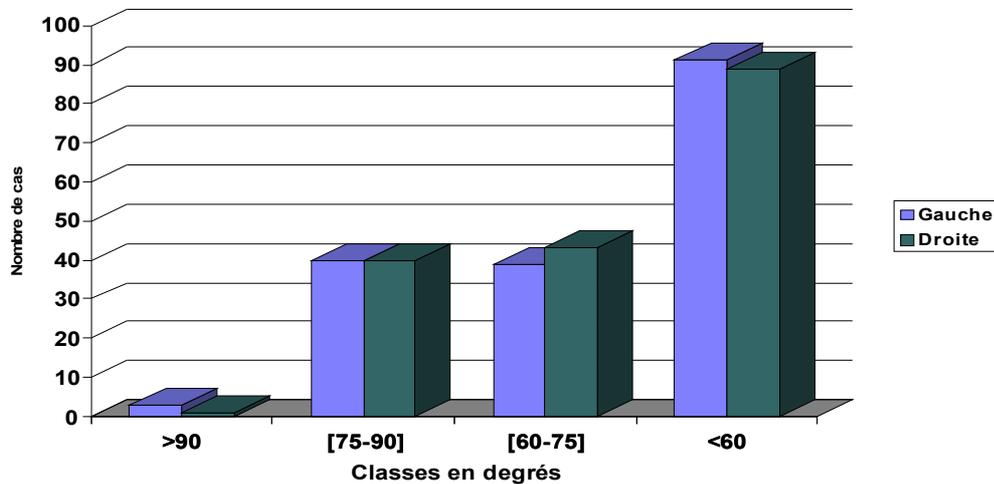


Peu de rétractions des quadriceps sont constatées dans cette population et, lorsqu'elles existent, elles sont bilatérales.

3. Ischio-jambiers (N = 200)

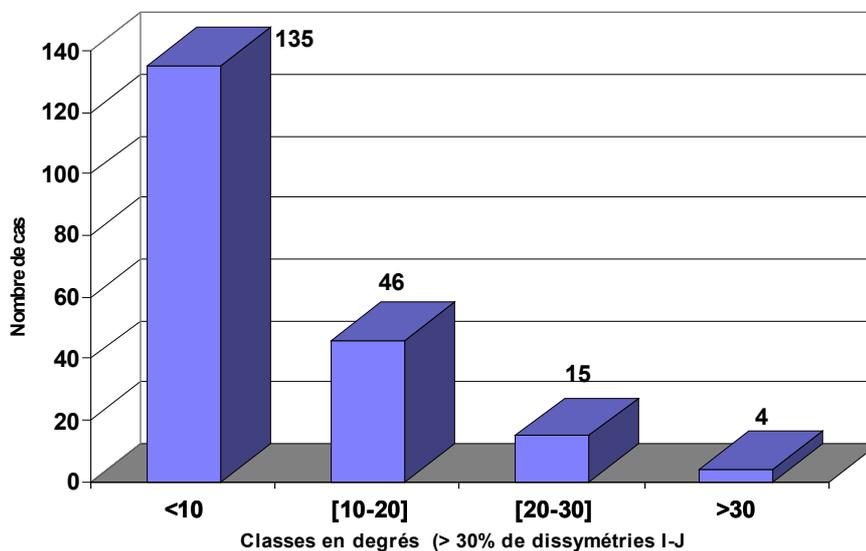
Déficit de souplesse des ischio-jambiers (128 G / 130 D)

Conclusion : 65 % < 75°



Dissymétrie de tonus des Ischio-Jambiers

Conclusion : > 30% de dissymétries des I-J

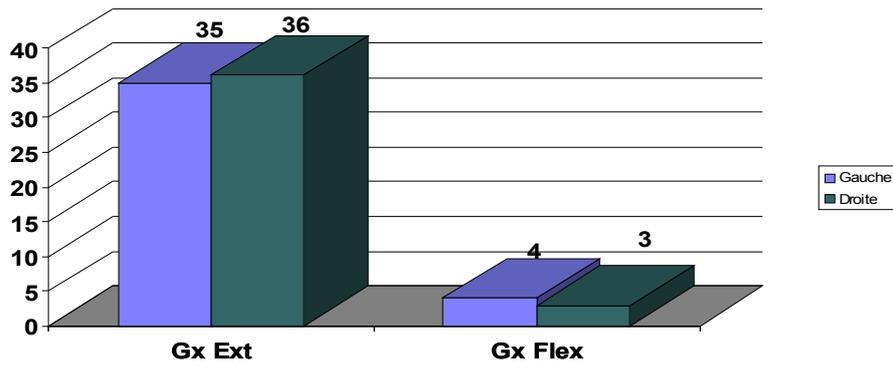


Au niveau des ischio-jambiers, nous retrouvons une population fortement rétractée ; et ce, de manière dissymétrique dans 30% des cas.

4. Triceps

Tibio-tarsiennes : Déficits de flexion

Conclusion : rétraction des gastrocnemii (18%)



2. Les tests de mobilité articulaire ou de positionnement osseux portant sur :

2.1 Rotations de hanche (en flexion et en extension)

Couché dorsal, hanches en flexion :

		Rotation EXT	Rotation INT	Différence	T test G/Dr
Hanche droite	Moyenne	54.6	42.2	12.4	***
	Ecart-type	16.4	18.8		
Hanche gauche	Moyenne	53.4	42.3	11.1	***
	Ecart-type	16.4	18.5		

Couché dorsal, hanches en extension :

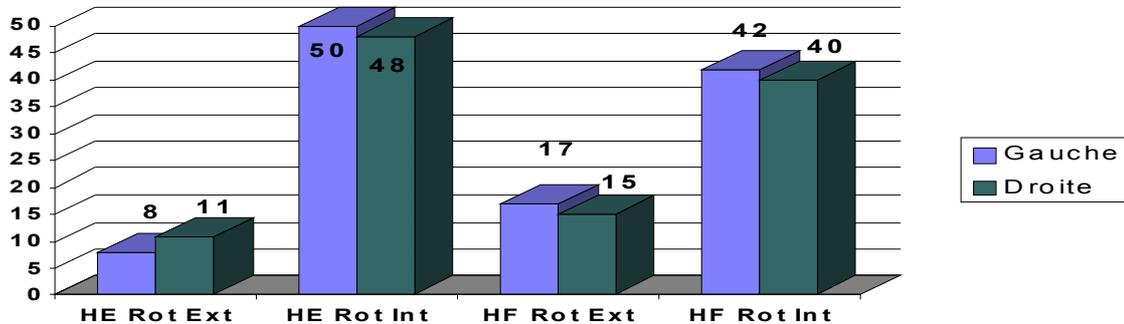
		Rotation EXT	Rotation INT	Différence	T test G/Dr
Hanche droite	Moyenne	52.5	41.0	11.5	***
	Ecart-type	12.5	13.0		
Hanche gauche	Moyenne	54.1	40.6	11.1	***
	Ecart-type	13.4	11.9		

Les valeurs normales de la littérature donnent :

	Rotation externe	Rotation interne
Hanches en flexion, genoux fléchi	40	30
Hanches en extension, Genoux en extension	60	60

Pour le calcul des déficits, nous avons pris en considération des valeurs beaucoup plus basses, en raison de l'hétérogénéité des patients.

Déficits de rotations de hanches (N = 124)



$<40^\circ$

$<30^\circ$

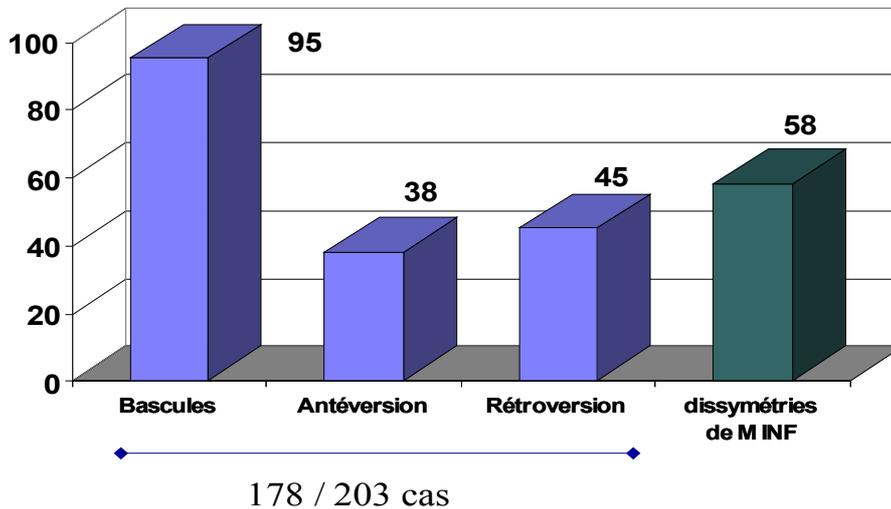
$<40^\circ$

$<30^\circ$

Le déficit en rotation interne touche 40% des patients, hanches en extension, et 34% des patients dans les mesures faites les hanches en flexion.

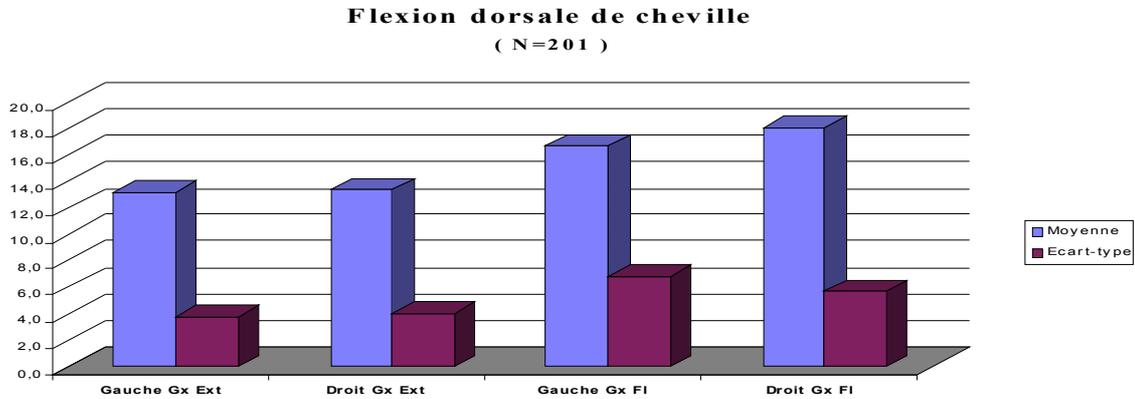
2.2 Statique générale

Bassin et membres inférieurs



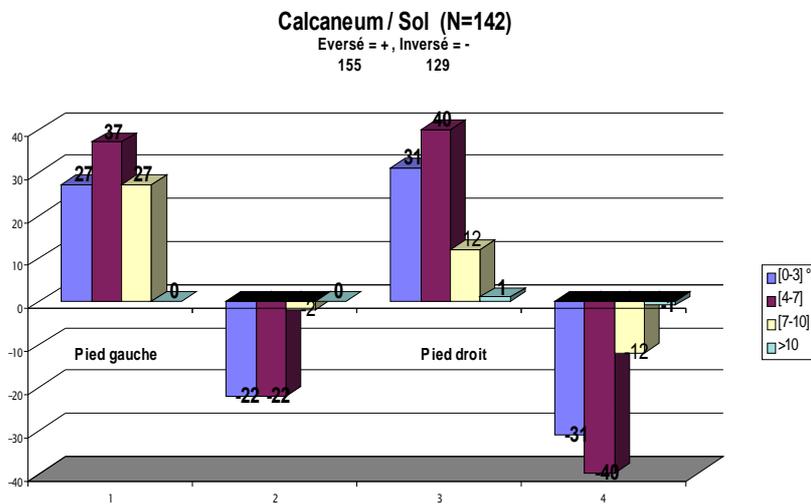
Nous avons constaté que dans 178 cas (88%) le bassin présentait un mauvais positionnement susceptible de compromettre l'équilibre du fascia thoraco-lombaire.

2.3 Tibio-tarsienne



Dans la population testée, nous retrouvons peu de réels déficits en flexion dorsale :
Gauche : 23 cas inférieurs à 10° de flexion dorsale de cheville, genou en extension, soit 11%
Droite : 19 cas inférieurs à 10° de flexion dorsale de cheville, genou en extension, soit 9% de la population testée.

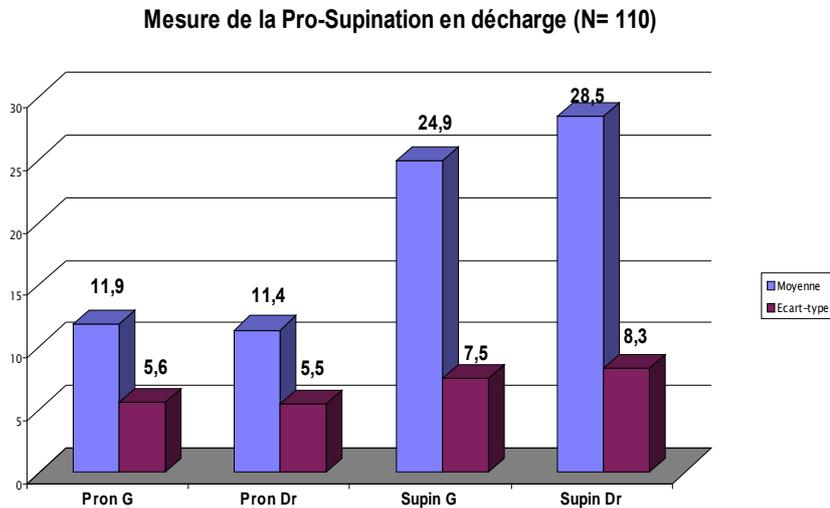
2.4 Calcaneum/sol



Nous constatons très clairement l'existence de deux types de populations quant au positionnement du calcaneum par rapport au sol en charge.
 La moyenne globale (somme des pieds gauches et droits) est de 5.6° d'éversion, mais l'écart-type est de 4.6°, montant par là même une grande variabilité dans les mesures. La moyenne est donc principalement influencée par les 27 pieds gauches fortement éversés (soit 19% de la population (N=142)). 15 personnes ne présentent pas d'éversion prononcée bilatéralement. Est-ce une réalité ou tout simplement des artéfacts liés à l'imprécision des mesures ?

La somme des pieds gauches éversés est beaucoup plus faible qu'à droite : 64 contre 90, l'inverse étant recensé à droite : 46 inversions gauches pour 87 à droite.

2.5 Sous-astragalienne et médio-tarsienne : mesure de la pro-supination



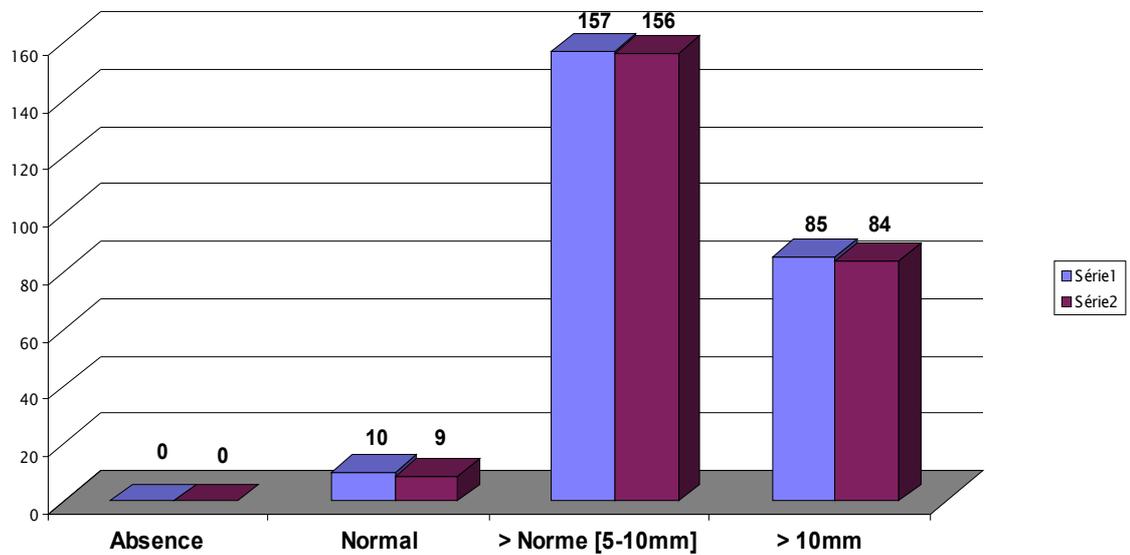
Les valeurs moyennes acceptées dans la littérature donnent 10° de pronation pour 20° de supination^r. Mc Poil^{mp} donne un rapport de 2.5 , soit respectivement 10° et 25°. En moyenne, la distribution trouvée dans ce travail semble correspondre aux normes acceptées.

^r **Root M & al.** Normal and abnormal functions of the foot, Clin Biomechanics corp. Vol I. 1977.

^{mp} **McPoil T, Cornwall MW**, Relationship between neutral subtalar joint position and pattern of rearfoot motion during walking. Foot & Ankle, 1994. 15:141-145

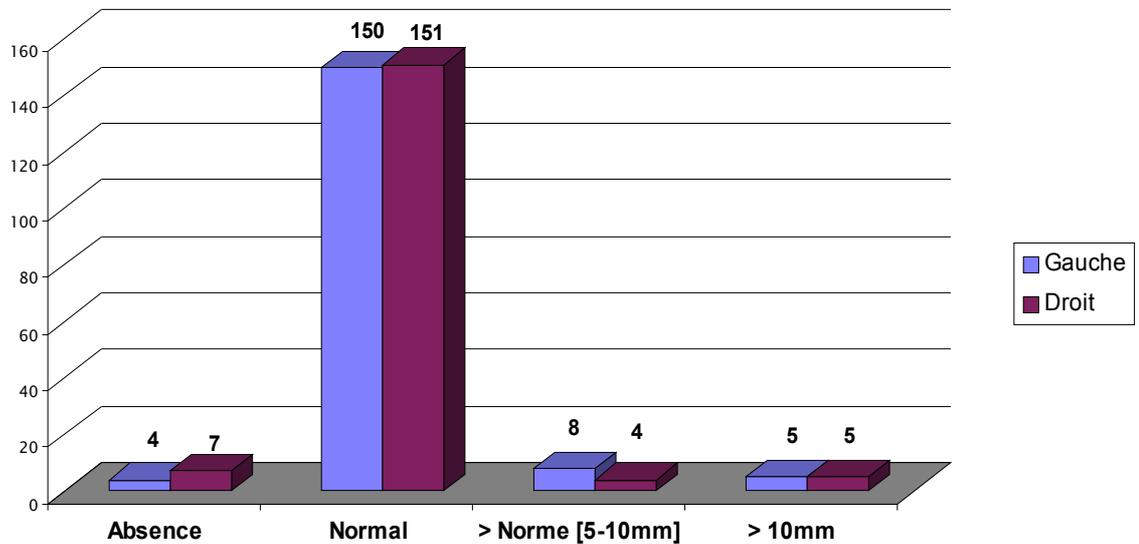
2.6 1^{er} rayon

Dorsiflexion du 1er rayon (N=167)



L'hypermobilité en dorsiflexion se retrouve chez 94% des patients; et ceci aux deux pieds.

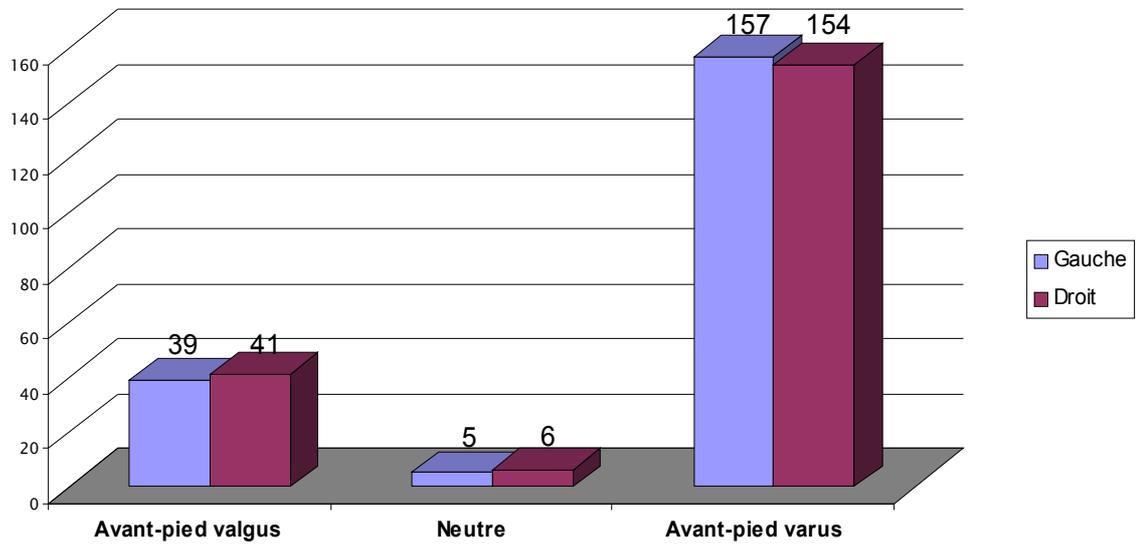
Plantiflexion du 1er rayon (N=167)



La plantiflexion est normale dans dans 90% des cas; et ce, de manière bilatérale.

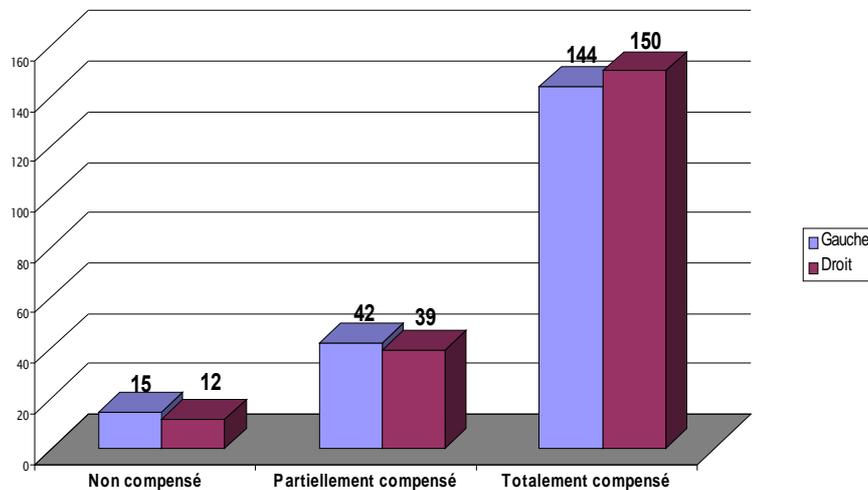
2.7 Rapport avant-pied / arrière-pied

Rapport avant-pied/arrière-pied (N=201)



78% des patients, en moyenne, présentent un avant-pied varus contre 19% en valgus

Compensation de l'avant-pied (N=201)

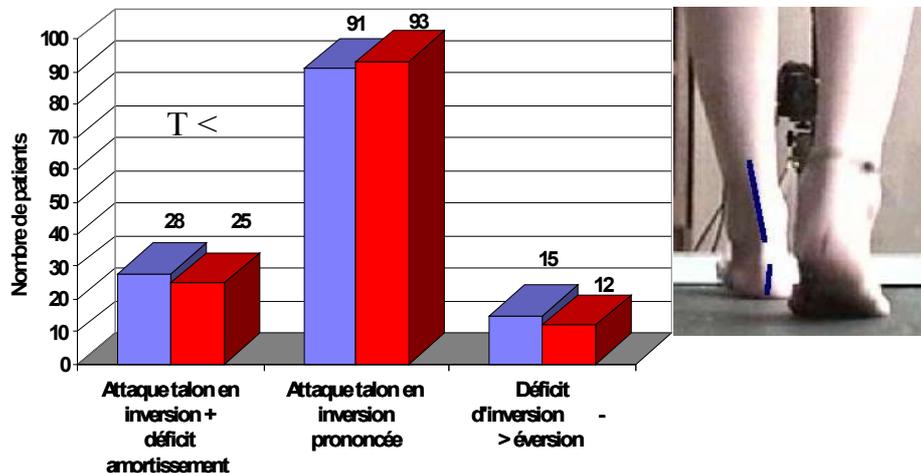


L'arrière-pied est totalement compensé dans 21% des cas, partiellement compensé dans 72% des cas et non compensé dans 7% des cas.

3.3.2. Analyse cinématique des phases de la marche : examen vidéo

Marche : Phase d'amortissement - pied gauche / pied droit

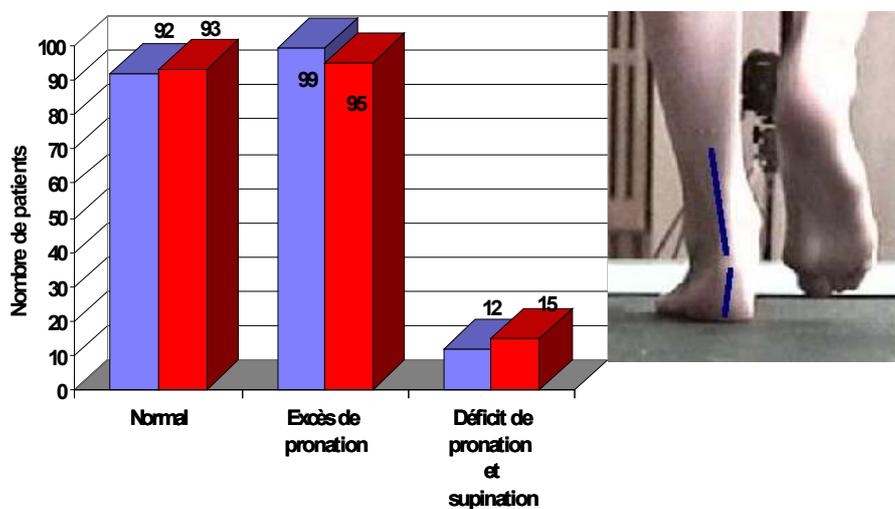
Dysfonctionnement : 134 / 201 cas (66.6%)



Contrairement à la marche des pronateurs « classiques » telle que le montre la photo du graphe ci-dessus, chez qui l'éversion est classique durant la phase d'amortissement, l'excès d'inversion à l'attaque du talon est au contraire très fréquente dans la population de lombalgiques testée dans cette étude. De plus, nous constatons un manque d'amortissement par raccourcissement de cette phase et ceci se retrouve dans 13% des cas en moyenne, les deux pieds confondus.

Marche : Phase d'appui - pied gauche / pied droit

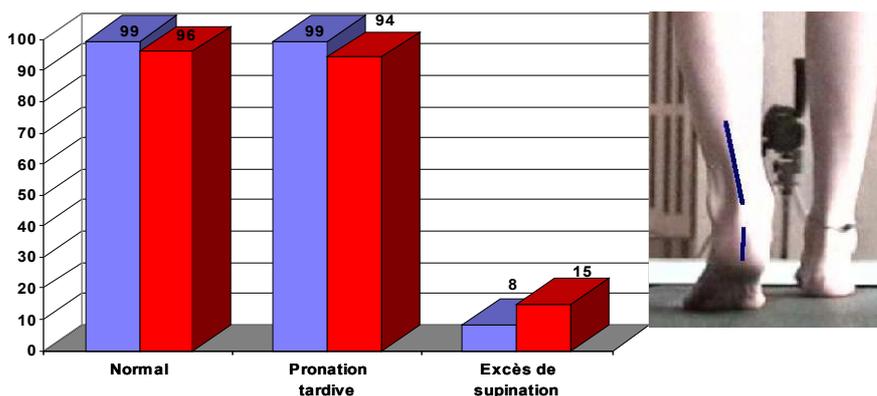
Dysfonctionnement : 111 / 201 cas (55.2%)



Durant la phase d'appui, 50% de la population présente une hyperpronation, en d'autres termes, les amplitudes des mouvements sous-astragaliens et médio-tarsiens sont beaucoup trop importantes, ce qui traduit une instabilité caractéristique de l'arrière-pied dans ces cas là.

Marche : Phase de propulsion - **pied gauche** **pied droit**

Dysfonctionnement : 109 / 201 cas (54.2%)



Lors de la propulsion, près de 50% de la population présente une pronation tardive avec suractivité des muscles de la loge externe parfaitement visible sur les séquences vidéo (saillie du tendon du peroneus longus). Ce sont les mêmes patients qui présentaient déjà une hyperpronation en phase d'appui. Ce pattern est donc fréquent chez les patients qui souffrent du dos.

3.3.3. Analyse de la posture sur plate-forme de forces

A l'examen des répartitions du poids entre l'avant-pied et l'arrière-pied, nous retrouvons les résultats suivants :

	Avant-pied %	Arrière-pied %	Ecart-type %
Gauche	53.88	46.12	6.13
Droit	53.22	46.78	6.61
Total	54.28	45.72	2.44

Cette mesure porte sur 69 cas, toutes les mesures n'ayant pas été conservées avec le temps, lors de changements de bases de données. Peu de ces valeurs avaient été conservées sur papier. Toutefois, la distribution des âges reste très proche de celle de la cohorte totale (N=201). Nous pouvons donc espérer que cet échantillon soit représentatif de l'ensemble.

3.3.4. Activité électromyographique et impact des semelles fonctionnelles sur la marche : ELITE©

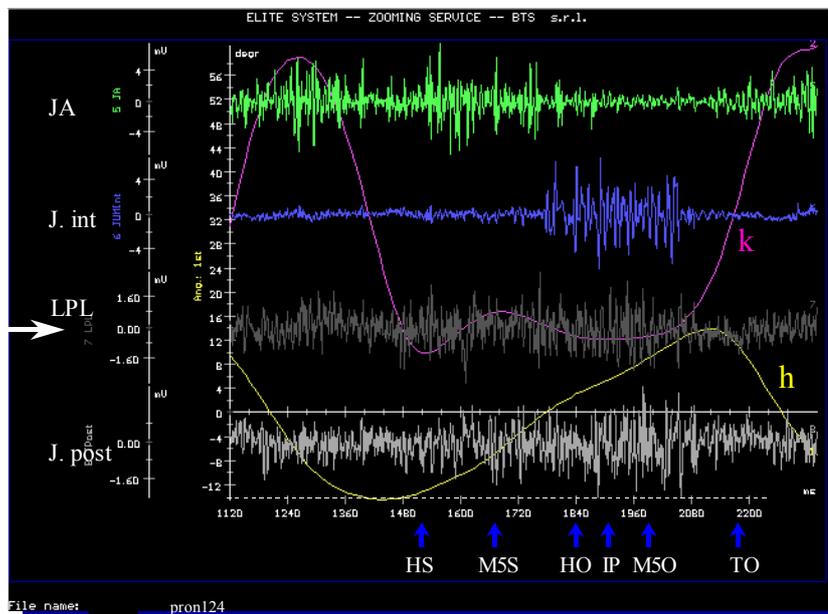
Les mesures ont été effectuées pieds nus, dans un premier temps, avec chaussures et semelles fonctionnelles, dans un second temps.

Nous ne présenterons dans ce travail que les résultats finaux de cette étude électromyographique en relation avec la marche.

Exemple de résultats obtenus à la marche, pieds nus, chez un pronateur tardif.

La cinématique du mouvement est représentée par l'évolution angulaire du genou (k) et de la hanche (h). De même, l'activité EMG de 4 muscles est représentée :

- Tibialis anterior (JA)
- Gastrocnemius medius (J.int)
- Peroneus longus (LPL)
- Tibialis posterior (J.post)

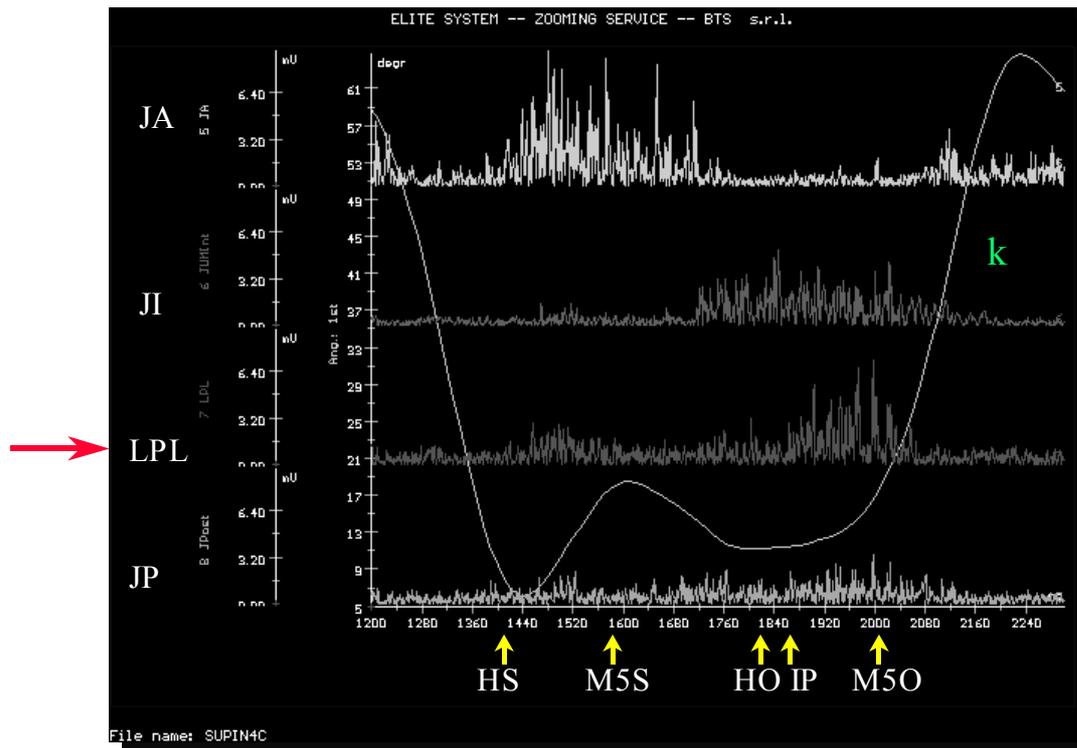


Pronation tardive

Exemple de résultats obtenus chez le même patient hyperpronateur, avec chaussures et semelles.

Dans ce deuxième schéma, les EMG sont redressés afin de mieux percevoir les bouffées réelles d'activité.

Dans cet exemple, choisi pour son aspect didactique, nous voyons clairement les effets de la semelle fonctionnelle sur le peroneus longus. En effet, le tracé du haut (pieds nus) montre une activité tonique de ce muscle toujours en activité. Il n'y a donc pas de phases de repos et de phases d'activité, alors que dans le schéma du bas, nous constatons distinctement une évolution du pattern EMG de ce muscle. Toutefois, il agit encore trop tard puisque son action reste principalement localisée durant la phase propulsive.



Port de semelles fonctionnelles

Les résultats globaux sur 12 patients sont les suivants :

Port de semelles fonctionnelles :

Patterns temporels :

• Pronateurs (10 cas)

- Durée d'amortissement +++ (9/10)
- Décollement talon retardé (8/10)
- Réduction d'instabilité (4/6)
- Propulsion en supination (6/10)

• Supinateurs (2 cas)

- Pas d'effet

Electromyographie :

• Pronateurs

- Amélioration des tracés (7/10)
 - Principalement Peroneus longus & Biceps

• Supinateurs

- Pas de modifications significatives !

3.3.5. Analyse des corrélations entre les paramètres biométriques.

Nous avons repris, dans les tableaux suivants, les corrélations (Bravais-Pearson) qui nous paraissaient les plus pertinentes dans un contexte « classique » de relations mécaniques entre les éléments anatomiques. Ces corrélations ont été réalisées sur un échantillon de 118 personnes.

1. Rotation externe de hanche (en extension) et dorsiflexion du 1er rayon:

	r	p
Gauche	-0.111	NS
Droit	-0.124	NS

2. Rotation externe de hanche (en flexion) et dorsiflexion du 1er rayon:

	r	p
Gauche	-0.091	NS
Droit	-0.085	NS

3. Rotation interne de hanche (en extension) et dorsiflexion du 1er rayon:

	r	p
Gauche	0.209	NS
Droit	0.241	NS

4. Rotation interne de hanche (en flexion) et dorsiflexion du 1er rayon:

	r	p
Gauche	-0.025	NS
Droit	-0.134	NS

5. Déficit de rotations de hanche (mesure en extension) et excès de dorsiflexion du 1^{er} rayon :

	r	p
Gauche	-0.190	NS
Droit	-0.164	NS

6. Déficit de rotations de hanche (mesure en extension) et la position du calcanéum/sol en station debout relâchée

	r	p
Gauche	0.015	NS
Droit	0.042	NS

7. Déficit de rotations de hanche (mesure en extension) et la pronation Max en position neutre :

	r	p
--	----------	----------

Gauche	-0.104	NS
Droit	-0.126	NS

8. Déficit de rotations de hanche (mesure en extension) et la supination Max en position neutre :

	r	p
Gauche	-0.152	* (0.1)
Droit	-0.163	* (0.1)

9. Pronation Max en position neutre et excès de dorsiflexion du 1^{er} rayon :

	r	p
Gauche	0.138	NS
Droit	0.141	NS

10. Supination Max en position neutre et excès de dorsiflexion du 1^{er} rayon :

	r	p
Gauche	0.112	NS
Droit	0.099	NS

3.3.6. Corrélations entre paramètres biométriques (statiques) et l'angle tibio-calcaneen à la marche (N = 99) :

	Amortissement		Appui		Propulsion	
	r	p	r	p	r	p
Hanche Fl. Rot EXT. G	0.026	NS	0.090	NS	0.039	NS
Dr	0.074	NS	0.162	NS	0.091	NS
Hanche Fl. ROT INT G	0.016	NS	-0.018	NS	0.012	NS
Dr	0.026	NS	-0.009	NS	0.047	NS
Hanche EXT. Rot EXT. G	-0.058	NS	0.222	*	0.028	NS
Dr	-0.040	NS	0.199	*	0.057	NS
Hanche EXT. ROT INT G	0.062	NS	0.071	NS	0.043	NS
Dr	0.107	NS	0.008	NS	0.074	NS

Au niveau des rotations de hanches, ce tableau ne nous montre que deux corrélations significatives, elles concerne la relation existant entre l'amplitude de rotation externe de hanches en extension et l'importance de la pro-supination en phase d'appui. Ainsi, la forte rotation externe de hanche s'accompagnera d'une pronation importante en phase d'appui et inversement puisque la corrélation est positive.

	Amortissement		Appui		Propulsion	
	r	p	r	p	r	p
Ischio-jambiers G	-0.162	NS	-0.056	NS	0.043	NS
Dr	-0.071	NS	-0.102	NS	0.074	NS
Tibio-tars. Fl Dors. G	-0.020	NS	0.171	NS	0.008	NS
Dr	-0.088	NS	0.102	NS	0.094	NS
Calcaneum Pron. G	-0.156	NS	0.232	*	-0.127	NS
Dr	-0.172	NS	0.199	*	-0.089	NS
Calcaneum Supin. G	-0.081	NS	0.001	NS	-0.164	NS
Dr	-0.114	NS	0.074	NS	-0.142	NS
Dorsiflexion 1er rayon G	0.013	NS	0.020	NS	0.082	NS
Dr	0.106	NS	0.009	NS	0.112	NS
Calcaneum/sol G	-0.233	*	0.406	***	-0.301	**
Dr	-0.256	**	0.441	***	-0.284	**

Ce tableau nous montre deux corrélations intéressantes qui seront discutées au chapitre suivant :

- L'importance de la pronation du calcanéum, en couché dorsal, et l'amplitude de la pronation en phase d'appui.
- La relation qui existe entre le positionnement du calcanéum en station debout relâchée et l'amplitude de pro-supination dans les 3 phases de la marche.

Concernant la dorsiflexion du 1^{er} rayon, tous les patients (100%) pronateurs tardifs présentent un excès de dorsiflexion à l'examen biométrique. Par contre, l'inverse n'est pas vrai puisque sur 88 patients présentant un excès de dorsiflexion, seulement 67 sont pronateurs tardifs; soit 76%.

Enfin, le seul indice véritablement significatif, dans une comparaison entre l'examen biométrique et la marche se situe au niveau des corrélations entre la position du calcanéum (/sol) et chacune des 3 phases étudiées.

4. Discussions

Nous allons tenter, dans ce chapitre d'apporter des réponses aux questions posées dans ce travail, à la lumière des données expérimentales recueillies, d'une part, et de l'état de l'art en matières de lombalgie et de podologie, d'autre part.

4.1 Existe-t-il chez les sujets lombalgiques des patterns caractéristiques, qu'ils soient biométriques, posturaux ou locomoteurs susceptibles de mettre à mal la mécanique lombo-pelvienne ?

Cette question en amène immédiatement deux autres :

- Notre cohorte expérimentale nous permet-elle d'apporter des éléments significatifs ?
- La méthodologie est-elle adaptée à la question ?

4.1.1 Cohorte expérimentale :

Malgré le caractère incomplet des données recueillies pour chacun des items analysés, nous avons pu travailler sur de grands échantillons statistiques pour chacun d'entre eux. Toutefois, sur le plan biométrique, nous avons exploité des données provenant de dossiers d'examens podologiques. En d'autres termes, les prises de données ne sont pas personnelles. Il n'y a donc pas eu de maîtrise et de contrôle sur celles-ci. Par contre, les analyses des bandes vidéo pour l'étude de la marche ont été refaites spécialement pour ce travail dans le but de, soit reconstituer des données perdues, soit quantifier des informations conservées de manière qualitative dans les dossiers (Pron+, supin -, ...).

Nous avons ainsi réussi à travailler qualitativement sur 201 cas et quantitativement sur 99 d'entre eux pour les examens vidéo.

Pour l'ensemble des données, nous avons systématiquement considéré comme facteurs d'exclusion les situations suivantes :

- Absence de données chez un patient :
 - Valeur biométrique (quelle qu'elle soit)
 - Empreintes sur plate-forme de forces (changement de bases de données, changement de logiciel...)
 - Séquences vidéo absentes
- Données illisibles ou suspects
- Examens incomplets en fonction des capacités du patient (difficulté de marche sur tapis roulant, par exemple).

1. Méthodologie :

Les examens biométriques des patients, en cabinet, ont tous été effectués selon les règles enseignées au sein de la section podologie de l'ISCAM – HELB. Le podologue qui a effectué les examens cliniques est par ailleurs maître de stage dans notre établissement et peut justifier d'une longue expérience professionnelle. La méthodologie utilisée est suffisamment décrite dans la littérature pour que nous puissions la considérer comme « validée ».

En matière d'analyse vidéo, deux problèmes de fond se posent :

- La marche sur tapis roulant peut-elle être validée ?
- L'analyse bidimensionnelle (2D) dans un plan frontale est-elle suffisamment précise et quels sont les risques d'erreurs ?

La question du tapis roulant est récurrente. Dans une importante revue de la littérature d'une part, et une étude vidéo expérimentale, d'autre part, Lemke^{le} concluait que tous les tests de Student montraient qu'il n'y avait aucune différence significative entre les deux conditions expérimentales de marche sur le sol ou sur tapis roulant. Rappelons qu'il s'agissait bien de paramètres quantifiables sur base d'examen vidéo. Dans nos travaux, nous avons par ailleurs rejeté tous les examens pour lesquels les patients ne s'habituait pas à la marche sur tapis roulant.

Notons également qu'à chaque examen, le patient marche durant plusieurs minutes avant d'être enregistré.

La relation entre les analyses 2D et 3D a également déjà fait couler beaucoup d'encre et nombreux sont les travaux qui traitent de ce problème. Cornwall^{co} concluait qu'il n'y avait pas de différences significatives entre les deux méthodes durant la phase de contact au sol. Notre expérience personnelle sur le système ELITE© nous montre qu'il faut au minimum 5 caméras pour ne pas « perdre » de points de repères anatomiques lors de l'analyse de la marche. En deçà de cette redondance d'informations, l'analyse tridimensionnelle apporte plus d'artefacts que de précision. Les systèmes d'analyse 3D demandent des logiciels de photogrammétrie capables de gérer des systèmes matriciels de 20 équations à 12 inconnues pour gérer la méthode DLT (Direct Linear Transformation)^b et requièrent pour cela des méthodes de calibrage d'une rigueur absolue. D'autre part, l'analyse 3D est impensable en cabinet privé.

2. Les résultats biométriques :

1. Une première constatation s'impose à l'analyse des résultats biométriques. 88% des patients lombalgiques, dans cette étude, présentent des déséquilibres du bassin :

- 48% présentent une bascule (gauche ou droite)
- 19% sont en antéversion de bassin
- 23% en rétroversion de bassin

Ces chiffres, à eux seuls, permettent de penser que le fascia thoraco-lombaire ne pourra être sollicité correctement.

2. Une deuxième constatation importante quant à l'exploitation des structures ligamentaires postérieures lombaires réside dans le nombre de rétractions, souvent dissymétriques, des muscles ischio-jambiers. 80% des patients rétroversés, dans cette étude, présentent des rétractions des I-J.

L'hypothèse de sursollicitations des grands ligaments sacro-sciatiques et leurs conséquences, tant sur les articulations sacro-iliaques que sur le fascia thoraco-lombaire semblent globalement se confirmer.

3. Globalement, l'analyse des rétractions musculaire dans cette cohorte ressemble banalement à ce que l'on peut retrouver dans n'importe quelle population témoin constituée de différents

^{le} Lemke K, Cornwall MW, McPoil TG, Schuit D, Comparison of rearfoot motion in overground versus treadmill walking, Journal of the American Podiatric Medical Association. 1995, **85**:243-248.

^{co} Cornwall MW and McPoil TG: Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. Clinical Biomechanics. 1995, **10**: 36-40

^b Bourgeois M. Méthode d'acquisition de données cinématiques tri-dimensionnelles en biomécanique, J. Français de Biophysique et de Médecine Nucléaire, 1982. 411-422.

groupes d'âges. Ceci nous conforte dans l'idée que tout individu est un patient à risque sur le plan des lombalgies. Une action préventive essentielle passe donc par les assouplissements, et ce, dans toute la population.

4. Les hanches sont souvent considérées comme un carrefour important dans l'équilibre postural, mais aussi à la marche. L'étude de leurs rotations et leurs incidence sur d'autres paramètres biométriques nous paraît donc essentielle.

Dans ce contexte, 40% des patients présentent un déficit en rotation interne, hanches en extension, 34% des patients présentent ce déficit dans la mesure faite les hanches en flexion. Le point d'équilibre de ces patients devraient donc se situer en rotation externe (balance de tonicité musculaire à zéro). Dans ce cas, une hypothèse séduisante serait de considérer, à la marche, une ouverture de pas plus importante que la normale (15°) incitant le pied à partir en excès de pronation, ce qui induirait une hypermobilité du 1^{er} rayon en dorsiflexion.

Les analyses de corrélations entre les rotations de hanche et le 1^{er} rayon sont toutes non significatives. **Il n'y a donc aucun lien entre les maxima d'amplitudes de mobilités de rotations de hanche et le 1^{er} rayon.**

5. Nous n'avons, par ailleurs, trouvé aucune corrélation significative entre les paramètres biométriques étudiés dans ce travail. Ainsi, il n'existe aucune corrélation entre la pronation Max calculée au départ de la position neutre, en décharge, et un excès de dorsiflexion du 1^{er} rayon. Si l'existence d'une relation existe, celle-ci n'est pas quantitative.

3. Corrélation entre les paramètres biométriques (mesures statiques) et l'évolution de l'angle tibio-calcaneen à la marche :

1. Les rotateurs de hanches

Nous retrouvons une corrélation positive significative entre l'amplitude Max de rotation externe de hanches (test réalisé les hanches en extension) et l'amplitude de l'angle tibio-calcaneen calculé en phase d'appui. Bien que les chiffres de corrélation soient faibles : $r = 0.222$ ($p < 0.05$)(G) et 0.199 ($p < 0.05$)(Dr), ils marquent cependant le lien qui existe entre un excès de pronation durant la phase d'appui et la capacité de rotation externe de hanche. Par contre, la rotation externe Max de hanche n'a pas de valeur prédictive en matière de pronation tardive en phase de propulsion.

2. La souplesse musculaire.

Aucune mesure de souplesse (ou de raideur) musculaire n'a montré de valeurs prédictives pour déceler un mouvement de l'arrière-pied lors de la marche. Nous aurions pu imaginer une influence des ischio-jambiers sur les paramètres de marche, en termes quantitatifs, mais rien n'apparaît comme significatif.

Toutefois, si l'on ne s'attache pas aux amplitudes mesurées mais que l'on regarde si il y a rétraction ou non, l'analyse devient toute autre.

Ainsi, pour les ischio-jambiers, nous retrouvons les relations suivantes :

En phase d'appui : Déficit de souplesse des I-J : 57 patients
Hyperpronateurs : 34 patients

Patient combinant les deux : 19 soit 20% de la population testée.

Ce résultat explique, partiellement du moins, la faiblesse de la corrélation entre ces deux paramètres.

En phase de propulsion : Déficit des I-J identique soit : 57 patients
Pronateurs : 67 patients sur 99
Patient combinant les deux : 43 soit 43% de la population testée.

De plus, 75% des patients présentant une pronation tardive ont un déficit de souplesse des ischio-jambiers. Chez ces patients, le lien entre le pied et le bassin semble évident.

Ce point met clairement en évidence que présence de rétraction et amplitude de rétraction constituent des paramètres fort différents.

3. La mobilité de l'articulation tibio-tarsienne.

Les mobilités de l'articulation tibio-tarsienne ne constituent pas non plus un indice de prédiction de la mobilité de l'arrière-pied lors de la marche.

4. La mobilité du calcanéum en position neutre.

Une corrélation positive significative ($p < 0.05$) existe entre la mesure de pronation Max en décharge et la pronation en phase d'appui à la marche. Cette corrélation est bilatérale malgré les nombreuses dissymétries rencontrées dans notre cohorte de patients. Ce résultat est d'autant plus surprenant que les valeurs mesurées dans la population testée sont dans la norme « standard » de la littérature. Il faut également ajouter que les coefficients calculés restent faibles ($r = 0.232$ G et 0.199 Dr).

5. Dorsiflexion du 1^{er} rayon.

Aucune corrélation n'a pu être mise en évidence sur ce paramètre par rapport aux phases de la marche. En d'autres termes, l'excès de dorsiflexion mesurée lors d'un examen biométrique n'a pas, quantitativement, de valeur prédictive d'un hyperpronation ou d'une pronation tardive à la marche.

Toutefois, rappelons que tous les patients (100%) pronateurs tardifs en phase de propulsion, dans notre étude, présentent un excès de dorsiflexion à l'examen statique. Par contre, l'inverse n'est pas vrai puisque sur 88 patients présentant un excès de dorsiflexion, seulement 67 sont pronateurs tardifs, soit 76%.

L'ensemble de ces cinq points montre, à l'évidence, que les mesures réalisées lors de l'examen biométrique ne peuvent pas laisser préjuger des amplitudes de mouvements de l'arrière-pied durant la marche. Si une tendance qualitative se dessine, elle n'a aucune valeur de prédiction quantitative.

6. La mesure calcanéum/sol en position relâchée

Il s'agit, nous l'avons vu, de la seule corrélation significative durant les trois phases de la marche.

Ce résultat est par ailleurs confirmé par la littérature. En effet, Hunt^h a trouvé une corrélation ($r = 0.46$) entre cet indice et la pronation maximale durant la marche chez 19 étudiants volontaires, McPoil^{mp} annonce une corrélation entre ces mêmes données ($r = 0.289$) sur une population de 27 sportifs. Il ne s'agit donc pas d'une corrélation spécifique à notre population mais bien un pattern qui semble généralisé.

Une forte éversion calcanéenne sera donc synonyme de pronation importante durant la phase d'appui ($r = 0.406$, $p > 0.001$). Par contre, si une corrélation négative existe en phase d'amortissement est compréhensible, une corrélation négative en phase de propulsion reste, pour nous un mystère. En effet, nous obtenons 54% de pronateurs tardifs sur l'ensemble de la cohorte (201 personnes) et 67% sur l'échantillon de 99 patients. Il apparaît donc surprenant de retrouver une corrélation négative en phase de propulsion alors que la majorité des calcanei sont en position éversés.

4. Analyse cinématique des phases de la marche

De nombreuses données de l'analyse cinématique confortent l'hypothèse de Gracovetsky du « spinal engine » guidé par les membres inférieurs, ou plus exactement, elles ne l'infirmes pas. En effet, 66% des patients présentent un dysfonctionnement durant la phase d'amortissement :

- soit par déficit d'amortissement (temps d'amortissement trop court), avec comme conséquence une onde de choc trop importante à supporter ; ce qui va engendrer, par réaction de défense, des spasmes musculaires importants de la part des érecteurs de la colonne
- soit par une attaque du talon en inversion prononcée qui induira une instabilité de l'arrière-pied. Celle-ci a pour conséquence une réponse réflexe tonique de l'ensemble des groupes musculaires de la jambe qui détruit le pattern temporel d'activité musculaire normal.

En phase d'appui, 54% de l'ensemble de la cohorte ($N=201$) présente une hyperpronation. Celle-ci met en évidence une instabilité caractéristique de l'arrière-pied. Cette instabilité en phase d'appui ne favorisera certainement pas une stabilité du bassin durant cette période. De plus, Winter^w a mis en évidence le fait que cette hyperpronation résultait souvent d'un manque d'activité des abducteurs de hanches, dont le tensor fascia lata qui, lui aussi vient renforcer les insertions du gluteus maximus sur le fascia thoraco-lombaire.

En phase de propulsion, nous l'avons vu, 54% de patients sont pronateurs tardifs. Cette situation risque d'engendrer une suractivité des muscles de la loge externe, et principalement le peroneus longus qui, par voie réflexe provoquera le maintien sous tension du biceps, empêchant, par là-même, une antéversion de l'hémi-bassin correspondant.

^h **Hunt A, Fahey A, Smith R.** Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2000, **46**:9-16.

^{mp} **McPoil TG, Cornwall MW.** The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;**24**:309-314

^w **Winter DA:** *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological.* (2nd ed.) Waterloo: University of Waterloo Press. (1991)

5. Analyse de la posture sur plate-forme de force.

La posture en station debout chez les patients lombalgique présente une caractéristique très nette de chute antérieure de l'axe de gravité ; et ce, dans 97.1 % des cas. Cette chute antérieure témoigne d'une tonicité des haubans musculaires postérieurs importante (Triceps, Ischio-jambiers, gluteus maximus ...).

Des travaux précédents sur une population asymptomatique de 68 étudiants (Bourgeois & al.)^b d'âge moyen : 21.4 ± 1.9 , avaient donné les résultats suivants :

Rapport avant-pied / arrière-pied : $49.87\% \pm 2.54$.

Ces travaux nous avaient également amenés aux conclusions suivantes, sur base de 113 paramètres biométriques analysés :

1. Quelles que soient les attitudes morphostatiques des personnes étudiées, il apparaît qu'une stratégie d'équilibration commune à tous a pu être mise en évidence et qui vise à positionner l'axe de gravité de manière identique. Il s'agirait là d'un « pattern » caractéristique dans la population étudiée. Rappelons qu'il s'agit d'une population saine à priori.

2. L'absence de corrélations significatives entre les différents paramètres biométriques analysés et la position de l'axe de gravité apparaît comme un corollaire à la première conclusion. En effet, si la position du centre de gravité semble constituer un « pattern » stable, l'ensemble des autres paramètres fluctuants ne peut lui être corrélé. Ces fluctuations apparaissent comme autant de stratégies qui pourraient stabiliser la localisation de l'axe de gravité. Toutefois, aucune stratégie type ou familles de stratégies n'apparaissent d'un point de vue statistique.

A une exception près, dans la population de lombalgiques étudiée, 100% des personnes se retrouvent dans une situation de « pattern » rompu. Ils ne s'équilibrent plus correctement et chutent en avant.

L'hypothèse neurologique d'une déstabilisation du segment lombo-pelvien semble bien, ici, se confirmer. En effet, selon les conclusions de Solomonov^s, une attitude en cyphose prolongée (rétraction des I-J, rétroversion du bassin...) par déformation de la structure ligamentaire postérieure, par excès de posture incorrecte, générerait, par décharge des mécanorécepteurs, une contraction des muscles paraspinaux. La réaction mécanique du corps serait naturellement un déplacement du centre de gravité en avant. Les travaux de Indahl^m vont dans le même sens, puisque pour lui, les stimulations nociceptives de l'anulus sont à l'origine de contraction spasmodiques du multifidus.

Dans cette logique, on ne sort pas du cercle vicieux puisque l'excès de tension longitudinale du fascia thoraco-lombaire engendre une déformation des structures ligamentaires postérieures. Les mécanismes nocicepteurs répondent par une suractivité des érecteurs de la colonne qui compriment les disques. Ceux-ci répondent par de nouvelles réactions nociceptives qui attaquent, elles aussi, les érecteurs, et finalement, les contraintes mécaniques s'amplifient de plus en plus, la douleur aussi !

^b **Bourgeois M., Deboom M. Hannard C.** Axe de gravité, attitude morphostatique et tensions musculaires : Quelles relations? : J.Biométrie humaine et anthropologie.2001:**31**(3-4), 56-57.

^s **Solomonov M, Stubbs H.** Electromyography of the paraspinal muscles in response to mechanical and electrical stimulation of the supraspinal ligaments in human and cats. 3rd Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvis Pain. Vleeming A & al (eds). Vienna. 1998

^m **Indahl,A., Kaigle,A.M., Reikeras,O., Holm,S.H.** Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. Spine, 1997. **22**(24), 2834-2840.

Rappelons qu'en délordose, on inhibe le transversus abdominis, ce qui rend le fascia thoracolumbaire totalement instable et donc inutilisable sur le plan fonctionnel.

D'autre part, il est important de souligner que 80% des patients présentent des dissymétries de positions des centres de poussées gauche et droit supérieurs à 5%. Ceci témoigne de déséquilibres de torsions qui impliquent que l'axe bi-trochantérien ne soit pas parallèle à l'axe bi-malléolaire.

Ceci favorisera, très probablement, une instabilité des articulations sacro-iliaques et une tension différentielle importante des grands ligaments sacro-sciatiques et sacro-iliaques.

6. L'activité électromyographique

Nous ne disposons, à ce jour, que de 12 résultats complets d'analyse comparative de marche, pieds nus et chaussés avec semelles fonctionnelles, effectuées avec le système ELITE© combiné à 8 canaux d'EMG fonctionnant par téléométrie.

Toutefois, les résultats obtenus montrent, de manière évidente, la modification des patterns EMG du peroneus longus lors de la marche avec semelles. Lee^{le} avait démontré le lien qui existait entre les insertions du peroneus longus et le biceps lors de la marche. Un excès d'activité du premier engendre inexorablement une élévation du tonus du second, et partant, un excès de tension sur le grand ligament sacro-sciatique.

Sur les 10 patients pronateurs tardifs enregistrés, 7 d'entre eux ont montré des résultats immédiats d'amélioration des tracés EMG du peroneus longus. Il s'agit donc bien de réponses réflexes immédiates.

Que devient l'impact à long terme sur la préprogrammation via le système nerveux central? Nous n'en savons rien et ce travail n'a pas livré de réponses.

En conclusion, la réponse à la question de savoir s'il existe chez les sujets lombalgiques des patterns caractéristiques, qu'ils soient biométriques, posturaux ou locomoteurs susceptibles de mettre à mal la mécanique lombo-pelvienne, la réponse, à l'issue de ce travail, semble être très nettement positive.

Toutefois, au delà de quelques paramètres spécifiques tels que :

- un déséquilibre antérieur auto-entretenu
- une douleur chronique chez les patients étudiés,

la plupart des paramètres étudiés, nous montrent des patients lombalgiques ressemblant à de nombreux patients « ordinaires » qui présentent :

- des troubles de la locomotion (hyperpronateurs, pronateurs tardifs...)
- des déséquilibres de bassin
- des déséquilibres de tonus musculaires tels que sur les ischio-jambiers, activité tonique du peroneus longus
- des inégalités de longueurs de membres inférieurs
- ...

En d'autres termes, ces « patients ordinaires » sont, plus que probablement des lombalgiques en sursis.

^{le} Lee D. Instability of the sacroiliac joint and the consequences to gait. . In : Second Interdisciplinary World Congress on the Low Back Pain. The integrated functions of the lombar spine and sacroiliac joint . Vleeming A & al. (Eds), San Diego, 1995. 171-174

4.2 Quels doivent être les objectifs à atteindre dans la réalisation de semelles fonctionnelles pour espérer agir , non seulement sur le pied, mais également sur l'ensemble de l'appareil locomoteur, jusqu'à l'appareil lombo-sacré ?

Nous l'avons vu, sur base de la cohorte étudiée, plusieurs situations peuvent se présenter, mais elles ne sont pas très différentes de celles des autres patients.

Ainsi, 5 points essentiels doivent être envisagés dans un contexte podologique :

- l'absorption des chocs (élément passif) et le contrôle de l'amortissement (élément actif)
- le contrôle de l'arrière-pied dans les 3 phases car l'initialisation de la propulsion doit se faire dans de bonnes conditions
- le contrôle de la mobilité du 1^{er} rayon
- le contrôle temporel de la succession des phases de la marche
- l'harmonisation générale des mouvements de centre de masse (COM) dans un contexte de minimisation d'énergie, et donc de contraintes.
Nous insistons, ici, sur la différence essentielle entre la notion d'harmonisation à chaque étage segmentaire de l'appareil locomoteur et une harmonisation des contraintes globales externes dans un contexte newtonien. Un déplacement sinusoïdal harmonieux du COM ne peut se produire que si les compensations, à chaque étage, se font elles-mêmes harmonieusement, sans tensions excessives et sans surcharges ostéo-articulaires. Par contre les réharmonisations locales, ce que tentent de réaliser certains thérapeutes avec les résultats catastrophiques que l'on connaît (par exemple : vouloir rectifier une différence de longueur de 2 cm de membres inférieurs par une talonnette de 2 cm également) provoqueront presque inexorablement des augmentations de tensions et de contraintes articulaires.

Nous l'avons vu, le contrôle de la pronation ainsi que celui du 1^{er} rayon constituent des éléments fondamentaux dans la poursuite des objectifs cités plus haut.

Les semelles réalisées pour les patients de cette étude ont toutes, à priori tenté de respecter les 4 premiers critères. Le cinquième critère demande une analyse et du matériel rarement disponible en cabinet de podologie.

Celles-ci furent réalisées selon le concept, très mal défini par ailleurs, de semelles semi-rigides.

Celles-ci sont réalisées sur base d'un « positif » d'empreinte en plâtre sur lequel les corrections intrinsèques ont été réalisées en fonction des besoins spécifiques du patient. Deux composantes de résines constituent la partie « rigide » de la semelle, ceux-ci sont thermo-formés sur le positif corrigé d'empreinte. Un élément de mousse (EVA) de durométrie variable selon les cas complète l'ensemble. Pour les patients supinateurs de cette étude, un posting (EVA) a été ajouté.

Rappelons que ces semelles ont toutes été confectionnées par le même podologue.

4.3 Comment orienter nos recherches podologiques dans un contexte d' « evidence based podiatry » ?

Au début de ce travail, nous avons voulu mettre l'accent sur une réalité de terrain; à savoir que les podologues constatent des résultats « probants » dans leurs traitements. Ils le disent et ils l'écrivent (cf. Dannenberg). Mais que se cache-t-il derrière ce terme ? La majorité des patients appartenant à la cohorte ayant servi à cette étude sont globalement « satisfaits » de leurs semelles. Comment donc objectiver cela ?

Landorf^{1a} dénombre six critères d'évaluations possibles des semelles podologiques sur base d'une revue de la littérature :

1. La satisfaction du patient.

Il s'agit probablement du critère le plus subjectif mais c'est aussi pratiquement le seul élément avec lequel le podologue travaille aujourd'hui au quotidien.

2. La douleur

Ce critère est intimement lié au premier. Les résultats sont d'ailleurs surprenants dans la mesure où il n'est pas rare d'entendre un discours de la part des patients disant en substance : « Je n'ai plus mal aux pieds (raison de la visite), mais depuis quelques temps, je n'ai plus mal au dos non plus. Y a-t-il une relation ? ». Etant donné que les maux de dos ne constituent que rarement la raison première d'une visite en cabinet de podologie, l'estimation de ces maux ne représente, souvent, que la mesure d'un effet secondaire du traitement prodigué. Toutefois, les méthodes d'analyse de l'évolution de la douleur existent. Encore faudra-t-il adapter les protocoles aux besoins spécifiques de la profession.

3. L'analyse biomécanique des pressions plantaires.

Le nombre de publications existant dans ce domaine montre à quel point ce critère est utilisé. L'analyse des centres de pressions (COP) reçoit certainement la palme des critères utilisés pour tester les effets d'une semelle podologique fonctionnelle. Les critères temporels sont également présents dans la littérature. Une analyse plus fine dans le traitement des signaux permet, aujourd'hui, d'évaluer d'autres paramètres dans le domaine des fréquences (Bourgeois & Murphy)^b tels que les harmoniques du spectre d'évolution du centre de masse (COM). Cette analyse permet d'évaluer la qualité de la « symétrisation » et donc d'harmonisation des résultantes de forces externes lors de la marche.

4. La position et le mouvement.

Nous l'avons vu dans ce travail, l'étude des évolutions angulaires, et principalement l'angle tibio-calcanéen, est aujourd'hui fort utilisée pour définir les altérations du mouvement et ses corrections par le port de semelles fonctionnelles. Ces mesures fonctionnelles supplantent souvent l'imagerie, plus coûteuse, et, faut-il le rappeler, moins fonctionnelles.

5. L'analyse de l'activité musculaire

Peu de travaux ont été publiés sur le sujet en matière d'évaluation de semelles fonctionnelles, alors que l'électromyographie reste, selon nous, une des approches les plus objectives, dans la mesure où elle est essentiellement descriptive. L'EMG ne pose pas d'hypothèses ; et donc ne biaise pas l'analyse.

6. La consommation d'oxygène.

^{1a} **Landorf K, Keenan AM.** Efficacy of foot orthoses : What does the litterature tell us? American Journal of Podiatric Medecine. 1998. **32**(3): 105-113.

^b **Bourgeois M, Murphy N.** Spectral gait analysis and their therapeutic implications. 1st European Congres of Podiatry. Degen F, Kaberzin I (eds)
. Luzern.Zwitserland. 2003.(in press)

Cette approche est intéressante dans un cadre d'activités sportives, mais est insuffisamment précise et objective pour l'évaluation de semelles fonctionnelle à la marche. La consommation d'oxygène y est trop faible.

En conclusion, au travers de ces points, il apparaît clairement aujourd'hui que l'établissement de normes, d'une part, et d'un consensus international sur la méthodologie d'étude des effets des orthèses fonctionnelles, d'autre part, s'impose, si nous désirons parler le même langage, afin de sortir définitivement de la simple logique de l'effet « probant » de la semelle podologique fonctionnelle. C'est à ce prix, pensons-nous, que l'efficacité du podologue sera reconnue et qu'il deviendra un partenaire de choix dans le cadre des traitements pluridisciplinaires des maux de dos.

5. Conclusions générales

Eu égard à sa haute prévalence parmi les pays développés, ses lourdes implications psychosociales et financières, au fardeau qui pèse sur les services de santé, la lombalgie constitue un problème majeur de santé publique. De ce fait, le déficit futur de la prise en charge optimale des lombalgies réside dans la prévention de la chronicité et de l'incapacité prolongée.

Il semble acquis que le podologue ait trouvé sa place en tant qu'acteur de terrain, dans un contexte pluridisciplinaire, dans la lutte contre les maux de dos. Encore faut-il, pour cela, justifier son action et, rapidement, dans le cadre de l'« Evidence Based Podiatry », valider celle-ci.

C'est dans ce contexte que nous avons voulu situer notre travail. Ainsi, nous avons tenté de mettre en évidence quelques dysfonctionnements majeurs et leurs mécanismes pathogéniques, au travers d'une cohorte de patients lombalgiques.

A la lumière de ceux-ci, il apparaît très clairement que les troubles de statique et à la marche ne diffèrent pas de manière significative de ceux des patients qui consultent, en général, en cabinet de podologie pour des troubles structurels ou fonctionnels. Les résultats de nos travaux montrent que, au contraire, les « patients ordinaires » qui présentent des troubles de statique ou à la marche sont, plus que probablement, des lombalgiques en sursis.

Le seul dysfonctionnement qui fasse l'unanimité dans notre population de patients lombalgiques réside dans le fait qu'ils ont tous rompu leur « pattern d'équilibre postural ».

D'autre part, nous n'avons pas trouvé dans notre population d'éléments biométriques prédictifs du comportement des individus à la marche, à l'exception de la mesure du positionnement du calcaneum par rapport au sol. Toutefois, cette unique corrélation significative l'est également dans d'autres populations telle que nous le montre la littérature. Cet indice n'est donc pas typique des lombalgiques.

Par contre, nos résultats montrent que les caractéristiques biométriques, posturales et locomotrices de la population étudiée sont, pour la plupart, susceptibles de mettre à mal la mécanique lombo-pelvienne.

Les mécanismes de compensations sont multiples et variés en réponse à un dysfonctionnement fonctionnel. Dès lors, si ceux-ci ne se sont pas mis en place avant d'atteindre les charnières sacro-iliaques et lombo-sacrée, ou si ceux-ci sont insuffisants (raison probable des dysfonctions multiples dans notre étude), le dos se trouvera en première ligne pour en subir les effets. La nociception complètera la boucle du cercle vicieux et les maux de dos apparaîtront.

Chez tous ces patients, où les dysfonctions ne sont pas ou peu contrées par des mécanismes de compensations au niveau des chevilles, des genoux ou des hanches, nous pouvons espérer obtenir une action bénéfique par le port de semelles podologiques fonctionnelles. Toutefois, celles-ci ne soignent pas, elles corrigent.

Notre travail nous a permis de confirmer ce fait grâce à une investigation électromyographique réalisée à la marche. Les réponses obtenues montrent effectivement des variations de comportements immédiates, dans la plupart des cas, selon le port ou non des semelles fonctionnelles. Ces modifications dans la réponse EMG semblent donc d'origine

médulaire et constituent donc la réponse réflexe à des modifications mécaniques. Une réponse centrale en termes de préprogrammation n'a pas été constatée.

Toutefois, ces tentatives d'évaluation du comportement des semelles fonctionnelles restent insuffisantes. C'est pourquoi, nous avons essayé de dresser un tableau des pistes de recherche à suivre dans un contexte de validation des méthodes podologiques. Force est de constater qu'il reste encore un long travail à accomplir.



Bibliographie

1. **Andersson GB, Svensson HO, Oden A.** The intensity of work recovery in low back pain. *Spine*.1983; **8**:880-4.
2. **Barth J, Harter M:** Criteria for chronification of diseases of the musculoskeletal system: *Gesundheitswesen*. 1994; Apr; **56**(4): 197-203
3. **Bigos SJ, Bowyer OR, Braen GR, Brown K, Deyo R, Haldeman S.** Acute low back problems in adults. Clinical practice guideline no. 14 (AHCPR publication no. 95-0642). Rockville, Md.: U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research, December 1994.
4. **Blake RL and Ferguson H:** Foot orthosis for the severe flatfoot in sports. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1991, **81**: 549-555.
5. **Borenstein D:** Epidemiology, etiology, diagnostic evaluation, and treatment of low back pain: *Curr-Opin-Rheumatol*. 1992; Apr; **4**(2): 226-32
6. **Borenstein DG.** Epidemiology, etiology, diagnostic evaluation, and treatment of low back pain. *Curr Opin Rheumatol* .1997;**9**:144-50.
7. **Bourgeois M.** Méthode d'acquisition de données cinématiques tri-dimensionnelles en biomécanique , *J. Français de Biophysique et de Médecine Nucléaire*, 1982. 411-422.
8. **Bourgeois M,** Travaux pratiques de sciences biomédicales : Biomécanique, physiologie musculaire, biométrie et statistiques. HELB-IP,2002-2003
9. **Bourgeois M.,** Biomécanique de la marche et relation avec la colonne lombaire : approches cinétique, biométrie et électromyographique. XXIVème Journées de Podologie, Paris.1998.
10. **Bourgeois M.** Incidences des stratégies d'activités musculaires sur la biomécanique du membre inférieur durant la marche. Analyse par le système « ELITE », Congrès International de Podologie, Bruxelles,23-24, 1997.
11. **Bourgeois M., Deboom M. Hannard C.**Axe de gravité, attitude morphostatique et tensions musculaires : Quelles relations?: *J.Biométrie humaine et anthropologie*.2001;**31** (3-4), 56-57.
12. **Bourgeois M, Murphy N.** Spectral gait analysis and their therapeutic implications. 1st European Congres of Podiatry. Degen F, Kaberzin I (eds)
13. . Luzern.Switzerland. 2003.(in press)
14. **Burton A, Waddell G, Tillotson KM, Summerton N.** Information and advice to patients with back pain can have a positive effect. A randomised controlled trial of a novel educational booklet in primary care. *Spine* 1999; **24**: 1-8
15. **Carey TS, Garrett J, Jackman A, McLaughlin C, Fryer J, Smucker DR.** The outcomes and costs of care for acute low back pain among patients seen by primary care practitioners, chiropractors, and orthopedic surgeons. The North Carolina Back Pain Project. *N Engl J Med*.1995;**333**:913-7.

16. **Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJM, Young MJ, Deffner KT and Pammer SE:** The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J. Biomech.* 1997. **30**: 243-250.
17. **Cavanagh PR and Rodgers MM:** The arch index, a useful measure from footprints. *J. Biomech.* 1987. **20**: 547-551.
18. **Cheron G., Bourgeois M., Bouillot E., Dan B, Bengoetxea A., Draye J.P., Lacquaniti F.,** Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion : planar covariation , *Exp. Brain Res.* 2001. **137**: 455-466.
19. **Cornwall M.W, McPoil T.G.** Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. *Clin Biomechanics.* 1995 : **10** (1), 36-40
20. **Dahle LK, Muller M, Delitto A and Diamond JE:** Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1991 **14**: 70-74.
21. **Dannanberg HL,** Gait style and its relevance in the management of chronic lower back pain, . 4th Interdisciplinary World Congress on th Low Back & Pelvic Pain : Moving from structure to function. Vleeming A, Mooney V, Gracovetsky S, Lee D, Maheu E, Sturenssoon B, VidemanT (Eds), Montreal, 2001;225-230.
22. **Dannanberg HL,** Gait style as an etiology to chronic postural pain, part I. Functional hallux limitus, *J. am. Podiatr Med Assoc,* 1993; **83**(8): 433-441.
23. **Dananberg HJ, Guiliano M,** "Chronic Lower Back Pain And It Response to Custom Foot Orthoses", *Journal of the American Podiatric Medical Association,* **89**:3 March, 1999. 109-117.
24. **de-Girolamo-G:** Epidemiology and social costs of low back pain and fibromyalgia: *Clin-J-Pain.* 1991; **7** Suppl 1: S1-7.
25. **DeRosa C.** Muscles and fascial networks of the trunk : Potential influences to the low back. 3rd Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvis Pain. Vleeming A & al (eds). Vienna. 1998. 246-250.
26. **Donatelli R .**Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy.* 1987: **9**: 11-16.
27. **Frank JW, Kerr MS, Brooker A-S, et al.** Disability resulting from occupational low back pain. Part I: What do we know about primary prevention? A review of the scientific evidence on prevention before disability begins. *Spine* 1996; **21**: 2908-2917.
28. **Frank JW, Brooker A-S, DeMaio SE, et al.** Disability resulting from occupational low back pain. Part II: What do we know about secondary prevention? A review of the scientific evidence on prevention after disability begins. *Spine* 1996; **21**: 2918-2929.
29. **Frymoyer JW, Cats-Baril WL.** An overview of the incidences and costs of low back pain. *Orthop Clin North Am.*1991;**22**:263-71.
30. **Gracovetsky S.** Locomotion – Linking the Spinal Engine with the Legs. In : Second Interdisciplinary World Congress on the Low Back Pain. The integrated functions of the lombar spine and sacroiliac joint .
31. Vleeming A & al. (Eds), San Diego, 1995. 171-174.

32. **Gracovetsky S.** Musculoskeletal Function of the Spine. In: Multiple Muscle Systems : Biomechanics and Movement Organization. Winter JM, Woo SL-Y. (eds), Springer-Verlag, New York. 1990.
33. **Hamill J, Bates BT, Kuntzen KM and Kirkpatrick GM :** Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. *Clinical Biomechanics*. 1989, **4**: 217-225.
34. **Hunt A, Fahey A, Smith R.** Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2000, **46**:9-16.
35. **Imai,S., Hukuda,S., Maeda,T.** Dually innervating nociceptive networks in the rat lumbar posterior longitudinal ligaments. *Spine*, 1995. **20**(19), 2086-2092.
36. **Indahl,A., Kaigle,A., Reikeras,O., Holm,S.** Electromyographic response of the porcine multifidus musculature after nerve stimulation. *Spine*, 1995. **20**(24), 2652-2658.
37. **Indahl,A., Kaigle,A., Reikeras,O., Holm,S.H.** Sacroiliac joint involvement in activation of the porcine spinal and gluteal musculature. *J Spinal Disord*, 1999. **12**(4), 325-330.
38. **Indahl,A., Kaigle,A.M., Reikeras,O., Holm,S.H.** Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine*, 1997. **22**(24), 2834-2840.
39. **Indahl A, Kaigle A, Reikeras O, Holm S.** Pain and muscle reflexes of the sacroiliac joint. 4th Interdisciplinary World Congress on the Low Back & Pelvic Pain : Moving from structure to function. Vleeming A, Mooney V, Gracovetsky S, Lee D, Maheu E, Sturensen B, Videman T (Eds), 2001;134-136.
40. **Indahl A, Velund L, Reikeras O.** Good prognosis for low back pain when left untampered. A randomized clinical trial. *Spine* 1995; **20**: 473-477.
41. **Inman V, Ralston H, Todd F.** Human Walking. Williams & Wilkins. Baltimore. 1981.
42. **Knutzen KM, Price A:** Lower extremity static and dynamic relationships with rearfoot motion in gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*.1994, **84**: 171-180.
43. **Kuritzky L, Carpenter D.** The primary care approach to low back pain. *Prim Care Rep* 1995; **1**:29-38.
44. **Landorf K, Keenan AM.** Efficacy of foot orthoses : What does the literature tell us? *American Journal of Podiatric Medicine*. 1998. **32**(3): 105-113.
45. **Lee D.** Instability of the sacroiliac joint and the consequences to gait. . In : Second Interdisciplinary World Congress on the Low Back Pain. The integrated functions of the lumbar spine and sacroiliac joint .
45. Vleeming A & al. (Eds), San Diego, 1995. 171-174.
46. **Lelièvre J, Lelièvre JF,** Pathologie du pied : physiologie - clinique : traitement médical, orthopédique et chirurgical, 5^{ème} édition, Masson, 1981.

47. **Lemke K, Cornwall MW, McPoil TG, Schuit D**, Comparison of rearfoot motion in overground versus treadmill walking , Journal of the American Podiatric Medical Association. 1995, **85**:243-248.
48. **Liu-AC; Byrne-E**: Cost of care for ambulatory patients with low back pain: J-Fam-Pract. 1995; May; **40**(5): 449-55
49. **Maigne J.Y**. Une classification des lésions discales lombaires. J. Medecine physique & de readaptation 1997 , 42 (1),1042-1060.
50. **Mathers C, Penn R**. Health system costs of injury, poisoning and musculo-skeletal disorders in Australia 1993-94. Canberra: Australian Institute of Health and Welfare, 1999. AIHW Catalogue No. HWE 12 (Health and Welfare Expenditure Series No. 6).
51. **McPoil TG, Cornwall MW**, Relationship between neutral subtalar joint position and pattern of rearfoot motion during walking. Foot & Ankle, 1994. **15**:141-145
52. **McPoil TG, Cornwall MW** : Relationship between three static angles of the rearfoot and the pattern of rearfoot motion during walking. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 1996, **23**: 370-375
53. **McPoil TG, Cornwall MW**. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. J Orthop Sports Phys Ther. 1996;**24**:309-314
54. **Menz HB**: Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. Journal of the American Podiatric Medical Association. 1998, **88**: 119-129.
55. **Minaki Y**. An electrophysiological study on the mechanoreceptors in the lumbar spine and adjacent tissues. Neuro-Orthopedics, 1996. **20**, 23-35.
56. **Moseley L, Smith R, Hunt A and Gant R** : Threedimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. Clinical Biomechanics. 1996,**11**: 39-45.
57. **Nachemson-A**: Chronic pain-the end of the welfare state?: Qual-Life-Res. 1994; Dec; **3** Suppl 1: S11-7
58. **Nachemson-AL**: Newest knowledge of low back pain. A critical look: Clin-Orthop. 1992; Jun(279): 8-20.
59. **Nachemson A, Waddell G, Norlund A**. Epidemiology of neck and back pain. In: Nachemson A, Jonsson E, editors. Neck and back pain: The scientific evidence of causes, diagnosis, and treatment. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2000: 165-188.
60. **Nakamura S, Takahashi K, Takahashi Y, Morinaga T, Shimada Y, Moriya H**. Origin of nerves supplying the posterior portion of lumbar intervertebral discs in rats. Spine 1996;**21**:917-924.
61. **Netter FH**. Interactive Atlas of Human Anatomy, Dalley A, Myers J (Eds), D&R Development Group, Inc. 1995
62. **Nigg BM, Cole KG and Nachbauer W**: Effects of the arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. Journal of Biomechanics. 1993, **26**: 909-916.
63. **Panjabi MM, White AA**. Clinical Biomechanics of the Spine. In: White AA, Panjabi MM (eds), Philadelphia, J.B. Lippincott Company, 1990

64. **Richardson C, Snijders C, Hides J.** The relationship between the transverses abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics and low back pain. 4th Interdisciplinary World Congress on th Low Back & Pelvic Pain : Moving from structure to function. Vleeming A, Mooney V, Gracovetsky S, Lee D, Maheu E, Sturensso B, VidemanT (Eds), 2001;132-134.
65. **Rosomoff-RS:** Back school programs. The pain patient: Occup-Med. 1992; Jan-Mar; **7**(1): 93-103.
66. **Root M & al.** Normal and abnormal functions of the foot, Clin Biomechanics corp. Vol I. 1977.
67. **Solomonov M, Stubbs H.** Electromyography of the paraspinal muscles in response to mechanical and electrical stimulation of the supraspinal lkigaments in human and cats. 3rd Interdisciplinary World Congress on Low Back and Pelvis Pain. Vleeming A & al (eds). Vienna. 1998.
68. **Solomonow,M., Zhou,B.H., Baratta,R.V., Lu,Y., Harris,M.** Biomechanics of increased exposure to lumbar injury caused by cyclic loading: Part 1. Loss of reflexive muscular stabilization. Spine, 1999. **24**(23), 2426-2434.
69. **Solomonow,M., Zhou,B.H., Harris,M., Lu,Y., Baratta,R.V.** The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. Spine, 1998. **23**(23), 2552-2562.
70. **Stubbs,M., Harris,M., Solomonow,M., Zhou,B., Lu,Y., Baratta,R.V.** Ligamento-muscular protective reflex in the lumbar spine of the feline. J Electromyogr Kinesiol, 1998. **8**(4), 197-204.
71. **Subotnick SI :** Flat foot. Physician and Sportsmedicine. 1981. **9**: 85-91.
72. **Symonds TL, Burton AK, Tillotson KM, Main CJ.** Absence resulting from low back trouble can be reduced by psychosocial intervention at the work place. Spine 1995; **20**: 2738-2745.
73. **Tsang-IK:** Perspective on low back pain: Curr-Opin-Rheumatol. 1993; Mar; **5**(2): 219-223
74. **Vleeming A, Mooney V, Pozos R, et al:** Coupled motion of controlateral latissimus dorsi and gluteus maximus: its role in sacroiliac stabilisation. Proceedings of the second international congress on low back pain and its relation to the SI joint. San Diego 1995.
75. **Vleeming A, Pool A, Stoeckart R, et al:** The posterior layer of the thoracolumbar fascia: its function in load transfer from spine to legs. Spine 1995;**20**:753-758.
76. **Vleeming A, Pool A, Stoeckart R, et al:** The function of the long dorsal sacroiliac ligament. Its implication for understanding low back pain. Spine 1996;**21**:556-562.
77. **Vleeming A, Stoekart R, , Snijders CJ.** The sacrotuberous ligament: A conceptual approach to its dynamic role in stabilizing the sacroiliac joint. Clin. Biomech. 1989, **4** : 201-203.
78. **Vleeming A, Volkers A, Snijders J, et al:** Relation between form and function in the sacroiliac joint: biomechanical aspects. Spine 1990;**15**:133-135.

79. **Volinn E, Turczyn KM, Loeser JD:** Patterns in low back pain hospitalizations: implications for the treatment of low back pain in an era of health care reform [see comments]: *Clin-J-Pain*. 1994; Mar; **10**(1): 64-70
80. **Webster-BS; Snook-SH:** The cost of 1989 workers' compensation low back pain claims: *Spine*. 1994; May 15; **19**(10): 1111-1115.
81. **Wiesel SW, Cuckler JM, Deluca F, Jones F, Zeide MS, Rothman RH.** Acute low-back pain. An objective analysis of conservative therapy. *Spine* 1980; **5**:324-30.
82. **Winter DA:** *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. (2nd ed.) Waterloo: University of Waterloo Press. (1991)
83. **Wright DG, Desai ME and Henderson BS :** Action of the subtalar and ankle joint complexes during the stance phase of walking. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1964, **46**: 361-382.
84. **Wooley J, Kemper, C.** Hypothesis: is sacrococcygeal hypomobility related to chronic low back pain and stiffness? *Journal of Orthopaedic Medicine* 1998, **20**, 17-20.