Lombalgies chroniques : évaluation des facteurs mécaniques des membres inférieurs au moyen des relations moment-vitesse

A. Lemaire

▶ **To cite this version:**

A. Lemaire. Lombalgies chroniques : évaluation des facteurs mécaniques des membres inférieurs au moyen des relations moment-vitesse. Biomécanique [physics.med-ph]. Le Mans Université, 2014. Français. NNT : 2014LEMA1024 . tel-01226454

HAL Id: tel-01226454
https://theses.hal.science/tel-01226454

Submitted on 9 Nov 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

l'université nantes angers le mans
PÔLE DE RECHERCHE ET D'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR

Université du Maine
Le Mans - Laval

Thèse de Doctorat

Alexandra LEMAIRE

Mémoire présenté en vue de l'obtention du
grade de Docteur de l'Université du Maine
sous le label de L'Université Nantes Angers Le Mans

École doctorale : *Cognition, Education, Interaction (ED 504)*

Discipline : *Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives*
Spécialité : *Biomécanique*
Unité de recherche : *Laboratoire « Motricité, Interaction, Performance » EA4334 Nantes-Le Mans*

Soutenue le *09 décembre 2014*

Lombalgies chroniques. Evaluation des facteurs mécaniques des membres inférieurs au moyen des relations moment-vitesse.

JURY

Rapporteurs :	**Paul Calmels** , PA-PH-HDR, Université Jean Monnet , St Etienne
	Jean-René Lacour, PU Honoraire, Université Claude Bernard, Lyon 1
Examinateurs :	**Pierre ABRAHAM**, PU-PH, Université d'Angers
	Véronique FEIPEL, PU Université Libre de Bruxelles, Belgique
	Christophe HAUTIER, MCF-HDR, Université Claude Bernard, Lyon1
Directeur de Thèse :	**Abderrahmane RAHMANI**, PU, Université du Maine

Co-encadrant de Thèse : **Michel RITZ**, Médecin, Pôle Régional du Handicap, St Saturnin, Le Mans

Lombalgies chroniques. Evaluation des facteurs mécaniques des membres inférieurs au moyen des relations moment-vitesse.

Présentée par Alexandra Lemaire

Sous la direction de : Abderrahmane RAHMANI
Co-encadré par : Michel RITZ

Remerciements

Cette thèse a été réalisée au sein du **Centre de l'Arche, Pôle Régional du Handicap** à St Saturnin, en collaboration avec le **laboratoire Motricité Interaction Performance** de l'Université du Maine. Ce travail n'aurait pas été possible sans l'aide d'un grand nombre de personnes que je souhaite remercier.

Je souhaite tout d'abord remercier mes deux rapporteurs, **Paul Calmels** et **Jean Renée Lacour**, ainsi que mes trois examinateurs, **Pierre Abraham, Véronique Feipel** et **Christophe Hautier** pour leur disponibilité et pour avoir accepté d'évaluer mon travail et de venir me faire part de leurs remarques lors de ma soutenance.

Je souhaite également remercier mon directeur de thèse, **Abdel Rahmani** pour avoir accepté de tenter cette aventure avec moi malgré les nombreuses difficultés qui ont jalonné mon parcours et pour avoir été disponible et m'avoir guidé et fait progresser tout au long de ce travail de thèse. Je pense avoir appris beaucoup de choses à tes côtés. J'adresse également mes remerciements les plus sincères à **Michel Ritz**, mon co-encadrant de thèse, pour m'avoir soutenu tout au long de ce travail et pour avoir toujours été présent, positif et extrêmement disponible. Mes cinq années de travail au centre de l'Arche en votre compagnie m'ont permis de progresser énormément en tant que professionnel en activité physique adaptée. Merci pour votre bonne humeur et toutes vos idées qui nous font avancer. Merci également de m'avoir transmis le virus de la lombalgie.

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du Laboratoire « Motricité, Interaction, Performance » de l'Université du Maine. Je souhaite donc remercier les personnes de cette équipe qui m'ont accompagné pendant ce travail de thèse. Merci à **Bruno, Sylvain**, **Sébastien, Julien et Mickaël** pour vos conseils et votre aide, ainsi que **Thibault** et **Mathieu** pour nos échanges. Je remercie également tous les membres du Laboratoire MIP de l'Université de Nantes, pour la pertinence de leurs remarques lors de nos échanges. Je souhaite également remercier **Fred** pour toutes nos années de travail côte à côte et pour tout ce que tu as fait pour m'aider au cours de cette thèse.

Ce travail de thèse a également été réalisé au sein du **Centre de l'Arche**, Pôle Régional du Handicap. Je souhaite remercier tous les patients qui ont accepté de participer aux différentes études. Je remercie également tous mes collègues qui ont rendu ces cinq ans de travail à leur côté passionnants et enrichissants. Cette équipe formidable accompli un travail énorme. Les discussions entre collègues m'ont permis de progresser. Merci à vous tous, et en particulier à « l'équipe balnéo ».

Je souhaite remercier **mes amis** pour m'avoir soutenu tout au long de ce travail de thèse et m'avoir permis de me relâcher et de relativiser. Merci à **ma famille** d'être toujours présente et toujours de bon conseil. Sans mes parents et mes sœurs, je n'en serais pas rendue où j'en suis. Enfin, je souhaite remercier la personne sans qui rien n'aurait été possible : **Sébastien**. Sans toi, je n'aurai même pas osé me lancer dans ce travail de thèse, et je pense que je m'en serai voulu toute ma vie. Tu m'as aidé à me lancer, tu m'as soutenu, tu m'as donné confiance pour que j'ose entreprendre des projets fous tout en poursuivant ma thèse. Grâce à toi j'ai le plus beau petit garçon du monde et j'ai pu allier travail, doctorat, CAPEPS, obtenir un poste à l'université et arriver aujourd'hui enfin au bout de ce travail de thèse. Merci.

Je dédie cette thèse à ma grand-mère, Josiane Lemaire, pour qui faire des études et apprendre étaient essentiels. Elle a toujours œuvré pour aider les personnes qui l'entourent à progresser et à atteindre leurs objectifs. J'espère pouvoir faire aussi bien qu'elle.

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE…….. **5**

PARTIE 1. CADRE THEORIQUE…… 8

1 Définition de la lombalgie…….. 9

1.1Epidémiologie et répercussions socio-économiques…… 13

1.1.1 Prévalences des lombalgies…… 13

1.1.2 Incidences des lombalgies…… 14

1.2 Le passage à la chronicité et les conséquences liées à cette chronicité…… 15

1.2Les coûts induits par la lombalgie…… 16

2 Rappels anatomiques……..…… 19

2.1 Le tronc……..... 20

2.1.1 La colonne vertébrale……..... 20

2.1.2 Le disque intervertébral…… 25

2.1.3 Les mouvements de la colonne vertébrale…… 27

2.1.4 Les muscles du tronc…… 27

2.1.5.1. Les muscles extenseurs du rachis…… 27

2.1.5.2. Les muscles fléchisseurs du rachis …… 29

2.1.5.2.1. Les muscles de la paroi abdominale……..……. 29

2.1.5.2.2. Les muscles latéro-vertébraux lombaires…… 31

2.2 Les hanches……. 31

2.2.1 Les muscles fléchisseurs de la hanche……..… 32

2.2.2 Les muscles extenseurs de la hanche……. 34

2.3 Les genoux……. 37

2.3.1 Les muscles extenseurs du genou…… 38

3 Origine de la lombalgie……..... 42

4 La prise en charge de la lombalgie…… 46

4.1 Le syndrome du déconditionnement à l'effort……. 47

4.2 Les différents types de prise en charge dans le cadre de la lombalgie chronique……. 50

4.2.1 Les traitements non invasifs……..… 50

4.2.1.1. Les traitements médicamenteux……..... 50

4.1.1.1.1. Les antalgiques…… 51

4.1.1.1.2. Les Anti Inflammatoires Non Stéroïdiens…….. 51

4.1.1.1.3. Les myorelaxants…… 51

4.1.1.1.4. Les antidépresseurs…… 51

4.2.2 Les traitements non médicamenteux……..….. 52

4.2.2.1. Traitements invasifs…… 52

4.2.2.1.1. Les actes non chirurgicaux……..... 53

4.2.2.1.2. Les actes chirurgicaux……. 53

4.2.2.2 Les traitements passifs……..... 54

4.2.2.2.1. Le massage……..... 54

4.2.2.2.2. La physiothérapie……..... 54

4.2.2.2.3. Les mobilisations et les manipulations. ……..... 54

4.2.2.2.4. Le repos……. 55

4.2.2.3. Traitements actifs……... 56

4.2.2.3.1. La rééducation en cyphose……. 56

4.2.2.3.2. La rééducation en lordose…….. 57

4.2.2.3.3. La stabilisation lombaire…… 57

4.2.2.3.4. La massokinésithérapie…… 57

4.2.2.4. Programmes du dos……..……..... 58

4.2.2.5. Programmes de restauration fonctionnelle du rachis…… 58

5 Evaluation des sujets lombalgiques……..…… 62

5.1 Evaluation de la force musculaire…….. 63

5.1.1 Evaluation musculaire isométrique…… 63
5.1.2 Evaluation musculaire dynamique…… 66
5.1.2.1 le PILE…… 66
5.1.2.2 Evaluation iso-inertielle…… 66
5.1.2.3 Evaluation iso-cinétique…… 67
5.1.2.3.1 Introduction générale…… 67
5.1.2.3.2 Les muscles du tronc…… 69
5.1.2.3.3 Les muscles du genou…… 71
5.1.2.3.4 Les muscles de la hanche…… 73
5.2 La flexibilité…… 75
5.3 Evaluation de l'endurance…… 76
5.4 Evaluation de la qualité de vie…… 77
5.4.1 FABQ : Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire…… 77
5.4.2 Québec : l'échelle d'incapacité fonctionnelle de Québec…… 77
5.4.3 DPQ : Dallas Pain Questionnaire…… 78
5.4.4 Hospital Anxiety Depression (HAD) scale…… 78
5.4.5 EVA…… 79
6 Les relations force-vitesse, puissance vitesse…… 80
6.1 Les relations fondamentales…… 81
6.1.1 Le modèle de Hill…… 81
6.1.2 La relation tension-longueur…… 83
6.1.3 La relation force-vitesse…… 84
6.1.4 La relation puissance-vitesse…… 86
6.1.5 Interprétation physiologique…… 87
6.2 Lors de mouvements mono et pluri articulaires…… 89
6.2.1 Les relations force-vitesse et puissance-vitesse…… 89
6.2.2 Interprétation physiologique…… 92
7 Buts de l'étude…… 94

PARTIE 2. CADRE EXPERIMENTAL…… 96
I Matériel et méthode communs aux différentes études…… 97
1 Recrutement des sujets…… 98
1.1 Les sujets lombalgiques…… 98
1.2 Les sujets sains…… 97
2 Evaluation isocinétiques des muscles du tronc…… 100
3 Détermination des relations force-vitesse et puissance-vitesse…… 103

II Etudes…… 106

ETUDE 1. Evaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez des sujets lombalgiques chroniques. Relations avec la faiblesse et les déséquilibres musculaires au niveau du tronc…… 107
1 Introduction…… 108
2 Matériel et méthode…… 110
1.1 Sujets …… 110
1.2 Protocole…… 111
1.2.1 Mesures au niveau du tronc…… 111
1.2.2 Mesures au niveau du genou…… 111
1.3 Relations moment-vitesse et puissance-vitesse…… 114
1.4 Analyses statistiques…… 114
3 Résultats…… 115
3.1 Mesures au niveau du tronc…… 115
3.2 Mesures au niveau du genou…… 117
4 Discussion…… 120
5 Conclusion…… 124

ETUDE 2. Validation d'un protocole d'évaluation des relations moment-vitesse et puissance-vitesse des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche dans des conditions isocinétiques…… 125
1 Introduction…… 126
2 Matériel et méthode……... 128
2.1 Sujets……...…... 127
2.2 Protocole……... 127
2.2.1 Mesures……..……. 128
2.2.2 Protocole…… 128
2.3 Analyse des données et relations moment- et puissance-vitesse…… 131
2.4 Analyse statistique…….. 131
3 Résultats…… 132
3.1 Valeurs mécaniques…… 132
3.2 Relations moment-vitesse et puissance-vitesse……. 132
4 Discussion……. 135
4.1 Valeurs mécaniques…… 135
4.2 Relations moment-vitesse et puissance-vitesse……. 137
5 Conclusion…… 140

ETUDE 3. Evaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez des sujets lombalgiques chroniques. Relations avec la faiblesse et les déséquilibres musculaires au niveau du tronc…… 141
1 Introduction…….…….. 142
2 Matériel et méthode…….…….. 144
2.1 Sujets…….. 144
2.2 Protocole…… 145
2.3 Analyse statistique……. 145
3 Résultats……. 146
3.1 Evaluation des muscles du tronc…… 146
3.2 Evaluation des muscles des hanches……. 149
4 Discussion……. 154
5 Conclusion…….. 158

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES…….…… **160**

REFERENCES…… **167**

ANNEXES…….……. **195**
Annexe 1……... 195
Annexe 2……... 215
Annexe 3……..... 218
Annexe 4…… 244
Annexe 5…… 248
Annexe 6…… 267
Annexe 7…… 271
Annexe 8…… 275

Index des abréviations

CG : groupe contrôle

CLBP : sujets lombalgiques chroniques

e : extension

f : flexion

He : muscles extenseurs de hanche

Hf : muscles fléchisseurs de hanche

P_0 : puissance maximale

P_{peak} : puissance pic obtenue pour une vitesse isocinétique

T_0 : moment maximal

T_{peak} : moment pic obtenu pour une vitesse isocinétique

V_0 : vitesse maximale de contraction à vide

V_{opt} : vitesse optimale

Introduction Générale

INTRODUCTION GENERALE

La lombalgie est un problème de santé publique, non seulement au niveau de sa fréquence - plus d'une personne sur deux (âgées de 30 à 64 ans) de la population active en France souffrira de lombalgie et sera en arrêt des suites de cette pathologie au cours de sa vie - mais également au niveau des coûts induits, tant au niveau social qu'économique (Gourmelen et coll., 2007). L'incidence des lombalgies est de 60 à 90% (Frymoyer et coll., 1991). Il s'agit d'un problème qui peut devenir récidivant : 73% des sujets ayant un antécédent de lombalgie risquent d'avoir au moins un deuxième épisode aigu dans les douze mois suivant la première crise (Pengel et coll., 2003). Seulement 8% des patients continuent de souffrir plus de 3 mois après le début d'une lombalgie aigüe ou subaigüe - on parle alors de lombalgie chronique. Ces types de lombalgies représentent 85% des coûts de santé publique (Poiraudeau et coll., 2004). Elles sont même la troisième cause de handicap chronique pour la classe d'âge allant de 45 à 64 ans (Breinstein et coll., 1991). De plus, il a été montré que plus l'arrêt de travail est long, plus les chances de reprise du travail diminuent (Rossignol et coll., 1988), mettant en avant l'intérêt de traiter cette pathologie au mieux.

Lorsqu'elle devient chronique, elle prend un caractère plurifactoriel, dans lequel on peut distinguer plusieurs facteurs psychologiques, physiques, sociaux, professionnels et adaptatifs (Duquesnoy et coll., 2001). Ce type de pathologie nécessite une prise en charge globale, prenant en compte toutes les composantes en centre de rééducation est le plus souvent pluridisciplinaire et souvent longue (sur plusieurs semaines en fonction des protocoles proposés) et coûteuse.

Plusieurs problèmes se posent alors. En effet, avant de mettre en place un programme de réadaptation fonctionnelle et de réentrainement à l'effort le plus efficace en terme de résultats

et de temps de prise en charge, il semble indispensable d'identifier les caractéristiques musculaires globales de l'individu, en incluant notamment celles des membres inférieurs. En effet, si les facteurs de déficit des muscles du tronc et les liens avec la lombalgie sont bien documentés (Poiraudeau et coll., 2004), les études s'intéressant à l'évaluation de la force au niveau des membres inférieures le sont moins. Ainsi, quelques auteurs ont montré que les douleurs de type lombalgie peuvent venir d'un déséquilibre musculaire des membres inférieurs, déséquilibre qui aurait des répercussions sur le tronc, et pouvant entrainer des douleurs. Ces déséquilibres se retrouvent ainsi au niveau des hanches (Mc Gregor et coll., 2009, Murray et coll., 2009). Cependant, les études restent insuffisantes et ne caractérisent pas les fonctions musculaires des membres inférieurs chez les patients lombalgiques. Il semble donc indispensable de vérifier aussi s'il existe bien un déficit musculaire au niveau des muscles des membres inférieurs chez les lombalgiques chroniques, et de voir s'il existe des liens avec le déficit musculaire observé au niveau du tronc.

L'objectif de ce travail de thèse sera donc d'identifier les paramètres musculaires des patients lombalgiques tant au niveau des membres inférieurs (genoux et hanches) que du tronc (force et puissance) afin de *i)* quantifier les déséquilibres des patients sur toute la chaîne segmentaire et *ii)* de vérifier s'il existe une corrélation entre le déséquilibre des membres inférieurs et celui observé au niveau du tronc ;

Partie 1 – Cadre Théorique

Partie 1

Définition

1. Définition

La lombalgie n'est pas définie d'une seule manière. Dionne et coll. (2008) ont mis en évidence les difficultés à déterminer une définition consensuelle de la lombalgie au niveau international en raison des différences culturelles, linguistiques et méthodologiques. La revue de littérature menée par Malliou et coll. (2006) a permis de mettre en évidence que certains auteurs utilisent une définition basée sur les régions anatomiques à partir desquelles les douleurs sont perçues par les sujets, alors que d'autres utilisent une définition basée sur la durée des symptômes.

D'après l'Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM, 1995), le terme de rachialgie s'applique à toutes les manifestations douloureuses au niveau du rachis, quelle que soit la cause de ce symptôme. D'après la topographie des douleurs mise en place par Bogduk (1999), en fonction du point d'origine de la douleur, nous pouvons distinguer :

- *les douleurs cervicales ou cervicalgies* s'étendant de la première vertèbre cervicale (C1) à la charnière cervico-dorsale représentée par la dernière vertèbre cervicale (C7) et la première vertèbre dorsale (D1),
- *les douleurs dorsales ou dorsalgies* s'étendant de la charnière cervico-dorsale (C7-D1) à la charnière dorso-lombaire représentée par la dernière vertèbre dorsale (D12) et la première vertèbre lombaire (L1),
- *les douleurs lombaires ou lombalgies* s'étendant de la charnière dorso-lombaire (D12-L1) à la charnière lombo-sacrée représentée par la dernière vertèbre lombaire (L5) et la première vertèbre sacrée (S1).

Afin de standardiser au mieux la terminologie utilisée pour décrire la lombalgie chronique, l'International Association for the Study of Pain (IASP) propose également une définition

établie à partir des points douloureux ressentis par les patients. La douleur lombaire est limitée latéralement par les bords externes des muscles spinaux, et transversalement par une ligne imaginaire passant par le processus épineux de la douzième vertèbre dorsale (D12) pour le niveau supérieur, et par celui de la première vertèbre sacrée (S1) pour le niveau inférieur. La douleur sacrée est située dans une zone entourant le sacrum. Elle est limitée au niveau inférieur par une ligne transversale imaginaire passant par l'articulation sacro-coccygienne et latéralement par une ligne verticale passant par le processus épineux de S1. Pour l'IASP (International Association for the Study of Pain, 2010), la lombalgie est une perception douloureuse provenant d'une des deux régions précédentes, voire des deux en même temps.

La lombalgie est également communément définie sur la durée des symptômes dans les études cliniques (Rannou et coll., 1997 ; Dusquenoy, 2001). Nous pouvons alors distinguer trois types de lombalgie. Tout d'abord, *la lombalgie aiguë* correspond à la présence d'une douleur d'origine lombaire souvent très pénible, mais d'importance variable, qui est calmée avec du repos (Poiraudeau et coll., 2004). Elle correspond le plus souvent à un lumbago. Celui-ci se définit par une douleur lombo-sacrée d'apparition brutale généralement déclenchée par un faux mouvement, un effort traumatisant ou un geste quotidien de la vie courante. Elle est parfois accompagnée de la perception d'un craquement. Les étiologies possibles sont multiples : distension ligamentaire, discopathies, lésion musculaire ou arthrose des articulations postérieures essentiellement (Poiraudeau et coll., 2004). La guérison est rapide et varie de 2 à 15 jours. On parle cependant de lombalgie aigue lorsque la présence de la douleur d'origine lombaire évolue depuis moins de 6 semaines. L*a lombalgie subaiguë* concerne les douleurs lombaires évoluant sur une durée comprise entre 6 et 12 semaines. Les causes et les facteurs de celle-ci sont les mêmes que ceux de la lombalgie aiguë. Cette catégorie de lombalgie commune a été créée afin de permettre des études spécifiques de cette situation qui offre de forts risques

de passage à la chronicité (Poiraudeau et coll., 2004). C'est à ce stade qu'il existe un fort risque de chronicité, mais c'est aussi durant cette phase que les programmes de reconditionnement à l'effort se sont montrés les plus efficaces (Poiraudeau et coll., 2007). Le traitement de la lombalgie subaiguë représente un outil de prévention de la lombalgie chronique. Enfin, *la lombalgie chronique* caractérise les douleurs lombaires persistant depuis plus de 3 mois (van Tudler, 2006). Pour le Groupe d'Etude des Lombalgies (1993 ; Dusquenoy et coll., 1994), la lombalgie chronique correspond à « une douleur lombosacrée à hauteur des crêtes iliaques ou plus bas, médiane ou latéralisée, avec possibilité d'irradiation ne dépassant pas le genou, mais avec prédominance de la douleur lombo-sacrée pendant au moins trois mois, quasi quotidienne, sans tendance à l'amélioration ». Cette définition a été reprise par l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation à la Santé (ANAES, 2000) et la Société Française de Rhumatologie (2007). L'objet de ce travail de thèse porte sur cette population.

Il semble également important de compléter cette définition de la lombalgie par la définition de la douleur, « expérience sensorielle et émotionnelle désagréable liée à des lésions tissulaires réelles ou potentielles, ou décrite en des termes évoquant de telles lésions » (Merskey et Bogduk, 1994). Cette définition met en avant le caractère subjectif, pluridimensionnel et complexe de la douleur.

Les plaintes des patients proviennent principalement du passage à la chronicité. Elle se décrit comme « une expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, liée à une lésion tissulaire existante ou potentielle, évoluant depuis plus de trois à six mois et/ou susceptible d'affecter de façon péjorative le comportement ou le bien-être du patient, attribuable à toute cause non maligne » (ANAES, 1999). La haute autorité de santé (HAS) a enrichi cette définition en 2008 : la douleur est « ce que la personne qui en est atteinte dit qu'elle est. La douleur chronique ou

syndrome douloureux chronique est un syndrome multidimensionnel, lorsque la douleur exprimée, quelles que soient sa topographie et son intensité, persiste ou est récurrente au-delà de ce qui est habituel pour la cause initiale présumée, répond insuffisamment au traitement, ou entraîne une détérioration significative et progressive des capacités fonctionnelles et relationnelles du patient » (HAS, 2008).

Enfin, nous pouvons différencier les lombalgies communes des lombalgies secondaires à une cause organique particulière (infection tumeur, affection rhumatismale inflammatoire, affection métabolique) (INSERM, 2000 ; Poiraudeau et coll., 2004). La lombalgie commune n'est pas considérée comme une pathologie mais un symptôme pouvant répondre à la souffrance mécanique de structures rachidiennes et péri-rachidiennes diverses (Jenner et Barry 1995).

1.1. Epidémiologie et répercussions socio-économiques

1.1.1. Prévalence des lombalgies

Les données épidémiologiques présentées dans la littérature sont très dépendantes du système de santé du pays dans lequel elles sont étudiées (Bourgeois, 2001). Cela explique la prévalence élevée mais variable des lombalgies dans les différentes études. Ainsi, une revue des prévalences de lombalgie avec irradiation montre une énorme variation dans les définitions et dans les chiffres rapportés (Rossignol et coll., 2009 ; Konstantinou et Dunn, 2008). Dans les pays occidentaux, la prévalence des lombalgies, qui correspond au pourcentage de cas survenant habituellement en un an dans une population n'ayant jamais souffert, est de 5% (Rossignol et coll., 2009). La prévalence de la lombalgie sur la population générale sur la vie entière est estimée entre 49 et 85%. Sur 12 mois, elle varie entre 15 et 45%. Enfin, la prévalence instantanée est de 19% (Andersson, 1979; Cassidy et coll., 1998; Hillman et coll.,

1996). La prévalence ponctuelle des lombalgies est estimée à 30% en moyenne (Valat, 1998). Elle varie cependant selon l'âge et la définition donnée aux lombalgies. Elle est minimale dans les tranches d'âge de 20 à 24 ans (4 à 18%) et maximale dans la tranche d'âge de 55 à 64 ans (8 à 32%) (Bressler et coll., 1999 ; Papageorgiou et Rigby, 1991; Deyo et coll., 1986). En France, plus de la moitié de la population dans une groupe d'âge de 30 à 64 ans a souffert de lombalgie dans les douze derniers mois, avec 17% qui ont subi un épisode douloureux plus de 30 jours dans les douze derniers mois (Gourmelen et coll., 2007).

1.1.2. Incidence des lombalgies

La lombalgie est appelée « maladie du siècle » (Poiraudeau et coll., 2004) car son incidence, qui correspond à la proportion de sujets déclarant souffrir ou ayant souffert au moins une fois de la région lombaire au cours d'une période déterminée, varie entre 60 et 90% en fonction des études, avec une incidence annuelle de 5% (Gross et Battié, 2005 ; Hadler, 1995 ; Behrens et coll., 1994; Frymoyer et Cats-Baril., 1991; Spengler et coll., 1986). En France, 70% des adultes déclaraient souffrir ou avoir souffert de lombalgie au cours de leur vie (Centre de Recherche pour l'Etude et l'Observation des Conditions de vie – CREDOC, 1995). La proportion d'adultes déclarant avoir souffert de lombalgie dans le mois précédant l'enquête s'élève à 47% (INSERM, 1995). L'incidence annuelle des lombalgies dans la population adulte varie entre 5 et 10%, le taux de récidive étant de l'ordre de 60 à 85% (Valat, 1998). Selon les estimations, 8 personnes sur 10 souffriront de douleurs rachidiennes au moins une fois au cours de leur vie (Poiraudeau et coll., 2004 ; Hult, 1954).

L'incidence et la prévalence de la lombalgie chronique varient mais la douleur et l'invalidité disparaissent en moins de 3 mois dans 85-95% des cas (Frymoyer et Cats Baril, 1991; Biering

et Sorensen, 1984). Cependant les coûts liés à la lombalgie sont considérables et ne cessent d'augmenter.

1.2. Passage à la chronicité et conséquences liées à cette chronicité

Le pronostic des patients lombalgiques est généralement bon puisque 90% des personnes guérissent en moins de 3 mois (Bourgeois, 2002). La lombalgie peut être considérée comme une maladie bénigne, seule la chronicité en constitue la gravité. Les formes chroniques représentent une minorité (Spengler et coll., 1986), 6 à 8% des lombalgies (Poiraudeau et coll., 2004). Néanmoins, le passage à la chronicité peut avoir un retentissement majeur sur l'individu dans sa vie professionnelle, familiale et personnelle. Elle constitue, par exemple, la troisième cause de handicap chez les plus de 45 ans (Gourmelen et coll., 2007). Une minorité de patients, environ 10%, demeure en arrêt de travail après six mois (Rossignol et coll., 2009) Cette minorité de patients est responsable de plus de 80% des coûts consacrés aux problèmes lombaires (Abenhaim et Suissa, 1987 ; Rossignol et coll., 1988 ; Maetzel, 2002 ; Poiraudeau et coll., 2007 ; Veron et coll., 2008).

Il apparait important de définir les facteurs prédictifs de passage à la chronicité et notamment de non reprise des activités habituelles, en particulier professionnelles (Chaori et coll., 2004). Les facteurs de risque de passage à la chronicité sont nombreux (Nguyen et coll., 2009). Parmi ceux-ci, les facteurs psychosociaux jouent un rôle essentiel, représentant plus de 35% des facteurs conduisant à la chronicité, et s'ajoutant aux facteurs physiques et mécaniques (Genêt et coll., 2006). Parmi les facteurs psychosociaux, les peurs, les croyances et les conduites d'évitement ont particulièrement été étudiées ces dernières années (Chaori et coll., 2004). D'après Hayden et coll. (2009), neufs facteurs prédictifs ressortent plus particulièrement dont seulement deux appartenant au domaine de la pathologie lombaire (la sciatique et l'incapacité

fonctionnelle liée à la lombalgie). Le facteur douleur représente quant à lui 10% de la variance de l'incapacité fonctionnelle du lombalgique chronique (Voaklander et coll., 1995). Les autres facteurs relèvent du domaine personnel (âge, état de santé général perçu, stress psychosociaux et coping) et du domaine socioprofessionnel (relations interpersonnelles au travail, charge physique de travail et compensation pour accident du travail). Cinq facteurs prédictifs de chronicisation dans les pays industrialisés ont été mis en évidence : personnels, médicolégaux, socioéconomiques, professionnels et psychologiques (Chaori et coll., 2004). Enfin, Les facteurs communs de chronicité, de récidive et de reprise du travail sont les antécédents de lombalgie (incluant la notion de sévérité de la douleur, de la durée de la lombalgie, de la sévérité de l'incapacité fonctionnelle, la sciatique, l'antécédent d'arrêt de travail lié à la lombalgie, et l'antécédent de chirurgie lombaire), l'insatisfaction au travail et le mauvais état général (Fayad et coll., 2004).

1.3. Coûts induits par la lombalgie

La lombalgie est une des pathologies les plus fréquentes des pays industrialisés (Gourmelen et coll., 2007). Les coûts de santé publique qui s'y rapportent sont très importants. La lombalgie constitue la seconde cause de consultation en France et est responsable de nombreux arrêts de travail prolongés (Genêt et coll., 2002 ; Andersson, 1979). 23,5% des patients consultant un rhumatologue et 2 à 4,5% des patients consultant un médecin généraliste souffrent de lombalgie (Chevallier et coll., 1988). Cette pathologie est la première cause d'invalidité dans la population chez les moins de 45 ans, et la première cause d'arrêt de travail (Goupille et coll., 2000), de perte de travail et d'absentéisme. C'est également la deuxième cause d'invalidité après les maladies cardiaques (Waddell, 1993). La lombalgie figure au 3ème rang des affections motivant l'entrée en invalidité, avec 2,4% des admissions annuelles (Mälkiä et Ljunggren, 1996). En France, chaque année, 111 000 arrêts de travail d'une durée moyenne de 33 jours (soit 3,5

millions de journées de travail perdues) sont directement liés à la lombalgie (Véron et coll., 2008 ; Genêt et coll., 2002).

Le coût socioéconomique des lombalgies chroniques est important et ne cesse de croître. En France, le coût financier médical direct est évalué à 1,4 milliards d'euros et représente 1,6% des dépenses de santé. La plus grande proportion des coûts directs liés à la lombalgie sont les thérapies physiques (17% des coûts), les services aux patients hospitalisés (17%), suivis de la pharmacie (13%) et les soins primaires (13%) (Boonen et coll., 2005). Les coûts indirects (rente, indemnité journalière, perte d'emploi) représentent cinq à dix fois plus (Rossignol et coll., 2009). Les coûts indirects proviennent principalement de la perte de production du travail (Dagenais et coll., 2008), et sont liés soit à l'absentéisme du personnel qui est en arrêt de travail, soit à la baisse de production des personnes lombalgiques qui continuent de travailler, mais qui sont moins performantes (Goetzel et coll., 2003).

Le pronostic fonctionnel de la lombalgie chronique n'est pas très bon, puisqu'il est établi que les chances de reprise du travail diminuent avec la prolongation de l'arrêt de travail. Après six mois d'arrêt d'activités professionnelles pour lombalgie, la probabilité de reprise de travail est d'environ 50%, alors qu'après un an elle est de 25 à 30%, et qu'après deux ans elle est à peu près nulle (Gourmelen et coll., 2007 ; Rossignol et coll., 1988 ; Waddell, 1987). Les indicateurs du temps d'amélioration de la situation du patient lombalgique sont à la fois la mémoire de la durée de l'épisode, la douleur, le statut psychologique et l'invalidité (Dunn et Croft, 2006).

Les conséquences sociales (isolement, diminution de la qualité de vie), professionnelles (absentéisme, invalidité) (Véron et coll., 2008) et économiques de la lombalgie chronique placent la prise en charge de cette pathologie comme un enjeu majeur de santé publique

(Olivier et coll., 2007). La lombalgie chronique peut avoir un retentissement très important sur l'individu dans sa vie professionnelle, familiale et personnelle (Poiraudeau et coll., 2004). L'implication psychologique, les antécédents personnels du patient tels que son état de dépression – latente ou existante - et son comportement par rapport aux phénomènes douloureux et aux problèmes de santé, s'ajoutent aux autres facteurs (Vanvelcenaher, 2003). La lombalgie est plurifactorielle et comporte de multiples facettes dont l'appréciation est d'autant plus difficile qu'il existe peu de signes physiques objectivables. Ainsi, 85% des lombalgies n'ont pas de diagnostic étiologique certain (Waddell, 1987).

Partie 1

Rappels anatomiques

2. Rappels anatomiques

2.1. Le tronc

La colonne vertébrale forme un véritable pilier central du tronc. Outre sa fonction de support du tronc, le rachis joue le rôle de protecteur de l'axe nerveux. Cette protection ne va pas sans contrepartie, car dans certaines conditions et en certains points, l'axe nerveux et les nerfs rachidiens qui en émanent peuvent entrer en conflit avec leur étui protecteur et déclencher des douleurs de type lombalgie. Il nous parait donc important de détailler l'anatomie fonctionnelle du tronc.

2.1.1. La colonne vertébrale

La colonne vertébrale est rectiligne dans son ensemble, lorsqu'elle est vue de face ou de dos (figure 1). Par contre, dans le plan sagittal, la colonne vertébrale comporte 4 courbures :

- la lordose cervicale, avec une concavité postérieure, et dont le sommet est en C5 (cinquième vertèbre cervicale),
- la cyphose dorsale, avec une convexité postérieure, et dont le sommet est en T6 (sixième vertèbre thoracique),
- la lordose lombaire, avec une cavité postérieure, et dont le sommet est en L3 (troisième vertèbre lombale),
- la courbure sacrée, qui présente une courbure à concavité antérieure du fait de la soudure définitive des vertèbres sacrées.

La colonne vertébrale se compose de 33 vertèbres – 7 cervicales, 12 thoraciques, 5 lombales et 5 sacrées soudées au sacrum – et à 4 ou 5 pièces coccygiennes. Les vertèbres sont construites

sur le même schéma, mais de formes et de tailles différentes. La partie mobile de la colonne vertébrale s'articule par l'intermédiaire de disques intervertébraux et d'apophyses articulaires supérieures et inférieures.

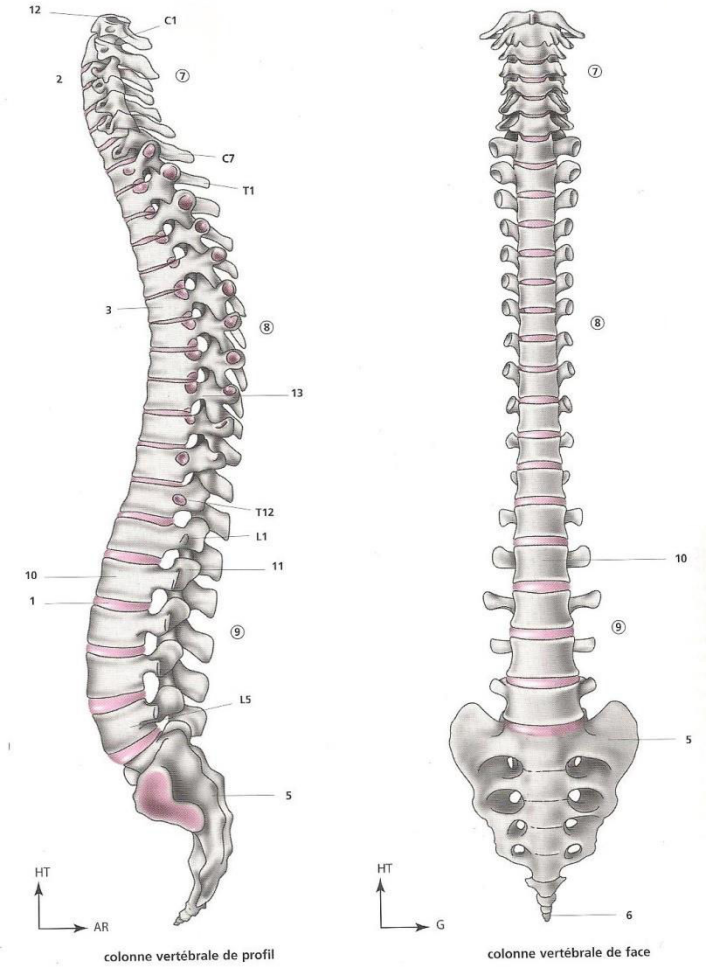


Figure 1 : segments et courbures de la colonne vertébrale, vue de profil et de face (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende
1 : disque intervertébral
2 : vertèbre cervicale
3 : vertèbre thoracique
5 : vertèbre sacrale
6 : pièce coccygienne
7 : lordose cervicale
8 : cyphose thoracique
9 : lordose lombale
10 : corps vertébral
11 : arc vertébral dorsal
12 : foramen vertébral
13 : processus articulaire

Chaque vertèbre comprend deux parties : un corps en avant et un arc vertébral en arrière (Figures 2 et 3). Le corps vertébral est situé dans la partie antérieure et constitue la partie la plus massive de la vertèbre. L'arc postérieur est situé en arrière et a une forme de demi-cercle concave vers l'avant. Cet ensemble encercle le foramen vertébral qui contient la moelle spinale

entourée de ses méninges. Celle-ci se prolonge à chaque niveau vertébral entre les deux arcs vertébraux, un nerf spinal de chaque côté.

Des vertèbres se superposent en restant articulées par leur corps grâce aux disques intervertébraux et par les processus articulaires au niveau de l'arc vertébral. Des ligaments relient les processus de deux vertèbres superposées.

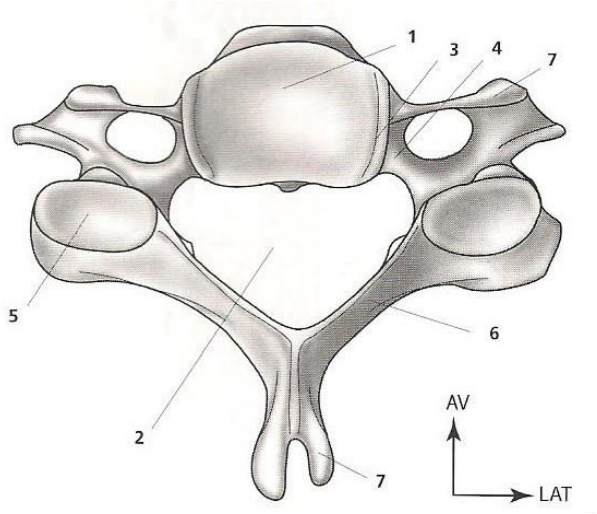


Figure 2 : vertèbre cervicale, vue crâniale (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende :
1 : corps vertébral
2 : foramen vertébral
3 : processus semi-lunaire
4 : pédicule
5 : processus articulaire
6 : lame
7 : processus épineux

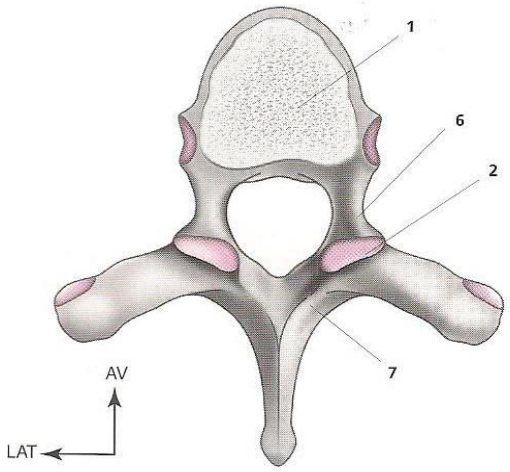


Figure 3 : vertèbre thoracique en vue crâniale (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende :
1 : corps vertébral
2 : disque vertébral
6 : pédicule
7 : lame vertébrale

Le rachis lombaire est situé entre le pelvis et le rachis dorsal. Il s'articule avec le sacrum en bas et supporte le rachis dorsal et le rachis cervical en haut. De ce fait, c'est la partie du rachis qui supporte le poids du corps. Le rachis lombaire est constitué de 5 vertèbres lombales (L1 à L5) (figure 4).

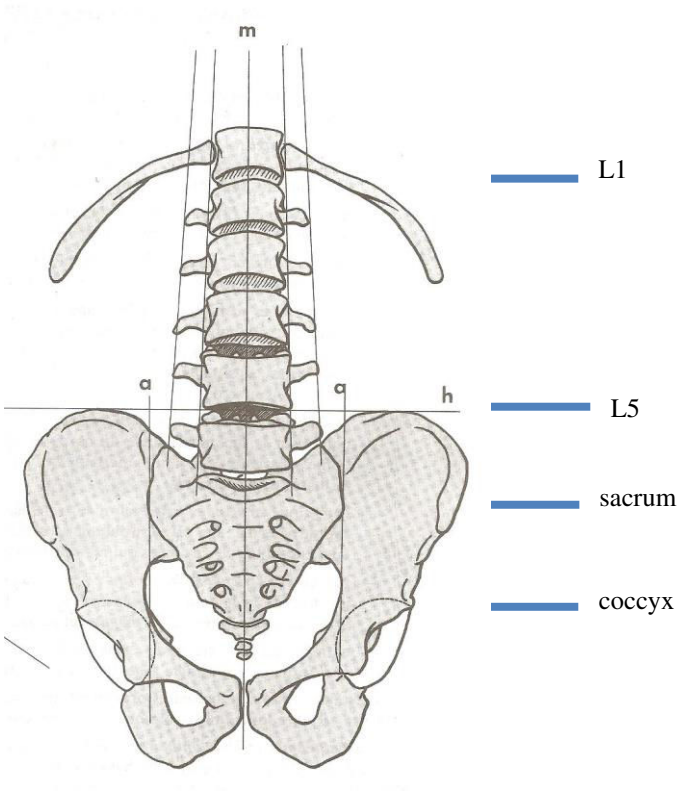


Figure 4 : rachis lombale, vue de face (d'après Kapandji, 2007).

La vertèbre lombale est constituée de différents éléments (figure 5):

- le corps vertébral,
- les deux lames qui se réunissent pour donner naissance à une apophyse épineuse,
- les apophyses costoïdes encore appelées apophyses transverses,
- le pédicule qui réunit l'arc postérieur au corps vertébral,
- l'apophyse articulaire supérieure qui se dresse au bord supérieur de la lame à sa jonction avec le pédicule et l'apophyse articulaire inférieure,
- le trou vertébral.

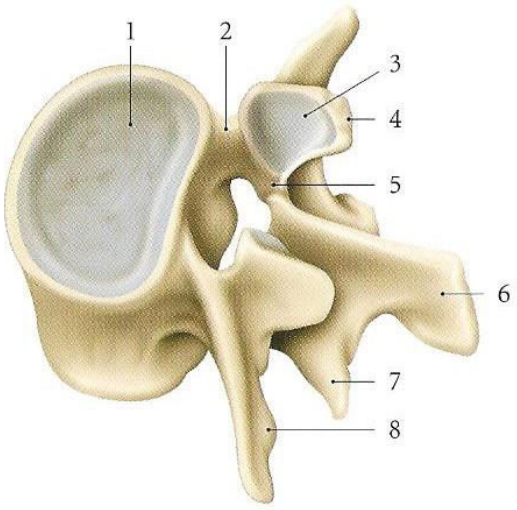


Figure 5 : vertèbre lombale, vue supéro-latérale (d'après Kamina, 2003).

Légende :
1 : corps vertébral
2 : pédicule
3 : processus articulaire supérieur
4 : processus mamillaire
5 : lame
6 : processus épineux
7 : processus articulaire inférieur
8 : processus costiforme

Le corps de ces vertèbres est beaucoup plus volumineux que celui des autres vertèbres, plus étendu dans le plan frontal et prend un aspect réniforme. Le foramen vertébral est petit et triangulaire. L'arc vertébral postérieur est formé par un pédicule très épais et une lame courte et massive. Le processus épineux est formé par la réunion de deux lames en arrière. Il est aplati et horizontal. Les processus articulaires sont à la jonction des pédicules et des lames. La superposition des vertèbres lombales répond à l'articulation des corps vertébraux séparés par les disques vertébraux. Les foramens intervertébraux par lesquels sortent les racines spinales sont limités en haut et en bas par les pédicules vertébraux. Ils sont donc immédiatement postérieurs aux corps vertébraux et surtout aux disques intervertébraux. A hauteur de la colonne lombale, les disques sont très épais, notamment au niveau de L4-L5 et de L5-S1, où les disques ont l'épaisseur de la moitié d'une vertèbre lombale, ce qui peut engendrer des conflits disco-radiculaires.

On retrouve deux systèmes ligamentaires au niveau du rachis lombal :

- *les ligaments vertébraux communs antérieurs et postérieurs* qui se trouvent tout au long du rachis,

- *le système de ligaments segmentaires entre les arcs postérieurs* et constitués du ligament jaune, du ligament inter-épineux et du ligament intertransversaire et du ligament commun antérieur et postérieur.

L'ensemble de ces deux systèmes ligamentaires forme une liaison extrêmement solide entre deux corps vertébraux, mais aussi pour l'ensemble du rachis.

2.1.2. Le disque intervértébral

L'articulation entre deux corps vertébraux adjacents est constituée par les deux plateaux des vertèbres adjacentes réunies entre eux par le disque intervertébral. Celui-ci a une structure caractéristique en deux parties (Figure 6). La partie centrale, appelée le *nucléus pulposus,* a l'aspect d'une bille de gélatine et est constituée presque entièrement d'eau (90%). Elle correspond à l'amortisseur du disque. Cette bille gélatineuse repose sur une plaque cartilagineuse qui recouvre entièrement le plateau vertébral. Le nucléus permet de répartir les contraintes axiales dans l'anneau et de maintenir le disque en pression. Ainsi, le disque résiste mieux aux mouvements de translation et de torsion. Ce système fonctionne parfaitement s'il est étanche. Le disque intervertébral est fragile et tend à se détériorer avec le temps s'il est sollicité dans certaines conditions mécaniques. Le disque est presque intégralement non vascularisé et non innervé. La nutrition du disque dépend alors des propriétés thixotropiques des gels le constituant (transformation en solutions de gels visqueux lorsqu'on les agite). Cet effet thixotropique s'opère lors des mouvements du tronc, tels que des mouvements de charge/décharge, et les cycles de compression-étirement entre les plaques cartilagineuses et le disque.

La partie périphérique, l'*annulus fibrosus,* est un anneau qui forme un véritable tissage de fibrocartilages constituées de lamelles concentriques, qui chez le sujet jeune empêche toute extériorisation de la substance du nucléus. L'orientation de ses fibres est oblique et en opposition d'une lamelle à l'autre afin de lui assurer une forte résistance lors des mouvements de torsions.

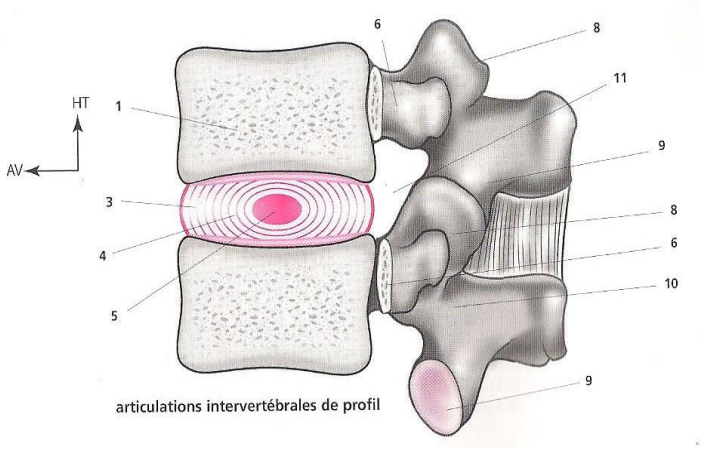


Figure 6 : articulation intervertébrale de profil (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende :
1 : corps vertébral
3 : disque intervertébral
4 : anneau fibreux
5 : nucleus pulposus
6 : pédicule vertébral
8 : processus articulaire
9 : processus articulaire caudal
10 : mur somatique postérieur
11 : foramen intervertébral

Le disque permet trois sortes de mouvements : des mouvements d'inclinaison dans le plan sagittal ou dans le plan frontal, des mouvements de glissements et des mouvements de cisaillement. Au final, cette articulation comporte une grande possibilité de mouvements avec six degrés de liberté : flexion-extension, inclinaison de chaque côté, glissement sagittal, glissement transversal, rotation droite et rotation gauche. Les mouvements de chaque articulation sont de faible amplitude. C'est l'addition de nombreuses articulations de ce type qui permet d'obtenir des mouvements de grande amplitude.

2.1.3. Les mouvements de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale permet d'effectuer plusieurs mouvements avec des amplitudes de 125 degrés en flexion, 120 en extension, 130 en inclinaison latérale et 110 en rotation. La colonne lombaire permet, quant à elle, une flexion de 50 degrés, une extension de 30, une inclinaison latérale de 40 et une rotation de 10 degré. La mobilité de la colonne dépend des muscles formant les haubans de la colonne. Il s'agit des muscles fléchisseurs paravertébraux et des muscles extenseurs dorsaux.

2.1.4. Les muscles du tronc

Les muscles du tronc exercent plusieurs actions. Ils permettent un mouvement de flexion et d'extension du rachis, le contrôle de l'amplitude et de la vitesse du mouvement. Ils participent également au maintien de la posture grâce à l'ajustement de la position du rachis face à la pesanteur, à la marche ou au port de la charge. Nous avons fait le choix de ne considérer les muscles du tronc qu'à partir de leur fonction : les muscles extenseurs du tronc et les muscles fléchisseurs du tronc.

2.1.5.1. Les muscles extenseurs

Les muscles du dos peuvent être représentés sous trois couches en fonction de leur origine : superficielle (sur-épineuses et épineuses), moyenne (épineuses et lames), profonde (processus transverse et zygapophisaires)

Les muscles extenseurs sont disposés en plusieurs couches (Figure 7 et 8). Les muscles les plus profonds sont principalement les muscles inter-segmentaires courts qui s'insèrent sur deux vertèbres consécutives. On retrouve également les muscles inter-transversaires (*intertransversarii*) qui vont d'un processus à l'autre. Ces muscles permettent l'inclinaison

latérale du rachis s'ils ne sont sollicités que d'un seul côté. Les muscles inter-épineux (*interspinalis*) quant à eux, sont tendus d'une épine à la suivante et provoquent l'extension des vertèbres. Les muscles transversaires épineux (*multifidi*) sont formés de quatre faisceaux partant tous d'un même processus transverse. Les faisceaux les plus courts sont les fibres laminaires. Elles s'attachent sur l'étage vertébral n+1 et n+2 au niveau des lames. Les deux autres faisceaux s'attachent au niveau vertébral n+3 et n+4 sur les processus épineux. Les fibres de ce muscle étant obliques, elles provoquent des mouvements d'extension, de rotation et d'inclinaison latérale du rachis. Le *longissimus* s'insère sur le sacrum et la face postérieure des crêtes iliaques et se fixe sur les processus transverses des vertèbres lombaires et dorsales jusqu'à la face postérieure de la deuxième côte. L'*iliocostalis* s'insère également sur le sacrum et sur la face postérieure des crêtes iliaques puis évolue en plusieurs faisceaux superposés allant jusqu'aux cinq dernières vertèbres cervicales. La principale action des muscles *longissimus* et *iliocostalis* sont l'extension du rachis. Ils permettent également une action d'inclinaison latérale et de rotation lorsqu'ils ne sont contractés que d'un seul côté.

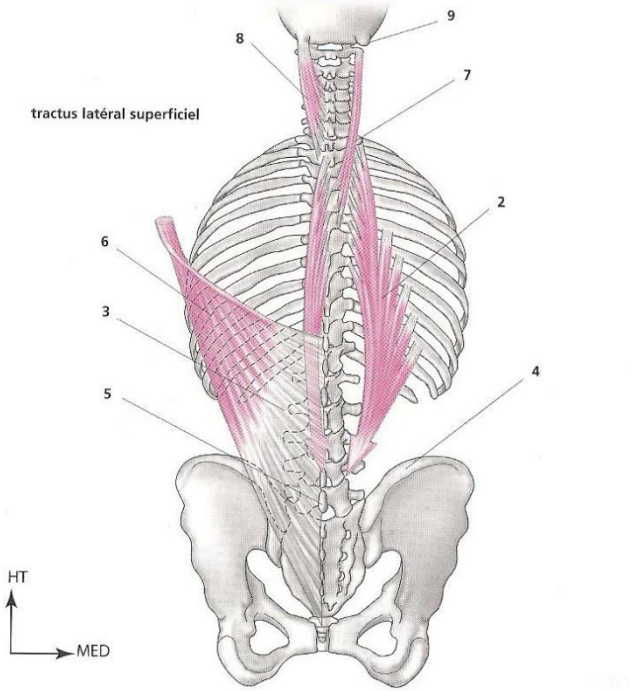


Figure 7 : les muscles érecteurs du rachis, vue dorsale. Tractus latéral superficiel (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende :
1 : muscle ilio-costal lombal
2 : muscle longissimus
3 : fascia thoraco-lombal
4 : crête iliaque
5 : processus épineux de L5
6 : muscle grand dorsal
7 : muscle splénius du cou
8 : muscle splénius de la tête
9 : processus mastoïde
10 : muscle inter-épineux
11 : muscle inter-transversaire
12 : muscle transverso-spinal

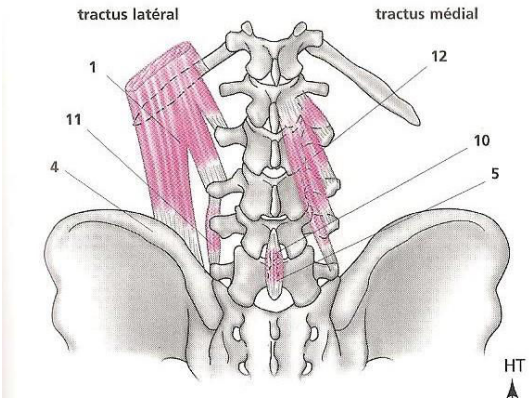


Figure 8 : les muscles inter-transversaires et transverso-épineux à l'étage lombal. Tractus latéral et médial (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

2.1.5.2. Les muscles fléchisseurs du rachis

2.1.5.2.1. Les muscles de la paroi abdominale

Les muscles fléchisseurs du rachis ont plusieurs fonctions. Ils participent à la flexion du tronc et de la hanche et à la mécanique ventilatoire (Figure 9).

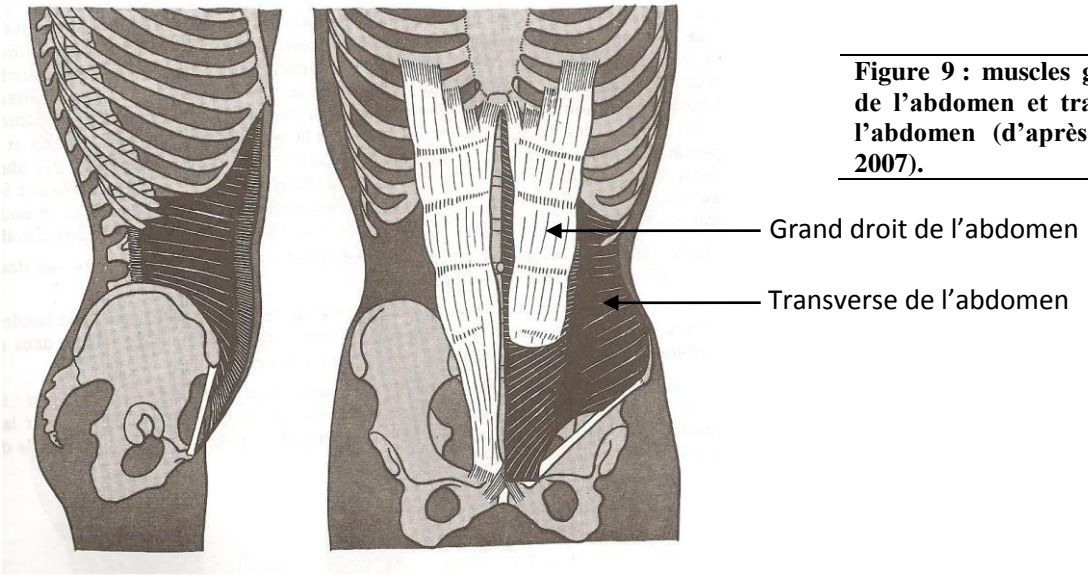


Figure 9 : muscles grand droit de l'abdomen et transverse de l'abdomen (d'après Kapendji, 2007).

Le muscle le plus profond des trois muscles antéro-latéraux de l'abdomen est le muscle *transversus abdominis*. Ce muscle s'étend entre les processus transverses des vertèbres lombaires, la crête iliaque, les dernières côtes et la symphyse pubienne. C'est un muscle en deux parties qui se rejoignent sur la ligne blanche en passant sous les fibres du grand droit de

l'abdomen. Ce muscle assure la contention des viscères. Lors d'une contraction synchrone avec les autres muscles larges de l'abdomen, il permet de faire une flexion de la colonne throraco-lombaire ainsi qu'une hyperpression abdominale, utile notamment à l'expiration active.

L'obliquus internus abdominis est le muscle intermédiaire des muscles antéro-latéraux. Ses fibres s'étendent de l'épine iliaque aux 11ème et 12ème côtes. Ses fibres aponévrotiques s'attachent sur la symphyse pubienne, le dixième cartilage costal et l'appendice xiphoïde, ainsi que sur la ligne blanche avec les fibres du muscle oblique interne de l'abdomen opposé. Sa contraction unilatérale permet l'inclinaison du tronc. Lors d'une contraction synchrone avec les autres muscles larges de l'abdomen, il permet une flexion de la colonne thoraco-lombaire ainsi qu'une hyperpression abdominale.

L'obliqus externus abdominis est constitué de fibres musculaires s'étendant des 7 dernières côtes à la crête iliaque. Les deux faisceaux de fibres aponévrotiques se rejoignent au niveau de la ligne blanche et sont étendus entre l'appendice xiphoïde et le pubis. Sa contraction unilatérale permet la rotation controlatérale ainsi qu'une inclinaison homolatérale du tronc. Lors d'une contraction synchrone avec les autres muscles larges de l'abdomen, il permet de faire une rétroversion du bassin, une hyperpression abdominale et une flexion de la colonne thoraco-lombaire.

Le muscle le plus antérieur et le plus superficiel est *le rectus abdominis*. Ce muscle est composé de deux bandes musculaires tendues de part et d'autre de la ligne blanche et s'étend verticalement des arcs et cartilages costaux des 5ème, 6ème et 7ème côtes, ainsi que de l'appendice xiphoïde jusqu'au pubis sur la symphyse pubienne. Il est entrecoupé d'intersections tendineuses lui donnant sa forme particulière lorsqu'il est contracté. Ce muscle aide à l'expiration et à la

protection et au bon fonctionnement des viscères. Ce muscle est également important dans la flexion du tronc lorsque le bassin est fixe et pour l'antéflexion du bassin lorsque la personne est couchée.

2.1.5.2.2. Les muscles latéro-vertébraux lombaires

Ces muscles sont au nombre de deux. Le *psoas* est un muscle long qui s'étend entre les processus transverses et les disques intervertébraux des vertèbres D12 à L5 jusqu'au petit trochanter du fémur. *Le quadratus lumborum* s'attache entre la dernière côte, les processus transverses des cinq vertèbres lombaires et la crête iliaque. Lorsque le bassin est fixe, ils permettent l'inclinaison homolatérale. Le psoas participe en plus**,** à une rotation du tronc du côté controlatéral.

2.2. Les hanches

L'articulation de hanche doit être à la fois solide et mobile. Les surfaces articulaires coxo-fémorales sont composées du *facies lunata* de l'acétabulum de l'os coxal et de la tête du fémur, renforcée par le labrum acétabulaire. L'articulation de la hanche est profondément enfouie au sein des muscles moteurs. La disposition des muscles moteurs explique leur fonction. Les muscles fléchisseurs sont en avant et les muscles extenseurs en arrière du plan frontal. Les muscles abducteurs sont en dehors et adducteurs en dedans du plan sagittal. Les muscles rotateurs sont latéraux et médiaux selon l'axe longitudinal. Dans cette étude, l'intérêt a été porté sur les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche. Ceux-ci seront donc plus particulièrement détaillés.

Les caractéristiques des surfaces articulaires coxo-fémorales lui permettent d'être à la fois mobile et solide. L'articulation est renforcée par cinq ligaments – le ligament ilio-fémroal, le

ligament pubo-fémoral, le ligament ischio-fémoral, le ligament annulaire et le ligament de la tête fémorale – qui permettent la stabilité et la puissance des mouvements de hanche.

2.2.1. Les muscles fléchisseurs de hanche

L'amplitude de flexion de hanche dépend de la position du genou puisque la flexion du genou relâche les muscles ischio-jambiers et détend tous les ligaments. La flexion de hanche est de 120 degrés en actif (mobilisation par le sujet lui-même) – et de 145 degrés en passif (mobilisation par une tierce personne). Lorsque le genou est en extension, la flexion active n'atteint plus que 90 degrés et 120 degrés en passif. Ce paramètre peut être important dans le cadre de la prise en charge de la lombalgie, pathologie pour laquelle on retrouve une diminution de la souplesse des muscles ischio-jambiers (Tafazzoli et Lamontagne, 1995). Plusieurs muscles participent à la flexion de hanche (Figure 10).

Les muscles fléchisseurs de hanche sont les muscles antérieurs. Le *muscle ilio-psoas* des lombes comprend deux parties : *le psoas major* (chef lombal du muscle ilio-psoas déjà cité ci-dessus dans les muscles fléchisseurs du tronc) et *l'iliacus* (Figure 11). Le grand psoas comprend un plan superficiel naissant des corps des vertèbres T12 à L4 et des disques intervertébraux correspondants. Il comprend également un plan profond s'insérant des processus costiformes des vertèbres lombales. Ces deux plans sont séparés par le plexus lombal. Le corps charnu rejoint le muscle iliaque. Le muscle iliaque s'insère dans la fosse iliaque. La réunion des deux muscles forme le muscle ilio-psoas se terminant sur le petit trochanter. C'est le principal muscle fléchisseur de la cuisse.

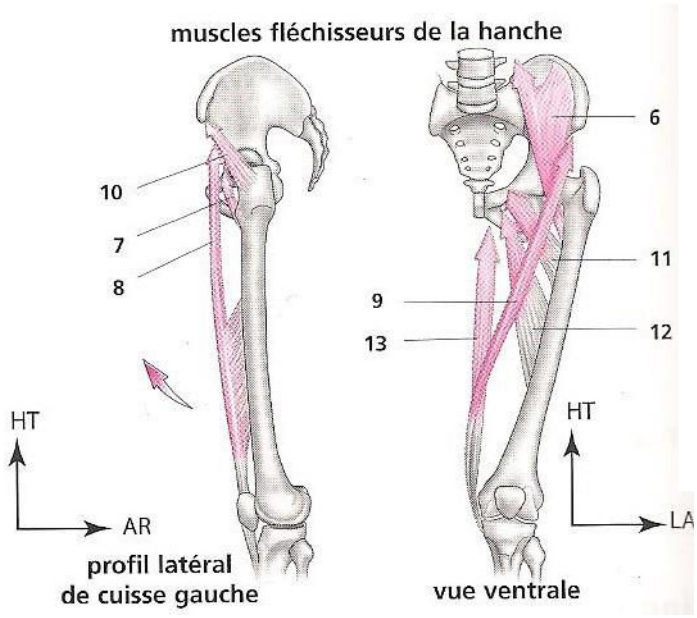


Figure 10 : Muscles fléchisseurs de hanche, vue de profil latéral cuisse gauche et vue ventrale (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende :
6 : muscle iliaque
7 : petit trochanter
8 : muscle droit de la cuisse
9 : muscle sartorius
10 : muscle tenseur du fascia lata
11 : muscle pectiné
12 : muscle long adducteur
13 : muscle gracile

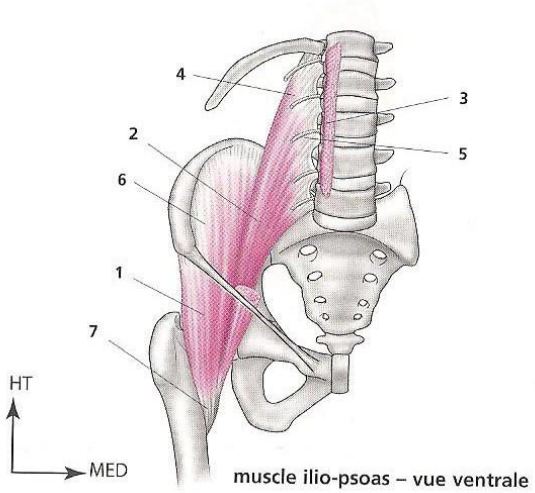


Figure 11 : Muscle ilio-psoas, vue ventrale (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende
1 : muscle ilio-psoas
2 : muscle grand psoas
3 : muscle grand psoas, plan superficiel
4 : muscle grand psoas, plan profond
5 : plexus lombal
6 : muscle iliaque
7 : petit trochanter

Le rectus femoris de la cuisse appartient au muscle quadriceps fémoral. Ce chef s'insère sur l'os coxal par deux tendons : un tendon direct sur l'épine iliaque antéro-inférieure et un tendon réfléchi partant du sillon supra-acétabulaire. Il vient se terminer sur la tubérosité tibiale. Il est extenseur de la jambe, et fléchisseur de la cuisse sur le bassin.

Le muscle sartorius s'insère sur l'épine iliaque antéro-supérieure et passe en avant de l'articulation de la hanche. Il se termine par un large tendon qui vient se fixer sur la partie antéro-supéro-interne du tibia. Il intervient dans l'abduction, la flexion et la rotation externe de hanche et participe à l'antéversion du bassin.

Le tensor fascia latae prend également son origine sur l'épine iliaque antéro-supérieure et termine sur la tubérosité latérale du tibia. Il agit comme abducteur et rotateur médial accessoire de la cuisse et fléchisseur accessoire de la cuisse.

Le pectineus s'insère en deux plans qui ont la forme d'un J couché. Le premier plan est le plan superficiel et s'étend de l'épine du pubis à l'éminence ilio-pectinée. Le plan profond s'insère sur la gouttière sus-pubienne. Ce muscle s'achève sur la crête pectinée du fémur. Il est adducteur et fléchisseur de la hanche.

2.2.2. Les muscles extenseurs de hanche

Les muscles extenseurs de la hanche sont des muscles postérieurs. Ils sont situés dans la région glutéale. Il s'agit du muscle grand glutéal, des muscles pelvi-trochantériens et des muscles ischio-jambiers (Figure 12).

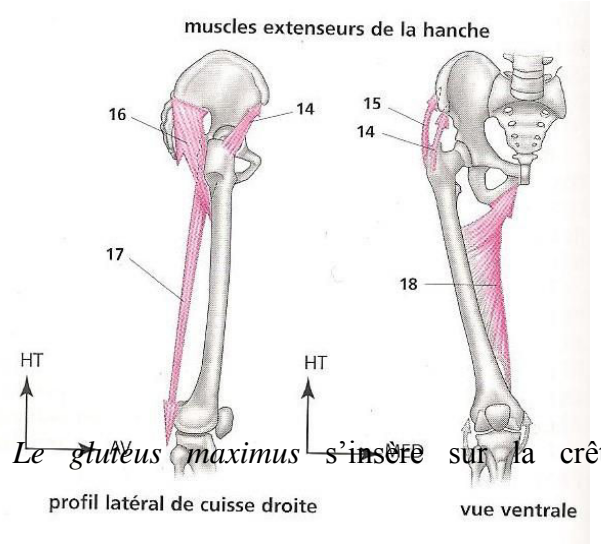


Figure 12 : Muscles extenseurs de la hanche, vue latérale de cuisse droite et vue ventrale (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende
14 : muscle petit glutéal
15 : muscle moyen glutéal
16 : muscle grand glutéal
17 : muscles ischio-jambiers
18 : muscle troisième adducteur

Le gluteus maximus s'insère sur la crête iliaque,

l'épine iliaque postéro-supérieure, la crête sacré postérieure, la fosse iliaque externe, les tubercules sacrées postéro-externes, le sacrum et le coccyx, le ligament sacro-tubéral et le ligament sacro-épineux, et le fascia glutéal. Ce muscle se termine sur la tubérosité glutéale du fémur, le bord dorsal du tractus ilio-tibial et l'aponévrose du muscle tenseur du fascia lata. Le grand glutéal est donc extenseur de la cuisse sur le bassin. Il est également rotateur latéral de la cuisse. Ses fonctions principales sont le maintien de la station debout, la marche et la course. Il est également stabilisateur du bassin et antagoniste du muscle ilio-psoas. Le grand glutéal est aussi rétroverseur du bassin et agoniste des muscles abdominaux. Le muscle grand glutéal et le muscle tenseur du fascia lata ont la même terminaison et constituent le deltoïde fessier. Quand ces deux muscles se contractent ensemble, ils tendent le fascia lata, ce qui permet de renforcer l'action de la cuisse.

Les muscles pelvi-trochantériens sont au nombre de six : *le* muscle obturateur externe, muscle piriforme, , muscle jumeau supérieur, muscle jumeau inférieur, muscle carré fémoral, muscle obturateur interne (Figure 13). Ils lient les membres inférieurs au tronc. Ils s'insèrent à différents endroits du bassin osseux ou pelvis, mais se terminent tous sur le grand trochanter du fémur. Leur principale fonction est la rotation latérale de hanche. Ils sont abducteurs de hanche et stabilisateurs lors de l'appui mono-podal, avec le muscle moyen glutéal. Ils initient également le début du mouvement, qui est amplifié ensuite par l'action de muscles plus puissants comme le muscle grand glutéal.

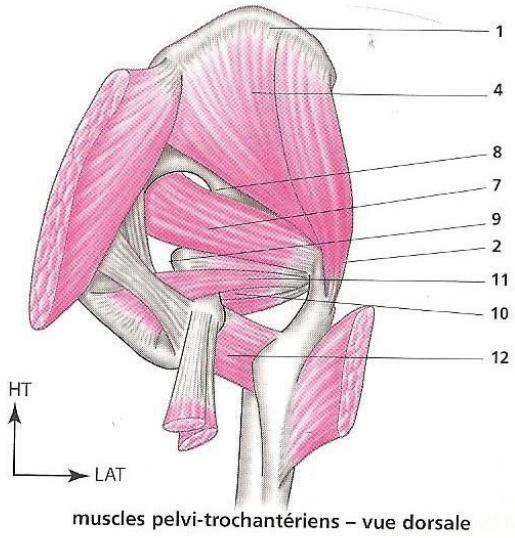


Figure 13 : Muscles pelvi-trochantériens, vue dorsale (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende
1 : aile de l'ilium
2 : grand trochanter
4 : muscle moyen glutéal
7 : muscle piriforme
8 : canal supra-piriforme
9 : canal infra-piriforme
10 : muscle obturateur interne
11 : muscles jumeaux supérieur et inférieur
12 : muscle carré fémoral

Les ischio-jambiers sont composés des muscles poly articulaires qui vont de la hanche jusqu'à l'arrière du tibia et du péroné. Ce groupe se compose de trois muscles : le biceps fémoral, le semi-tendineux et le semi-membraneux. Les muscles ischio-jambiers sont composés de plusieurs parties qui ont pour principale action d'entrainer le genou en flexion et le fémur en extension si l'os coxal est un point fixe. Le *biceps femoris* est composé de deux chefs musculaires. Le chef long naît sur la tubérosité ischiatique. Le chef court, naît par des fibres musculaires de la ligne âpre. Ces deux chefs se rejoignent pour se fixer sur la tête de la fibula et par des expansions sur le condyle latéral du tibia. Le chef long participe à l'extension de la hanche. *Le semi-tendinosus* naît sur la tubérosité ischiatique pour se terminer sur le tibia. Lorsque la jambe est fléchie, il est rotateur médial de la jambe et extenseur de la hanche. *Le semi-mendinosus* naît sur la tubérosité ischiatique pour se terminer sur le condyle médial tibial, sur la face médiale tibiale et sur le condyle latéral fémoral. Il a les mêmes fonctions que le semi-tendineux. Il entraîne le bassin en rétroversion si le membre inférieur est fixe.

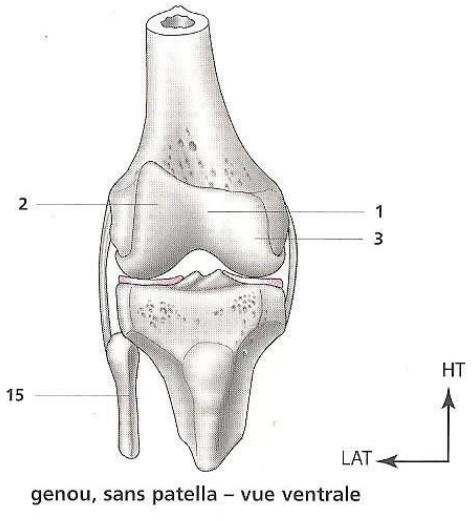
L'extension de la hanche dépend de la position du genou**,** du fait de l'étirement ou non des muscles ischio-jambiers. Genoux fléchis, l'extension active est de 10 degrés et l'extension

passive de 30 degrés. Genoux fléchis, elle est globalement de 20 degrés. L'extension peut être améliorée par l'assouplissement du ligament ilio-fémorale et par une bascule antérieure du bassin.

2.3. Le genou

L'articulation du genou est constituée de l'extrémité proximale du tibia, et de l'extrémité distale du fémur, ainsi que de la patella. Elle unit la jambe au fémur. C'est une articulation synoviale de type complexe. La capsule articulaire encapuchonne le complexe articulaire et s'insère sur les pourtours des surfaces articulaires fémorales, tibiales et patellaires. La capsule est renforcée par des ligaments intra- et extra-articulaires.

Les surfaces articulaires du genou (Figure 14) sont représentées par les condyles du fémur articulés avec les cavités glénoïdes du tibia, et forment l'articulation fémoro-tibiale. Les autres surfaces articulaires correspondent à la trochlée fémorale qui s'articule avec la patella pour former l'articulation fémoro-patellaire. Les articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire sont réunies dans la même capsule articulaire.



genou, sans patella – vue ventrale

Figure 14 : surfaces articulaires du genou sans patella, vue ventrale (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende
1 : trochlée fémorale
2 : joue latérale de la trochlée
3 : joue médiale de la trochlée
15 : fibula

La patella est un os sésamoïde dont la surface antérieure est recouverte par le tendon terminal du muscle quadriceps. Sa face postérieure présente une surface articulaire avec la trochlée

fémorale. Le plan ligamentaire du genou est centré sur la patella et participe à l'extension du genou. La patella éloigne le tendon quadricipital de l'axe du mouvement et reporte sa force de traction en avant ce qui permet d'augmenter son efficacité pendant l'extension.

Le ligament antérieur participe également à l'appareil extenseur du genou. Il est constitué en partie par le tendon terminal du muscle quadriceps.

L'articulation du genou fonctionne principalement avec un degré de liberté dans le plan sagittal induisant la flexion et l'extension du genou. Dans le plan frontal, on retrouve une flexion de genou de 130 degrés et une extension maximale de 0 degré. Il existe un second degré de liberté suivant l'axe longitudinal de la jambe permettant un mouvement de rotation lorsque le genou est fléchi. On retrouve une rotation latérale (*i.e.*, vers l'extérieur) de 30 degrés et une rotation médiale (*i.e.*, vers l'intérieur) de 10 degrés.

2.3.2. Les muscles extenseurs du genou

Ce travail de thèse s'est principalement intéressé à l'extension du genou. Seuls les muscles participant à l'extension de cette articulation, le *quadriceps fémoris* et le *sartorius,* seront donc détaillés (Figure 15).

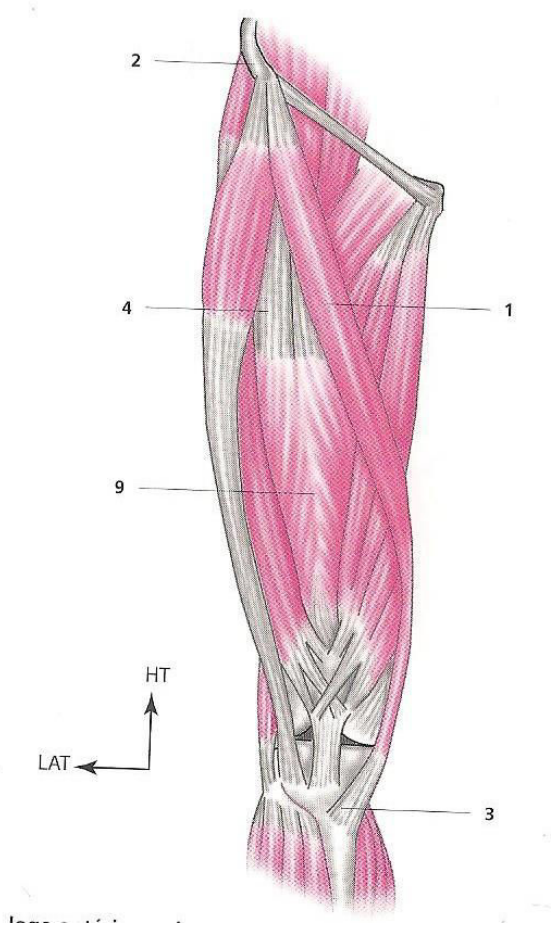


Figure 15 : loge antérieure de la cuisse, muscles quadriceps femoris et sartorius (d'après Vitte et Chevallier, 2007).

Légende
1 : muscle sartorius
2 : épine iliaque antéro-supérieure
3 : patte d'oie, face médiale de la tubérosité du tibia
4 : muscle droit de la cuisse
9 : muscle vaste intermédiaire

Le quadriceps fémoris se situe dans la loge antérieure de la cuisse. Il est composé de quatre ventres musculaires. *Le rectus femoris,* bi-articulaire – *i.e.* hanche et genou - s'insère sur l'épine iliaque antéro-inférieure, le sillon supra-acétabulaire et la capsule articulaire coxo-fémorale. Il se termine en suivant le tendon patellaire jusqu'à la face antérieure du tibia. *Le vastus lateralis* part de la base du grand trochanter et sur la ligne âpre et se termine sur la face supérieure de la patella. *Le vastus medialis* s'insère sur la diaphyse du fémur et se termine sur la face supérieure de la patella. Enfin, *le vastus intermedius* part de la face antérieure de la diaphyse fémorale pour se terminer également sur la face supérieure de la patella. Le quadriceps fémoral permet l'extension de la jambe sur la cuisse si le tronc est fixé. Il est également fléchisseur de la cuisse sur le bassin par le *rectus femoris* et antéverseur du bassin si

le membre est fixé. Le tendon patellaire termine l'insertion du quadriceps sur la face antérieure des plateaux tibiaux par l'intermédiaire de la patella qui sert de poulie dans la trochlée fémorale.

Le sartorius nait de l'épine iliaque antéro-supérieure de l'os coxal et se termine sur la tubérosité tibiale du tibia avec les muscles de la patte d'oie. Il forme une bande musculaire qui croise la cuisse en écharpe.

Partie 1

Origines de la lombalgie

3. Origines de la lombalgie chronique

Plusieurs études se sont intéressées aux structures anatomiques qui peuvent être atteintes par des lombalgies (Tertti et coll., 1991 ; Videman et coll., 1990 ; Bernard et coll., 1987 ; Nachemson, 1973). Les désordres mécaniques affectant le plus souvent le rachis lombaire sont les lésions musculaires, l'arthrose des articulations postérieures, la dégénérescence discale, les spondylolisthésis et la scoliose de l'adulte (Boreinstein et Wiezel, 1989). La physiopathologie des lombalgies ne se résume pas seulement à des théories mécanicistes, et d'autres hypothèses impliquant des phénomènes inflammatoires (Frymoyer, 1988), vasculaires (Hoyland et coll., 1989) et génétiques (Rannou et coll., 2003) sont avancées. L'objectif de ce chapitre est de détailler les principales origines possibles de la lombalgie chronique.

Le disque intervertébral. Tout d'abord, le vieillissement du disque intervertébral peut s'accompagner d'une altération de la production de protéoglycanes entrainant une diminution de ces capacités mécaniques (Bayliss et coll., 1988). Face à un stress anormal, les tissus discaux produiraient des médiateurs de l'inflammation (Rannou et coll., 2003). De plus, Coppes et coll. (1990) ont montré la présence de terminaisons nociceptives dans la partie profonde de *l'annulus fibrosus* de disques dégénérés, que l'on ne retrouve pas dans des disques normaux.

Les disques intervertébraux dégénératifs étant innervés (Yoshizawa et coll., 1980), ils sont également une source potentielle de lombalgie. L'injection d'une solution saline dans le nucleus (Bogduk et coll., 1995) ou la stimulation de l'anneau fibreux (O'Neill et coll., 2002) ont mis en avant que la douleur engendrée par ces stimulations pouvait être ressentie dans la fesse ou dans la partie postérieure de la cuisse. Ces expériences mettent en avant que les

disques intervertébraux peuvent être responsables de douleurs somatiques correspondant aux douleurs du patient lombalgique.

Une étude s'attachant à comparer la hauteur des disques L4-L5 et L5-S1 n'a pas mis en évidence de différence significative des hauteurs discales entre sujets sains et sujets lombalgiques (Dabbs et coll., 1990). Une autre étude a mis en avant que les variations d'épaisseurs des trois derniers disques dans le temps étaient très variables d'un individu à l'autre, que le pincement vertébral n'était pas obligatoire avec l'âge, même chez un sujet lombalgique et que la vitesse de pincement était extrêmement variable d'un individu à l'autre (Vignon et coll., 1989). Cependant, il existe des discopathies évolutives associées à des lombalgies sévères (Vignon et coll., 1989). D'après certaines études, il existerait une prédisposition génétique à la discopathie lombaire. L'hérédité expliquerait 26 à 73% des lésions discales observées en imagerie par résonance magnétique (Michou, 2014 ; Sambrook et coll., 1999 ; Battie et coll., 1995).

Les articulations apophysaires. Les articulations apophysaires supérieures sont fréquemment le siège d'arthrose et seraient alors responsables de douleurs chroniques ou aigues dans le cas de poussée congestive d'arthrose. On peut également retrouver des kystes articulaires ou une synovite villonodulaire au niveau de ces articulations (Poiraudeau et coll., 2004).

Les adhérences au niveau de la dure-mère. Le décollement de la dure-mère entraine des lésions vasculo-nerveuses locales qui peuvent expliquer les phénomènes douloureux lorsque le ligament commun vertébral est traumatisé par une hernie discale (Poiraudeau et coll., 2004).

Le ligament interépineux. Certaines études se sont intéressées aux douleurs liées au ligament interépineux. D'après Feinstein et coll. (1954), la stimulation expérimentale par injections salines hypertoniques dans le ligament interépineux engendrerait une lombalgie avec une douleur projetée dans les extrémités inférieures. Cependant, Wik (1995) a montré que l'anesthésie de ce ligament n'est pas efficace pour soulager la douleur. L'entorse de ce ligament n'est donc pas un facteur déterminant de la douleur ressentie par le sujet lombalgique chronique.

Les phénomènes inflammatoires et vasculaires locaux. Des phénomènes inflammatoires et vasculaires locaux ont été mis en évidence par des anomalies de signal des corps vertébraux adjacents à un disque intervertébral dégénératif chez certains sujets lombalgiques (Modic et coll., 1988). Ces anomalies pourraient avoir un rôle dans la genèse des phénomènes douloureux locaux.

Les muscles du tronc. Enfin, on retrouve une faiblesse musculaire ainsi qu'une amyotrophie paravertébrale chez les sujets lombalgiques chroniques (Suzuki et coll., 1983). Il existe une amyotrophie significative des muscles spinaux chez ces patients par rapport à des sujets souffrant depuis moins de 18 mois (Cooper et coll., 1992). Bogduk (1980) a montré que des injections salines hypertoniques dans les muscles spinaux induisaient des lombalgies et des douleurs somatiques localisées. De plus, les muscles spinaux peuvent être affectés par des déchirures suite à un étirement soudain ou un effort important. Cette lésion peut alors entraîner une réponse inflammatoire pouvant être source de douleur.

Le déséquilibre musculaire est également supposé engendrer une douleur (Jull et Janda, 1987). Dans le cas du rachis lombaire, c'est le déséquilibre entre les muscles fléchisseurs et les

extenseurs du tronc, exprimé par le ratio Fléchisseurs/Extenseurs (F/E), qui serait responsable de la douleur (Dvir et Keating, 2003 ; Newton et coll., 1993). Cependant, aucune étude ne semble s'accorder sur un ratio F/E unique, quelle que soit la population considérée (saine *vs.* lombalgique) (Dervišević et coll., 2007 ; Drapala et Trzaskoma, 2006 ; Hultman et coll., 1993). Certains auteurs rapportent des ratios de 0,75 pour les sujets sains, et supérieurs à 1 pour les lombalgiques chroniques (Dvir et Keating, 2003 ; Newton et coll., 1993), alors que d'autres montrent des valeurs variant de 0,36 à 0,43 pour les deux populations (Hultman et coll., 1993), ou fluctuant entre 0,54 et 0,64 (Dervišević et coll., 2007). Les différences entre les ratios s'expliquent principalement par la position du sujet lors de l'évaluation. Pour certains protocoles (Dvir et Keating, 2003 ; Newton et coll., 1993), les sujets sont en position debout, alors que pour d'autres, ils sont en position semi-assise (Ripamonti et coll., 2011). Dans le cadre de la prise en charge de la lombalgie chronique, l'accent a été mis sur l'importance du conditionnement et de l'intégrité des schémas proprioceptifs. Ainsi, dans les activités normales, l'équilibre est en partie assuré par des ajustements lents dépendant de rétrocontrôles visuels, vestibulaires et proprioceptifs qui seraient perturbés chez les lombalgiques chroniques (Bullock-Saxton, 1993 ; Nies et coll., 1991). Il n'est actuellement pas possible de déterminer si ces désordres musculaires sont la cause ou la conséquence des lombalgies. L'amélioration des lombalgies après programme de renforcement musculaire et de reprogrammation sensori-motrice semble montrer la participation musculaire à la genèse ou à l'aggravation des lombalgies chroniques (Poiraudeau et coll., 2004**).** Ainsi, un élément nociceptif va amener une dysfonction, qui, à son tour, va générer d'autres douleurs et d'autres dysfonctions – musculaires et proprioceptives notamment – qui vont par la suite avoir un impact au niveau psycho-social pour les sujets concernés (Merskey et Bogduk, 1994 ; Waddell, 1987). Les lombalgies sont multi-causales (Poiraudeau et coll., 2004).

Partie 1

Prise en charge de la lombalgie

4. La prise en charge de la lombalgie

La prise en charge actuelle de la lombalgie chronique est très variée, mais s'organise selon certains consensus autour de la prise en charge du syndrome de déconditionnement à l'effort.

4.1. Le syndrome de déconditionnement à l'effort

Mayer (1985) décrit la lombalgie chronique comme un syndrome de déconditionnement rachidien, qui serait le résultat de l'association de plusieurs facteurs : l'immobilisation due à la douleur, l'inactivité croissante, les lésions des tissus mous et la douleur. Le syndrome de déconditionnement survient alors après 4 à 6 mois d'inactivité (Mayer et coll., 1985 ; Olivier et coll., 2008).

Linton et coll. (1984) expliquent le syndrome de déconditionnement à l'effort comme une réponse face à la douleur. D'après ces auteurs, il existe deux types de réponse à une stimulation douloureuse : la première est conditionnée et automatique, et entraîne toujours la même réponse, une activation sympathique avec de la peur, de l'anxiété et une tension musculaire importante. La seconde, quant à elle, est acquise et définie par un apprentissage de comportements d'évitement visant à une diminution des peurs, de l'anxiété et des tensions musculaires. Etant donné son efficacité relative et transitoire, cette réponse renforce les comportements d'évitement et aboutit à un cercle vicieux responsable progressivement d'un déconditionnement. Ce dernier est caractérisé par une diminution de l'activité physique entraînant une perte de la force et de l'endurance musculaire (principalement au niveau des muscles abdominaux et des muscles spinaux), un retentissement moral (sentiment accru d'être gravement malade) et l'absence de repère sur le seuil douloureux acceptable. A partir des travaux de Linton, apparaissent la notion de « kinésiophobie » (Linton et Vlaeyen, 2000) ou cinésiophobie (Tait et coll., 1990) qui correspond à la peur du mouvement et de l'impact de

celui-ci sur la douleur. Ce modèle de « peur-évitement » permet d'envisager des stratégies de prise en charge spécifique de la lombalgie chronique en tenant compte des particularités culturelles et socio-économiques de la population (Genêt et coll., 2009).

La spirale du déconditionnement à l'effort induit chez les personnes lombalgiques chroniques une diminution des capacités physiques initiales Tout d'abord, on note une perte de la flexibilité, se traduisant par une hypo-extensibilité musculo-tendineuse notamment au niveau des muscles ischio-jambiers (Bibré et coll., 1997 ; Poiraudeau et coll., 2007). Une autre conséquence majeure porte sur une diminution des capacités musculaires en endurance et en force des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc (Bibré et coll. 1997). Cela se traduit par une atrophie des différentes fibres musculaires, et plus particulièrement au niveau des muscles *multifidi* (Jowett et coll., 1975) et une diminution des muscles de la paroi antérieure et postérieure du tronc (Nachemson et Limath, 1969). Les muscles extenseurs du tronc sont normalement plus puissants que les muscles fléchisseurs (Andersson et coll., 1988). Ce sont majoritairement des muscles posturaux pour les muscles du plan profond ainsi que de puissants stabilisateurs du tronc pour les muscles superficiels. La littérature montre que dans le cadre de la lombalgie, les muscles extenseurs du tronc perdent beaucoup plus de force que les muscles fléchisseurs, surtout aux vitesses correspondant aux vitesses gestuelles quotidiennes (Newton et coll., 1993 ; Mayer et coll., 1985). L'étude de Lavignolle et coll. (1989), réalisée dans des conditions isométriques et isocinétiques confirme ces résultats. Sur 125 patients lombalgiques, les auteurs ont montré que la force évaluée dans des conditions isométriques diminuait de 20% pour les muscles fléchisseurs du tronc et de 40% pour les muscles extenseurs du tronc par rapport à des sujets sains. Dans cette même étude l'évaluation isocinétique a montré une diminution de la force de 48% pour une vitesse angulaire de 120deg/s. Lee et coll. (1999) confirment l'existence d'une différence significative entre la force développée chez le sujet sain

et celle produite par le patient souffrant de lombalgie pour les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc. Chez les sujets lombalgiques chroniques, la diminution de la force isométrique des muscles du tronc a été démontrée, que ce soit pour les mouvements de flexion ou d'extension (Nachemson et Lindh, 1969 ; Nordgren et coll., 1980 ; Sparup, 1960). Au niveau du tronc, l'insuffisance musculaire et l'insuffisance paravertébrale jouent un rôle prépondérant (Kong et coll., 1996 ; Kerkour et Meier, 1994). Ainsi, la force des muscles du dos peut permettre d'augmenter la stabilité de la colonne et prévenir l'intervention de structures passives, telles que les ligaments ou les tissus conjonctifs autour des disques (Carlson et coll., 1981). La force des muscles du tronc permet également d'augmenter la pression intramusculaire et de décharger la colonne vertébrale (Grillner et coll., 1978).

Outre le paramètre de force, il faut également considérer d'autres facteurs qui sont liés à la vie quotidienne. La contraction musculaire peut être perturbée par la répétition d'un geste, la fatigabilité, les accélérations brusques ainsi que le retard de contraction de certains muscles stabilisateurs. Wilder et coll. (1996) ont montré que dans une situation de port de charge soudain, le temps de réaction des muscles concernés est allongé par plusieurs facteurs : la fatigue, mais aussi et surtout la présence ou non d'une lombalgie. Dans cette situation, il est aisé de comprendre qu'une tâche bien exécutée est mieux tolérée par le rachis qu'une autre réalisée sans apprentissage ou sur une musculature fatiguée.

Sur le plan fonctionnel, c'est la perte de l'endurance qui est marquante, car elle va entraîner une augmentation de la douleur lors de la reprise d'activité et une crainte des douleurs provoquées lors des mouvements du dos (Kishino et coll., 1985). Le manque d'activité quotidienne engendré par les souffrances lombaires peut entraîner une baisse de l'aptitude aérobie (Jowett et coll., 1975).

A ce déconditionnement physique, s'ajoute une désocialisation progressive. En plus de l'arrêt de travail provoquant une perte d'identité professionnelle, la grande majorité des sujets lombalgiques évoque aussi un arrêt des activités de loisirs provoquant une perte de contact avec l'entourage, ainsi qu'une diminution de leur qualité de vie (Polatin et coll., 1993).

4.2. Les différents types de prise en charge dans le cadre de la lombalgie chronique

La lombalgie chronique est une véritable affection médicopsychosociale. Son traitement est complexe et a nécessité le développement de plusieurs approches thérapeutiques. On retrouve dans la littérature, vingt-quatre catégories d'interventions pour le traitement de la lombalgie chronique, auxquelles s'ajoute la chirurgie (Heldeman et Dagenais., 2008). Cette partie, consacrée à un état des lieux des différentes approches thérapeutiques pour le traitement de la lombalgie chronique, s'appuie sur les recommandations publiées par la Haute Autorité de Santé (HAS) (ANAES, 2000) et sur le travail d'un groupe d'experts européens réunis par la Direction générale Recherche de la Commission européenne dans le cadre de l'action COST (Cooperation in the field of Scientific and Technical Research) dénommée « Low back pain : guidelines for its management » (Airaksinen et coll., 2006).

4.2.2. Les traitements non invasifs

4.2.2.1. Les traitements médicamenteux

Les antalgiques, les anti-inflammatoires non-stéroïdiens (AINS), les myorelaxants et les antidépresseurs sont des médicaments communément utilisés dans le cadre de la lombalgie chronique (Blotman et al. 1994).

4.2.2.1.1. Les antalgiques

Les antalgiques de niveau I (paracétamol), sont recommandés dans la lombalgie aiguë comme dans la lombalgique chronique. Bien qu'aucune étude comparant ce type d'antalgiques avec un placebo n'ait été réalisée avec des patients lombalgiques, leur efficacité semble admise d'usage (Rozenberg, 2001).

Lorsque les antalgiques de niveau I ne sont pas suffisants, les antalgiques de niveau II (opioïdes faibles - niveau IIA : paracétamol associé à la codéïne ; niveau IIB : tramadol) peuvent ou ont pu être proposés (ANAES, 2000).

Lorsque les autres modalités thérapeutiques ont échoué, les antalgiques de niveau III peuvent être envisagés au cas par cas (ANAES 2000). Cependant, une étude menée par Franklin et coll. (2008) a mis en avant les dangers des prescriptions de morphiniques dans les lombalgies. Ainsi, une prescription d'opioïdes pendant plus de 7 jours chez des travailleurs présentant des lombalgies aiguës serait un facteur de risque d'invalidité à long terme.

4.2.2.1.2. Les Anti Inflammatoires Non Stéroidiens (AINS)

L'utilisation des AINS repose sur leur action à la fois antalgique et anti-inflammatoire. Cependant, tout comme pour les antalgiques, aucune étude n'a permis de montrer leur intérêt dans le cadre des lombalgies chroniques (Blotman et coll., 1994; ANAES, 2000), à part au cours d'épisodes aigus (Poiraudeau et coll., 2004).

4.2.2.1.3. Les myorelaxants

Les bénéfices des myorelaxants (benzodiazépines (diazepram) et non benzodiazépines (cyclobenzaprine, tolperisone) restent également controversés (Rozenberg, 2001).

4.2.2.1.4. Les antidépresseurs

Un traitement anti dépresseur peut également être proposé aux patients lombalgiques chroniques. Leur efficacité dans les lombalgies chroniques a été démontré (Ward, 1986). Les antidépresseurs tricycliques noradrénergiques (inhibition de la recapture de la noradrénaline) et noradrénergiques - sérotoninergiques - ont un effet antalgique léger chez les sujets lombalgiques chroniques. Ils sont utilisés pour leur vertu inhibitrice des voies de la douleur, surtout pour les douleurs neuropathiques. A contrario, les inhibiteurs de recapture sélectifs de la sérotonine ne semblent pas diminuer la douleur (ANAES, 2000).

Si les traitements médicamenteux peuvent avoir des effets bénéfiques à plus ou moins long terme, ils ne constituent qu'une partie de la prise en charge des patients lombalgiques et ne peuvent seuls être une réponse à la prise en charge de cette pathologie. Ils permettent de limiter la douleur, mais ne peuvent pas, de part leur action isolée, éradiquer les différentes causes de la lombalgie.

4.2.3. Traitements non médicamenteux

4.2.3.1. Traitements invasifs

Ce type de traitement est envisagé uniquement après un échec du traitement conservateur, à part dans le cas d'urgences médicales, telles qu'une hernie discale engendrant un déficit neurologique, une sciatalgie hyperalgique résistant aux dérivés morphiniques ou encore un syndrome de la queue de cheval (Revel, 2004).

4.2.2.1.1. Les actes non chirurgicaux

Les infiltrations constituent une solution et leur principale indication est la douleur. Différents types d'infiltrations sont proposées en fonction des symptômes et du siège présumé de la

compression (Rozenberg, 2000). On distingue différents types d'infiltrations : les infiltrations épidurales, les infiltrations intra-articulaires, ligamentaires, sacro-iliaques, ou au niveau des zones gâchettes (ANAES, 2000). Cependant, l'efficacité de ces techniques est faible à très faible (Henrotin et coll., 2006) et non dénué d'innocuité.

L'acupuncture est également utilisée dans le cadre de la lombalgie chronique. Cependant, son efficacité n'a pas été démontrée pour cette pathologie (Blotman et coll., 1994; ANAES, 2000).

La thermocoagulation constitue un traitement d'indication exceptionnelle (ANAES 2000). Les techniques thermiques intradiscales (Raj 2008), les chémonucléolyses (Gibson et Waddell 2007) ou encore la transplantation de cellules discales (Zhou et Abdi 2006), encore très rare en Europe, sont également proposées pour des indications limitées. La majorité de ces techniques n'a pas été validée. Leur efficacité, les éventuels effets secondaires et complications potentielles ne sont pas encore connus. Ces interventions doivent être envisagées avec prudence et réservées à des cas particuliers. (ANAES, 2000; Nielens et coll., 2006; Zhou et Abdi, 2006; Boswell et coll., 2007; Gibson et Waddell, 2007).

4.2.2.1.2. Les actes chirurgicaux

Les indications pour les traitements chirurgicaux de la lombalgie commune doivent être prudentes et n'être portées que lorsqu'un traitement médical préalable et bien conduit n'aboutit pas à une amélioration (Anract, 2000; ANAES, 2000).

Les thérapeutiques chirurgicales du rachis lombaire proposées lorsqu'il n'y a pas de déficit neurologique sont de plusieurs ordres : la discectomie (éventuellement associée à une laminectomie), la rhizotomie et l'arthrodèse intervertébrale. Les principales indications de

l'arthrodèse sont l'instabilité du segment rachidien, le spondylolisthésis dégénératif et le spondylolisthésis par lyse isthmique, et la dégénérescence discale. Le but est de diminuer les contraintes discales (Slosar, 2002). Leur efficacité n'est cependant pas supérieure à celle de traitements non invasifs. De plus, cette technique est remise en question pour le rachis lombaire dégénératif sans signe radiculaire (Poiraudeau et coll, 2004).

4.2.2.2 Les traitements passifs

Ces traitements sont proposés avec pour objectif la diminution de la douleur.

4.2.2.2.1. Le massage

Le massage est généralement apprécié par le patient. Cependant, il n'a un effet antalgique que de courte durée (Revel, 1995). L'usage de cette technique peut toutefois présenter un intérêt non négligeable lors des premières séances de prise en charge, facilitant la relation entre le thérapeute et son patient (Poiraudeau et coll., 2000).

4.2.2.2.2. La physiothérapie

Plusieurs modalités sont décrites dans la littérature. Les plus simples consistent en des applications locales de chaleur (thermothérapie) et de froid (cryothérapie) (Poiraudeau et coll., 2000). La physiothérapie est reconnue comme sédative de la douleur grâce à la chaleur qu'elle apporte. Cependant, la sédation n'est que temporaire, ce qui pose problème dans le cadre de lombalgie chronique (Ter Riet et coll., 1990).

Les courants antalgiques (TENS - stimulation électrique transcutanée, endorphiniques, interférentiels), les ionisations, les ondes mécaniques (ultrasons) et les ondes électromagnétiques (ondes courtes, laser, infrarouge) sont également utilisés. Deyo et coll.

(1990) ont démontré l'inefficacité de la stimulation nerveuse transcutanée. En raison du peu de preuve de l'efficacité des différents traitements de physiothérapie, ces procédés ne sont pas recommandés dans le cadre de la prise en charge de la lombalgie chronique (ANAES, 2000; Airaksinen et coll., 2006).

4.2.2.2.3. Les mobilisations et les manipulations

Les mobilisations et les manipulations consistent en la réalisation de mouvements forcés portant brusquement les éléments articulaires au-delà de leurs jeux physiologiques habituels, mais sans dépasser les limites anatomiques (Vautravers et Isner-Horobeti, 2000). Les manipulations vertébrales semblent avoir un intérêt controversé. Leur intérêt à court terme a été mis en avant (Hadler et coll., 1987 ; Nwuga, 1982), mais leur efficacité à long terme pour des sujets lombalgiques chroniques n'a pas été démontrée (Ottenbacker et coll., 1985 ; Assendelft et coll., 2003 ; Shekelle et coll., 1992). Elles peuvent malgré tout constituer un adjuvant thérapeutique intéressant (ANAES, 2000).

Les tractions vertébrales mécaniques ne semblent pas avoir d'efficacité sur la douleur pour des sujets lombalgiques (Pal et coll., 1986) et il y a plus d'évidences contre l'utilisation de ces techniques chez les lombalgiques chroniques (Haldeman et Dagenais, 2008).

4.2.2.2.4. Le repos

Le repos strict, souvent préconisé par le passé afin d'éviter d'augmenter les symptômes, est aujourd'hui remis en cause. Il est maintenant admis que le repos strict au lit n'a aucun effet thérapeutique dans la lombalgie aigüe et dans la sciatique (Deyo et coll., 1986 ; Hagen et coll., 2002 ; Rozenberg et coll., 2002). A l'état de lombalgie chronique, l'efficacité du repos est incertaine (Poiraudeau et coll., 2004 ; Deyo, 1983). En effet, les conséquences sur le plan

physique au-delà de quatre jours sont importantes avec un risque de pérennisation de la symptomatologie (Rozenberg et coll., 2002 ; Deyo et coll., 1986 ; Hérisson, 2000). De plus, il a été montré que sur des sportifs souffrant de lombalgie, un alitement prolongé pouvait entraîner des complications par la suite, comme une diminution de la force du tronc (Costill et coll., 1985). Il est aujourd'hui conseillé de conserver la maximum d'activité tolérable car il semble que cela contribue à accélérer la récupération, à réduire les durées d'arrêt de travail et le passage à la chronicité (Poiraudeau et coll., 2004).

4.2.2.3. Traitements actifs

De nombreux travaux ont mis en avant que le recours systématique au repos n'avait pas de justification thérapeutique. Il est aujourd'hui largement recommandé aux patients de rester le plus actif possible (ANAES, 2000; Hagen et coll., 2005 ; Koes et coll., 2001; Verbunt et coll., 2003).

4.2.3.1.1. La rééducation en cyphose

Proposée par Williams (1937), cette rééducation repose sur l'utilisation de la posture en cyphose (de façon à réduire la pression sur la partie postérieure des disques et soulager les articulations inter-apophysaires) avec renforcement de la sangle abdominale. Puis, s'est ajouté à cette méthode, le travail des muscles transverses et obliques (Bartelink, 1957). Cependant, l'ANAES (1999) recommande de ne pas utiliser cette technique de façon isolée car elle semble moins efficace que d'autres types de traitements.

4.2.2.3.2. La rééducation en lordose

Cette rééducation a été décrite par Cyriax en 1966 (Cyriax, 1988) et réactualisée par la technique dite de McKenzie (1979). Elle repose sur l'extension lombaire afin d'empêcher le

recul des fragments de disque et d'éviter un étirement excessif des structures musculo-aponévrotiques postérieures. Cependant, l'efficacité de ce type de rééducation n'est pas clairement établie chez les lombalgiques chroniques. Leur utilisation n'est recommandée quand dans le cas des lombalgies aigües (ANAES, 1999).

4.2.2.3.3. La stabilisation lombaire

Cette technique est dérivée du verrouillage lombaire en position intermédiaire (Troisier, 1973). Elle consiste à maintenir une co-contraction du muscle transverse de l'abdomen et du multifide, en position neutre. Puis, cette co-contraction est progressivement automatisée au cours de diverses tâches et positions de la vie quotidienne. Cette technique est la base de l'économie rachidienne et de l'apprentissage des manutentions de charge (Poiraudeau, 2001). La stabilisation lombaire permettrait chez les patients lombalgiques chroniques une diminution des scores algofonctionnels et une diminution du risque de récurrence après une lombalgie aiguë (Ferreira et coll., 2006; Rackwitz et coll., 2006).

4.2.2.3.4. La massokinésithérapie

En ce qui concerne la massokinésithérapie, Poiraudeau et coll. (2004) soulignent l'intérêt de cette technique dans la prise en charge des lombalgies chroniques, à condition que l'objectif principal soit la récupération des propriétés musculaires adaptées à la région lombo-pelvienne. Il s'agit de travailler la force des muscles abdominaux et lombaires et l'extensibilité des muscles longs sous pelviens. L'efficacité de ces programmes d'exercices intensifs ont été démontré dans plusieurs études (Kohles et coll., 1990 ; Manniche et coll., 1988).

4.2.2.4. Les programmes du dos

Mises en place dès la fin des années 60, les écoles du dos ont constitué la première démarche active pour lutter contre la lombalgie chronique. Il s'agit de rendre le patient acteur de sa guérison, de lui enseigner les causes de sa guérison, les causes de sa douleur et de lui apprendre les postures adéquates (Zachrisson-Forsell, 1981). Les écoles du dos proposent l'apprentissage d'une nouvelle gestuelle physique, et un programme de reconditionnement physique (Phélip, 1991). Les patients doivent intégrer des règles d'économie rachidienne du dos et une nouvelle gestuelle physique (Vanvelcenaher, 2003). Les principaux objectifs sont la diminution de la fréquence des récidives douloureuses, une diminution de l'absentéisme professionnel et une diminution de la dépendance du patient vis-à-vis de sa douleur (Masquelier, 1991). Les écoles du dos réalisent des programmes de 3 jours à 1 semaine associant une information sommaire concernant les notions élémentaires d'anatomie, de biomécanique, de pathologie mécanique du rachis et la réalisation d'exercices musculaires simples (Poiraudeau, 2004 ; Revel, 1995). Les résultats de ces écoles sont décrits comme positifs sur le court terme (Vanvelcenaher, 2003 ; Grardel et coll., 1991) mais ayant tendance à s'effacer sur le long terme (Smith et coll., 2002 ; Daltroy et coll., 1997 ; Versloot et coll., 1992).

4.2.2.5. Les programmes de restauration fonctionnelle du rachis

Le traitement de la lombalgie chronique par la réalisation d'exercices donne de meilleurs résultats que lorsque le sujet est uniquement traité sous forme médicamenteuse par un médecin traitant (Van Tulder et coll., 2000). Les prises en charge « conventionnelles » type école du dos n'ont pas diminué le retentissement des lombalgiques chroniques et les praticiens qui n'ont pas suivi les nouvelles directives ont pu contribuer à aggraver le phénomène de chronicité des patients lombalgiques (Hadler, 1995 ; Waddell, 1987). En conséquence, de nouvelles solutions ont été cherchées et des programmes de restauration fonctionnelle du rachis ont été développés

(Mayer et coll., 1985 ; Mayer et coll., 1987). Soigner la lombalgie chronique revient à lutter contre le syndrome de déconditionnement à l'effort, par une prise en charge globale dont le but est de restituer le niveau antérieur de qualité de vie à l'apparition de la douleur. Ce sont des programmes de rééducation active proposés aux patients lombalgiques chroniques. Leur efficacité est aujourd'hui largement reconnue (Chambon et coll., 2003 ; Mellin et coll., 1993 ; Verfaille et coll., 2004 ; Caby et coll., 2010 ; Gatchel et Mayer, 2008 ; Guzman et coll., 2001 ; Mayer et Gatchel, 1988 ; Smeets et coll., 2006; Keel et coll., 1998 ; Waldburger et coll., 1997 ; Stucki, 2001 ; Hazard et coll., 1989 ; Burke et coll., 1994 ; Chaori et coll., 2004).

La revue de littérature menée par Poiraudeau et coll. (2007) permet de caractériser les programmes de restauration fonctionnelle proposés aux patients lombalgiques. Les programmes sont intensifs, chronophages et coûteux (Van des Roer et coll., 2005) et nécessitent des établissements de soins secondaires ou tertiaires pendant trois (Hazard et coll., 1989 ; Mayer, 1987) à six semaines (Robert et coll., 1995) en fonction des programmes, et impliquant des exercices quotidiens (Bendix et coll., 1996 ; Hazard, 1995 ; Mayer et Gatchel, 1985). Ils sont proposés à de petits groupes de patients (4 à 8). Ces programmes sont destinés à des patients fortement handicapés dont la situation physique et psychosociale conduit à un déconditionnement physique et à une exclusion socioprofessionnelle. Ils contiennent toujours des sessions d'exercices intensifs associés à des thérapies cognitivistes et comportementales. Pour certains patients, des interventions économiques et sociales sur le lieu de travail peuvent être ajoutées. Les programmes diffèrent les uns des autres, mais la composante principale est le réentrainement physique comportant au minimum 30 à 50 heures d'exercices par semaine. Les programmes intensifs sont caractérisés par une quantité d'exercices physiques encore plus importants (plus de 100heures) (Kaapa et coll., 2006). La philosophie des programmes proposés aux sujets lombalgiques est de restaurer la situation physique, psycho-sociale et socio-

économique des patients en utilisant une démarche active (Poiraudeau et coll., 2004 ; Poiraudeau et coll., 2007). Les concepts clés du programme sont l'acceptation de la douleur et la prise en charge du problème par le patient lui-même. Il s'agit d'une prise en charge multidisciplinaire et globale. Les exercices de souplesse, de force et d'entrainement aérobie sont toujours proposés. Ces programmes fonctionnent sur une progression par contrat, où la douleur n'est pas un facteur limitant et l'intensité des exercices est augmentée chaque semaine (Poiraudeau, 2003).

Les principales différences entre les programmes concernent principalement les techniques de renforcement musculaire : isotonique et isométrique pour certains, isocinétique pour d'autres. Certains auteurs préconisent un renforcement isocinétique musculaire quotidien pour le tronc (Mayer et coll., 1988 ; Vanvelcenaher et coll., 1999 ; Vanvelcenaher et coll., 1994) alors que d'autres proposent des exercices de musculation traditionnelle (iso-inertiels) (Bontoux et coll., 2004 ; Coudeyre et coll., 2006 ; Genêt et coll., 2002 ; Mannion et coll., 2001 ; Verfaille et coll., 2004). Cependant, il n'a pas été montré qu'une technique était supérieure à une autre (Olivier et coll., 2008 ; Calmels et coll., 1998 ; Calmels et coll., 2004 ; ANAES, 2001). De plus, il n'y a pas de supériorité d'un mode d'exercices physiques par rapport à un autre (van Tulder et coll., 2000), qu'il soit effectué en flexion ou en en extension, ni même entre des exercices de musculation et des exercices d'étirement, et quel que soit le mode de contraction utilisé (Shirado et coll., 1992).

Les indications de ces programmes sont multiples. Ils ont été proposés pour des patients en phase aigüe (Mitchell et Carmen, 1990), en phase subaigüe (Lindström et coll., 1992a ; Lindström et coll., 1992b), et pour les lombalgiques chroniques (Burke et coll., 1994 ; Hazard et coll., 1989). Il n'y a pas de consensus sur les indications de ces programmes. Cependant,

étant donné le temps nécessaire et les coûts induits par ces programmes, il semble préférable de les proposer aux personnes lombalgiques chroniques en congé maladie à cause du handicap lié à la lombalgie. Ce type de programme est tout particulièrement indiqué dans le cadre de la lombalgie chronique lorsque tout autre traitement médical ou chirurgical a échoué (Mayer et coll., 1987 ; Hazard, 1989). Il semblerait que l'amélioration des paramètres physiques et psychologiques suite à ce type de rééducation soit durable (Bendix et coll., 1998 ; Mayer et coll., 1985). Cependant, la persistance des bénéfices à long terme semble étroitement liée à la pratique d'une activité physique (AFREK, 1998 ; Bentsen et coll., 1997; Frost et coll., 1998 ; Hartigen et coll., 2000 ; Mannion et coll., 1999). Ces programmes sont évalués principalement à partir du taux de retour au travail des patients pris en charge (Hazard et coll., 1989 ; Mayer et coll., 1987). En France, le taux de retour au travail après les programmes de restauration fonctionnelle est compris entre 65-70% (Bontoux et coll., 2004 ; Jousset et coll., 2004 ; Poiraudeau et coll., 1999).

La composante psychologique du déconditionnement - avec la peur d'un nouvel accident, la peur de la reprise de la douleur et l'inhibition neuromotrice (Poiraudeau et coll., 1999) - est importante et encore favorisée par une attitude trop protectrice de l'entourage familial et médical (Ward, 1986). Une étude menée par Chaori et coll. (2004) a mis en évidence que les programmes de restauration fonctionnelle proposés actuellement en France permettent une diminution des peurs et des croyances concernant l'activité physique, mais pas les activités professionnelles. Les peurs de la douleur et les conduites d'évitement induites se révèlent prépondérantes dans l'initiation puis le maintien de l'incapacité liée à la douleur (Mac Cracken et coll., 1996 ; Vlaeyen et coll., 2002). Un des aspects majeurs de la prise en charge en médecine physique de la lombalgie chronique est la lutte contre l'inhibition motrice observée et la détermination de moyens pour la combattre (Schmidt et Genty, 2004).

Partie 1

Evaluation des patients atteints de lombalgie

5. Evaluation des patients atteints de lombalgie

Il subsiste encore de nombreuses questions concernant le substratum anatomique, les facteurs prédisposants, les moyens diagnostiques et thérapeutiques (Nachensom, 1992). Les causes de la lombalgie chronique sont difficiles à définir (Nachemsson, 1973). Les facteurs musculaires sont en lien avec la lombalgie de façon directe ou indirecte. Cela implique de pouvoir évaluer les caractéristiques musculaires des sujets lombalgiques.

5.1. Evaluation de la force musculaire

L'élaboration d'instruments d'évaluation des patients souffrant de lombalgie chronique s'est développée depuis les années 80 et offre aujourd'hui un nombre d'épreuves conséquents (Longo et coll., 2010 ; Poiraudeau et Rannou, 2011). Les tests cités ci-dessous correspondent à ceux qui sont utilisés au Centre de l'Arche, Pôle Régional du Handicap, et dont sont issus les patients qui ont participé au travail expérimental de cette thèse.

5.1.1. Evaluation musculaire isométrique

Lors d'une contraction musculaire isométrique, la contraction musculaire est réalisée sans aucun mouvement ni déplacement du corps ou partie du corps. La force développée par le muscle ou le groupe musculaire est égale à la résistance appliquée.

Dans le cadre de la lombalgie chronique, les tests isométriques consistent principalement en l'évaluation des muscles du tronc. Deux mesures sont utilisées dans ce cadre : le test de Biering-Sorensen (Biering-Sorensen, 1984 ; Demoulin et coll., 2006) (Figure 16) qui permet d'évaluer les muscles extenseurs du tronc, et le test Ito (Ito et coll., 1996 Shirado et coll., 1992) pour les muscles fléchisseurs du tronc. Au cours du *test de Biering-Sorensen* le sujet est

placé en décubitus ventral sur une chaise romaine, le tronc suspendu dans le vide avec un contre-appui au niveau des tendons d'Achille. Après un échauffement, il est demandé au patient de maintenir le tronc le plus longtemps possible à l'horizontal, les bras croisés sur la poitrine. L'épreuve s'arrête lorsque la position n'est plus maintenue et/ou lorsqu'une douleur lombaire ou pelvienne apparait. La durée de la position est mesurée à l'aide d'un chronomètre et le résultat indiqué à la seconde. Chez les sujets sains, les normes sont de 182 secondes pour les hommes sains et 85 secondes pour les femmes.

Figure 16 : Position à maintenir lors du test Biering-Sorensen.

Pendant le *test Shirado-Ito* (Ito et coll., 1996 ; Shirado et coll., 1992), le sujet est installé en décubitus dorsal. Les hanches et les genoux sont fléchis à 90 deg. Les bras sont croisés au niveau de la poitrine et les mains reposent sur les épaules. Le sujet doit décoller les *scapula* du sol, la nuque en position de flexion et maintenir cette position le plus longtemps possible (Figure 17). Chez les sujets sains, les normes sont de 180 secondes pour les hommes et de 270 secondes pour les femmes.

Figure 17 : Position à maintenir lors du test Shirado-Ito.

Ces évaluations isométriques de la force musculaire ont l'avantage de ne nécessiter que de très peu de matériel, tout en étant faciles à mettre en œuvre. De plus, ils permettent d'avoir un bon suivi des progrès réalisés par les patients lombalgiques lors de programmes de restauration fonctionnelle du rachis (Ito et coll., 1996 ; Hultman et coll., 1993 ; Biering-Sørensen, 1984). Flicker et coll., 1993. La simplicité des consignes, la facilité à réaliser les différentes évaluations et la non agressivité ressentie par les sujets lombalgiques au cours de ces évaluations permettent de pratiquer ces bilans sans appréhension (Ito et coll., 1996).

Ces évaluations permettant d'obtenir rapidement des informations sur le groupe musculaire sollicité, restent limitées quant à la pertinence des informations qu'ils fournissent. Ainsi, le test Biering-Sorensen est utilisé car il permettrait de prédire l'apparition de lombalgie chez des sujets (Adams et coll., 1999), mais il ne serait reproductible ni chez les sujets lombalgiques ni chez les sujets sains (Keller et coll., 2001). De plus, il est présenté comme étant un outil d'évaluation de la force (Hansen, 1964) mais plusieurs travaux ont montré qu'il engendre des contractions musculaires d'une intensité égale ou inférieure à 40-52% de la force maximale volontaire (Mannion et coll., 1994 ; Mannion et coll, 1997 ; Moffroid, 1997) et une activité électromyographique du complexe érecteur du rachis qui dépasserait à peine 40% de son activité maximale (Plamondon et coll., 1999 ; Plamondon et coll., 2002). Ces travaux mettent également en évidence que le recrutement musculaire au cours d'une contraction isométrique n'est pas maximale chez les sujets lombalgiques. De plus, la standardisation de la position est difficile à mettre en œuvre.

Les mesures isométriques effectuées à partir de ces évaluations semblent trop éloignées des conditions d'utilisation physiologique des muscles du tronc (Codine et coll., 2001). Les évaluations dynamiques peuvent apporter des informations intéressantes quant à la caractérisation musculaire des patients.

5.1.2. Evaluation musculaire dynamique

5.1.2.1. Le PILE

Le soulevé de charge (Keel et coll., 1998) est une adaptation du test américain Progressive Isoinertial Lifting Evaluation (PILE) (Mayer et coll., 1989) qui permet une évaluation fonctionnelle à partir d'un mouvement pluri-articulaire. Son adaptation française correspond au test du Soulever de Charges (TSC). Ce test dynamique évalue l'endurance à l'effort, la capacité physique et la performance fonctionnelle. Le sujet doit soulever une caisse du sol et la poser sur un plateau situé à 75 cm de hauteur, puis la remettre au sol. Le sujet doit réaliser quatre levers de caisse (ou 8 mouvements) en 20 secondes. Le test s'arrête soit à la demande du sujet, soit parce que le temps imparti pour réaliser les quatre cycles est dépassé. La charge initiale est de 2,5 kg pour les femmes, et 5 kg pour les hommes, incrémentée, respectivement, de 2,5 et 5 kg. Le PILE rajoute deux critères d'arrêt du test : le premier lorsque le sujet a atteint une quantité de charges additionnelles supérieure à 50% de sa masse corporelle ; le second si sa fréquence cardiaque atteint plus de 80% de sa fréquence cardiaque maximale.

5.1.2.2. Evaluation iso-inertielle

Lors d'un mouvement iso inertiel, le travail consiste à exécuter un mouvement contre une charge ou une résistance fixe. La longueur du muscle concerné par le mouvement varie, et l'évaluation iso-inertielle consiste donc pour le sujet à soulever une charge fixe. Bien que le PILE soit à proprement parler une évaluation iso-inertielle, il s'agit ici de décrire les évaluations plus classiques consistant à mesurer la force des sujets avec des appareils de musculation. Cette méthode permet de placer le sujet dans une position standardisée. Après une phase de familiarisation avec le mouvement et l'appareil à des charges sous-maximales, le sujet doit réaliser plusieurs contractions avec une incrémentation de la charge à chaque fois que l'essai est réussi. La dernière charge soulevée respectant les critères de réalisation – sans mouvements de compensation et avec une amplitude du mouvement complète – correspond à la

charge maximale du groupe musculaire sollicité pour le sujet. La mesure s'arrête lorsque les critères de réalisation ne sont plus respectés ou lorsqu'apparaissent des sensations douloureuses. L'utilisation de machines guidées permet de limiter les risques de compensation et de blessure. Au Centre de l'Arche, les différents groupes musculaires évalués sont les fléchisseurs et les extenseurs du genou, du coude et du tronc, les abducteurs et les adducteurs de hanche, les abaisseurs des épaules et les fixateurs de la scapula.

Ces méthodes d'évaluation de la force peuvent cependant poser de problèmes de précision ou de reproductibilité insuffisantes (Aitkens et coll., 1989 ; Sale et coll., 1988 ; De Koning et coll., 1986) dans le cadre de la prise en charge de patients très déconditionnés. L'évaluation isocinétique peut offrir une alternative intéressante.

5.1.2.3. Evaluation isocinétique

5.1.2.3.1. Introduction générale

Le concept d'isocinétisme offre des perspectives encourageantes et intéressantes dans le cadre du suivi longitudinal et individuel du patient. En effet, les appareils isocinétiques sont des outils qui permettent d'obtenir des mesures fiables et objectives (Mayer et coll., 1985).

Le concept des appareils isocinétiques a été introduit dès les années soixante par, entre autres, Hislop et Perrine (1967). Le principe de ces appareils repose sur un contrôle de la vitesse du levier sur lequel le segment corporel étudié est attaché (Baltzopoulos et Brodie 1989 ; Osternig, 1986). Pour atteindre la vitesse présélectionnée avant le mouvement, un délai temporel est nécessaire. Ce délai correspond à la mise en action par le sujet du système du levier pour atteindre la vitesse désirée et à l'arrivée en butée à la fin du mouvement (Sapega et coll., 1982). Par contre, lorsque le mouvement angulaire du segment corporel égale ou dépasse la vitesse présélectionnée, le dynamomètre produit une résistance afin que la vitesse angulaire reste

constante. Lors de l'interprétation des résultats, les phases d'accélération et de freinage du mouvement ne sont pas prises en compte par le système de mesure isocinétique, car elles ne correspondent pas à des phases à vitesse constante, et ne sont donc pas interprétables (Chomiki et coll., 1998). Le mouvement isocinétique se caractérise par le fait qu'il se déroule à une vitesse constante, la résistance étant en permanence variable et accommodable (Gülch, 1994). Le sujet est donc susceptible de développer sa force maximale dans toute l'amplitude du mouvement.

L'utilisation des appareils isocinétiques s'étend à de nombreux domaines : dans le milieu sportif (Fry et coll., 1991; Sharp et coll., 1982) ou dans le milieu de la rééducation (Pocholle et Codine, 1998 ; Heuleu et coll., 1991). Différents modules permettent d'évaluer les principales articulations corporelles : genoux, épaules, tronc, hanches et chevilles. Les localisations les plus fréquentes sont le genou (Dvir et David, 1996 ; Kellis et Baltzopoulos, 1996), l'épaule (Ellenbecker et Roetert, 1999 ; Brox et coll., 1995) et le tronc (Akebi et coll., 1998 ; Vézirian et coll., 1996).

La résistance variable qui s'adapte à chaque sujet au cours du mouvement permet de travailler en toute sécurité et de limiter les risques de blessure. Dans le cadre de la rééducation, les exercices proposés peuvent se situer dans une zone de force sous-maximale ou non douloureuse, tout en gardant l'amplitude totale du mouvement. Cela permet également une mobilisation musculaire dès les premiers temps de prise en charge ou après une chirurgie (Perrin et coll., 1993). Cette méthode possède donc l'avantage de s'adapter à tous les sujets et de limiter les risques de blessure.

Si l'utilisation des appareils isocinétiques ne se substitue pas aux autres techniques de rééducation conventionnelle, elle constitue un moyen complémentaire parmi l'ensemble des techniques de rééducation disponibles (Maurer et coll., 1999 ; Calmels et coll., 1986). Il semble intéressant de coupler renforcement musculaire sur appareil isocinétique et travail statique, ou isotonique (Codine et coll., 2001). Les appareils isocinétiques présentent donc des avantages en termes de reproductibilité et de quantification de la performance. Ils ont un intérêt pratique pour le suivi des patients (ANAES, 2001, Cohen et coll., 2002).

5.1.2.2.2. Evaluation isocinétique des muscles du tronc

Les études concernant des mesures isocinétiques sur le tronc sont nombreuses (Akebi et coll., 1998 ; Luoto et coll., 1996 ; Vézirian et coll., 1996). Afin de limiter le risque de surestimation, le poids du dossier et le poids du tronc doivent être pris en compte lors de l'évaluation du couple de force. En effet, négliger ces paramètres peut conduire à surévaluer le moment maximal de 20% pour les fléchisseurs du tronc, et à sous-évaluer d'environ 15% le moment maximal des extenseurs (Vézirian et coll., 1996).

L'isocinétisme au niveau du tronc peut être utilisée de différentes façons. Cela peut être un outil utilisé dans le cadre de la rééducation, afin de restaurer les performances musculaires antérieures. Les études montrent qu'en général, les muscles extenseurs des sujets lombalgiques sont plus touchés que les muscles fléchisseurs, et que les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc sont significativement plus faibles chez les lombalgiques que chez les sujets sains. La différence de pic de force entre des sujets sains et des sujets lombalgiques est d'environ 50% quelle que soit la vitesse étudiée (Gremion et coll., 1996). Les différents protocoles proposés aux sujets lombalgiques, notamment dans le cadre du réentrainement à l'effort sont multiples et variés, et dépendent des centres de rééducation dans lesquels ils sont proposés (Poiraudeau et

coll., 2004). Cependant, aucun protocole n'a montré de meilleurs résultats qu'un autre (van Tulder et coll., 2000 ; Rissanen et coll., 1995 ; ANAES, 2001 ; Calmels et coll., 2001) et il semble que ce soit l'association de différentes méthodes qui soit le plus efficace dans le cadre de la prise en charge des patients lombalgiques (Calmels et coll., 2004).

L'isocinétisme peut également être un moyen d'évaluer les performances musculaires des muscles du tronc. Ainsi, dans le cadre de la prise en charge des patients lombalgiques, certains protocoles prévoient des bilans isocinétiques, qui peuvent être réalisés en début et en fin de prise en charge, afin d'évaluer les progrès réalisés pendant les semaines passées en centre (Voisin et coll., 1994 ; Vanvelcenaher et coll., 1994). Ainsi, les tests isocinétiques mettraient en évidence des déficits spécifiques chez les lombalgiques chroniques tels qu'un affaiblissement des muscles extenseurs lombo-pelviens et des muscles rotateurs du tronc ou encore un comportement anormal d'inhibition lors des épreuves de résistance à la fatigue (Vanvelcenaher et coll., 1999). Cohen et coll. (2002) rapportent également une différence au niveau de l'angle de développement du couple de force maximal.

On retrouve des différences significatives de la force des groupes musculaires en fonction du sexe et de l'âge. Gremion ont coll. (1996) ont d'ailleurs publié une base de données relatives à l'évaluation du moment maximal rapporté au poids du corps. Cette étude a mis en avant que les hommes ont plus de force que les femmes, et que les extenseurs du tronc sont plus puissants que les fléchisseurs. De plus, il existe une diminution de la force des stabilisateurs du tronc par décennie entre 40 et 70 ans. Akebi et coll. (1998) se sont, quant à eux, attachés à évaluer l'influence de la vitesse angulaire sur la variation du moment maximal chez des sujets sains et des sujets lombalgiques. Cette étude a mis en avant que les variations du moment maximal étaient plus importantes chez les sujets lombalgiques comparés à des sujets sains. De même, le coefficient de variation était plus important chez les femmes que chez les hommes. Enfin, les

coefficients de variation pour une vitesse angulaire de 120°.s^{-1} étaient supérieurs à ceux obtenus à 60°.s^{-1}. Dans la littérature, il existe de nombreux travaux faisant part de mesures de la force des stabilisateurs du tronc dans des conditions isocinétiques (Green, 1986 ; Hall, 1985 ; Meier et Kerkour, 1992). Les différentes études portant sur la mesure de la force du tronc prennent en général une, deux, voire trois vitesses angulaires (Schumacker et coll., 1999 ; Gremion et coll., 1996) et comparent le moment maximal des sujets sains à celui des sujets lombalgiques pour différentes vitesses (Akebi et coll., 1998 ; Kerkbour et Meier, 1994). Les études ont également permis d'estimer le ratio extenseurs-fléchisseurs des muscles du tronc (Roques et coll., 2002 ; Gremion et coll. 1996 ; Lee et coll., 1999; Boileau et coll., 1995 ; Herlant et coll., 1991) ou de quantifier l'effet de la douleur sur le moment maximal (Akebi et coll., 1998, Luoto et coll., 1996). Une étude s'est également attachée à déterminer les relations force-vitesse et puissance-vitesse des muscles du tronc (Ripamonti et coll., 2011).

5.1.2.2.3. Evaluation isocinétique des muscles du genou

La mesure de la force volontaire des fléchisseurs et des extenseurs du genou a été évaluée de nombreuses fois. La fiabilité des mesures lors de l'évaluation de ces mouvements a été démontrée, en particulier lors de mouvements concentriques (Feiring et coll., 1990, Princivero et coll., 1997). La reproductibilité est bonne, voire très bonne en mode concentrique pour un même type d'appareil (Molczyk et coll., 1991 ; Drouin et coll., 2004). La méthode d'évaluation isocinétique utilisant l'articulation du genou en flexion et en extension en isolé est la méthode la plus couramment utilisée pour évaluer la fonction des muscles de la cuisse et du genou (Feiring et coll., 1990). Lors d'efforts concentriques et excentriques des fléchisseurs du genou, le moment de force maximum pour une vitesse angulaire donnée est le paramètre le plus utilisé et possède des coefficients de variations faibles. Les paramètres de puissance et de travail ne semblent pas apporter d'informations complémentaires discriminantes dans la pratique

courante (Croisier et Crielaard., 1999). En mode concentrique, les vitesses proposées varient le plus souvent de 30 à 240°.s^{-1}. En dessous de 30°.s^{-1}, la courbe force-vitesse en référence à l'équation de Hill n'est plus respectée, sans doute avec les phénomènes inhibiteurs d'origine réflexe (Wickiewicz et coll., 1984). Dans l'ensemble, les auteurs utilisent une vitesse lente (30 ou 60°.s^{-1}) et une ou plusieurs vitesses dites rapides (180 ou 240°.s^{-1}) (Rochcongar et coll., 2004). Pour ces vitesses rapides, il existe une corrélation satisfaisante entre le pic de force et le pourcentage de fibres rapides (Thorstensson et coll., 1976). Le nombre de répétitions varie fonction des protocoles. A vitesse lente, le nombre de répétitions ne dépasse jamais 5 répétitions pour cause de fatigue locale. A vitesse rapide, les répétitions varient entre 5 et 10 (Rochcongar et coll., 2004).

Le nombre d'études portant sur les membres inférieurs est très important. Pour plus de clarté, nous allons porter notre attention sur les études en lien avec ce travail de thèse, à savoir les patients lombalgiques. Il a été montré qu'une faiblesse musculaire des membres inférieurs pouvait conduire à des compensations induisant des répercussions au niveau des muscles du tronc et provoquer des douleurs lombaires (Hart et coll., 2010). D'autres études ont porté sur les relations entre la fatigue lombaire suite à une activation et une fatigue du quadriceps pendant la marche (Hultman et coll., 1993, Hart et coll., 2010, Hart et coll., 2009 ; Hart et coll., 2006). Ces études ont permis de montrer une plus grande fatigue des muscles lombaires après activation du quadriceps chez des sujets sains. Cependant, ces études portent sur des sujets sains et aucune ne s'est intéressée aux résultats que l'on pourrait retrouver chez des sujets lombalgiques. De plus, ces études portent plus sur l'évaluation de l'endurance musculaire que sur la force maximale ou la puissance maximale. Or, ces paramètres donnent des indications importantes dans le cadre de la prise en charge des lombalgiques (Ripamonti et coll., 2011).

Quelques études se sont intéressées aux membres inférieurs chez le sujets lombalgiques. Scholtes et coll. (2009) ont montré l'impact des membres inférieurs sur le mouvement du bassin. En effet, les mouvements des membres actifs peuvent être associés avec un mouvement au niveau de la région lombo-pelvienne associée à une augmentation des symptômes chez les personnes souffrant de lombalgie. Ainsi, les auteurs ont mis en évidence que les sujets lombalgiques avaient un angle de rotation au niveau de l'articulation lombo-pelvienne plus important que des sujets sains lors du mouvement de flexion de genou et de rotation latérale de hanche. Yahia et coll. (2010) ont, quant à eux, démontré un déficit musculaire au niveau des moments pics obtenus pour les muscles fléchisseurs et extenseurs du genou. Yahia et coll. (2011) ont également mis en évidence un déficit au niveau du moment maximal des muscles quadriceps associé à un déficit de paramètres posturaux chez les sujets lombalgiques. Ces études ne montrent pas s'il existe un déséquilibre entre les deux membres inférieurs chez les sujets lombalgiques. De plus, elles sont limitées à deux vitesses isocinétiques. Or, Akebi et coll. (1998) ont montré que la variation du moment maximal était plus importante chez les sujets lombalgiques que chez les sujets sains. Il semble donc important d'évaluer les sujets lombalgiques à l'aide de plusieurs vitesses angulaires.

5.1.2.2.4. Evaluation isocinétique des muscles de la hanche

Les études s'intéressant à l'articulation des hanches sont peu nombreuses (Julia et coll., 2010 ; Costa et coll., 2010 ; Claiborne et coll., 2009 ; Dugailly, 2005 ; Arokoski et coll., 2002 ; Emery et coll., 1999) et sont parfois contradictoires. Un certain nombre d'études ont évalué la fiabilité de la production de force volontaire de sujets dans différentes positions (Calmels et coll., 1997; Emery et coll., 1999 ; Kea et coll., 2001 ; Poulmedis et coll., 1985) et pour des populations variées (Arokoshi et coll., 2002; Eng et coll., 2002 ; Hsu et coll., 2002). Selon certains auteurs, la reproductibilité est bonne à très bonne (coefficient intra classe (CIC> 0,70) (Julia et coll.,

2010 ; Claiborne et coll., 2009 ; Dugailly, 2005 ; Arokoski et coll., 2002) pour les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanches, alors que pour d'autres (Emery et coll., 1999) on retrouve une reproductibilité modérée pour les muscles fléchisseurs lorsque des vitesses élevées sont utilisées (CIC<0,67).

Plusieurs positions peuvent être utilisées pour l'évaluation de l'articulation de hanche. Dans certaines études, le sujet est en décubitus dorsal (Julia et coll., 2010 ; Costa et coll., 2010 ; Dugailly 2005 ; Arokoski et coll., 2002) alors que dans d'autres, il est en position debout (Claiborne et coll., 2009 ; Guskiewicz et coll., 1993 ; Tis et coll., 1991 ; Cahalan et coll., 1989). La position en décubitus dorsal est la plus utilisée dans la littérature et semble être la plus reproductible puisque c'est la position qui permet de limiter les compensations au niveau du dos, position la plus intéressante dans le cadre de l'évaluation des sujets lombalgiques.

Les auteurs des différentes études précédentes ont proposé différents protocoles d'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche à partir du mode concentrique principalement, avec des vitesses angulaires allant de 60 à 180°.s^{-1} (Julia et coll., 2010 ; Costa et coll., 2010 ; Claiborne et coll., 2009 ; Dugailly, 2005 ; Arokoski et coll., 2002 ; Emery et coll., 1999). Ces études prennent, là encore, en compte deux ou trois vitesses angulaires et à notre connaissance, aucune étude n'a cherché à tracer des relations moment-vitesse et puissance-vitesse pour ces groupes musculaires. La validation d'un protocole de moment-vitesse et de puissance-vitesse chez des sujets sains a fait l'objet d'une étude présentée dans ce travail de thèse.

Les différentes études se sont intéressées à comparer les moments de force maximaux chez un même sujet à différents temps (Julia et coll., 2010 ; Claiborne et coll., 2009 ; Dugailly, 2005 ; Emery et coll., 1999), à comparer une population pathologique avec une population saine

(Costa et coll., 2010 ; Arokoski et coll., 2002) ou les relations entre une activité physique, tel que le sprint (Guskiewicz et coll., 1993) et les hanches. A notre connaissance, aucune étude ne s'est attachée à évaluer les muscles fléchisseurs et extenseurs des hanches chez des sujets lombalgiques et à comparer les résultats obtenus avec des sujets sains. Or, ces deux groupes musculaires jouent un rôle postural important (Marieb et coll., 1998). Un déficit au niveau de ces muscles peut induire des compensations induisant alors des répercussions sur les muscles du tronc en les mobilisant plus, ou de façon déséquilibrée, ce qui peut engendrer par la suite des douleurs lombalgiques.

5.2. La flexibilité

L'extensibilité des ischio-jambiers peut être évaluée grâce au test de l' élévation des membres inférieurs (EMI). Pendant ce test, le sujet est allongé sur le dos, et un tiers soulève une jambe le plus haut possible. L'examinateur place le triceps du sujet en tension en bloquant l'articulation tibio-tarsienne en flexion dorsale et vérifie qu'il n'y a pas de compensation au niveau des hanches et au niveau du dos. L'examinateur veille également à ce que les deux membres inférieurs restent tendus. L'angle mesuré est l'élévation du membre inférieur (figure 18).

Figure 18 : Elévation membre inférieur

La souplesse du plan antérieur au niveau des membres inférieurs peut être déterminée à l'aide de la distance talon-fesse. Pour ce test, le sujet est allongé sur le ventre, et un tiers ramène le

talon sur la fesse. La mesure est prise en flexion maximale du genou, sans compensation au niveau du tronc (figure 19).

Figure 19 : Mesure de la distance talon-fesse

La souplesse du plan postérieur peut être évaluée à l'aide de la distance doigt-sol (DDS). La DDS (Cresswell et coll., 1994 ; Perret et coll., 2001 ; Kippers et Parker, 1987) mesure dans le plan sagittal la distance séparant l'extrémité du médius du niveau de la plante des pieds. Le sujet est sur un podium et réalise après deux essais d'échauffement, une flexion maximale du tronc sans fléchir les genoux (figure 20).

Figure 20 : Mesure de la distance doigt sol

5.3. Evaluation de l'endurance

Un test d'effort sous maximal sur bicyclette ergométrique peut être proposé aux sujets lombalgiques dans le cadre de leur prise en charge en centre de rééducation afin d'évaluer leur condition physique. Ce test consiste à pédaler à une cadence de pédalage comprise entre 50 et 60 tours par minutes, à une puissance donnée, à partir de 25W. La puissance est ensuite

augmentée toutes les 4 minutes de 25W jusqu'à ce que le sujet ne soit plus capable de tenir la cadence imposée, ressente une douleur ou atteigne 85% de sa fréquence maximale théorique (FMT). Cette dernière est déterminée à partir de la formule suivante : FMT = 220-âge (Fox et coll., 1971). La fréquence cardiaque des sujets est prise avant le test, à chaque incrémentation de palier, juste à la fin du test et trois minutes après la fin du dernier palier.

5.4. Evaluation de la qualité de vie

Les tests permettant d'évaluer la qualité de vie pour les sujets lombalgiques sont nombreux. Nous avons fait le choix de ne présenter que ceux qui sont utilisés au Centre De l'Arche, Pôle Régional du Handicap (Saint Saturnin, France).

5.4.1. FABQ : Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire

Le FABQ est un auto-questionnaire constitué de 16 items côtés de 0 à 7 sur une échelle de Likert (0 = absolument pas d'accord, 6 = absolument d'accord). La version originale anglaise a été validée en 1993 par Waddell et coll. (1993) et la version française en 2004 par Chaori et coll. (2004) et Vlayens et Linton (2000). Les peurs, les croyances et les attitudes sont prédictives du résultat et de l'observance des traitements, et en particulier des programmes de restauration fonctionnelle du rachis. Le test est divisé en deux échelles qui apprécient respectivement les notions d'appréhension et d'évitement par rapport aux activités professionnelles avec sept questions, et l'autre par rapport aux activités physiques avec quatre questions. Un score élevé est révélateur de peurs et de croyances élevées.

5.4.2. Québec : l'échelle d'incapacité fonctionnelle de Québec

C'est un questionnaire spécifique à la lombalgie comprenant 20 items évaluant le degré d'incapacité fonctionnelle (Kopec et coll, 1995 ; Kopec et coll, 1996). Chacune des 20 activités de la vie quotidienne est évaluée sur une échelle en 6 points allant de 0 « aucune difficulté » à 6 « impossible à réaliser ». Le score de chaque item est additionné aux autres et le score global d'incapacité fonctionnelle allant de 0 à 100 est calculé.

5.4.3. DPQ : Dallas Pain Questionnaire

Ce questionnaire permet d'évaluer le retentissement de la douleur lombaire dans la vie quotidienne du patient (Lawlis et coll., 1999). Il permet une évaluation multidimensionnelle du retentissement de la douleur en explorant trois dimensions supplémentaires : les activités sociales, l'état psychologique et les relations interpersonnelles. Il comprend 16 items dont les réponses sont exprimées sous forme d'échelles visuelles analogiques divisées en cinq ou en huit segments. Le score total de l'indice fonctionnel du DPQ correspond à la somme des quatre moyennes des catégories « Activités quotidiennes » (AQ), « Travail/Loisir » (AP), « Anxiété/Dépression » (A/D) et «Sociabilité» (S). Le score de chaque item est additionné et multiplié par une constante pour obtenir un pourcentage de l'interférence de la douleur avec chacun des 4 domaines évalués. (Avouac et coll., 1996). Une version française intitulée « Douleur du Rachis : Autoquestionnaire de Dallas » (DRAD) a été validée (Marty et coll., 1998).

5.4.4. Hospital Anxiety Depression (HAD) scale

Cette échelle semble particulièrement adaptée aux patients inclus dans les programmes de restauration fonctionnelle (Ravazi et coll., 1982 ; Sigmond et Snaith, 1983). Elle permet de déterminer un score d'anxiété – dépression pour les sujets.

5.4.5. L'Echelle Visuelle Analogique (EVA)

L'EVA permet aux patients d'évaluer leur douleur à partir d'une échelle visuelle analogique étalonnée de 0 à 100 millimètres. Dans ce mode d'évaluation, zéro correspond à une absence de douleur et 100 au niveau le plus intense (Huskisson, 1974).

Partie 1

Relations force-vitesse et puissance-vitesse

6. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse

L'évaluation des sujets lombalgiques chroniques est complexe de part la multiplicité des causes responsables des lombalgies. Un des aspects majeurs semble néanmoins la réhabilitation musculaire. Afin de pouvoir proposer un programme de renforcement musculaire adapté et efficace, il est indispensable d'évaluer les capacités musculaires de chaque individu en début de prise en charge. L'utilisation des relations force-vitesse et puissance-vitesse permet de déterminer différents paramètres mécaniques externes caractérisant un profil musculaire pour chaque individu.

6.1. Les relations fondamentales

6.1.1. Le modèle de Hill

Le système locomoteur met en interactions trois composantes : un système rigide représenté par les os, un système servant de lien, les articulations, et un système permettant de faire bouger le système rigide : les muscles. Le muscle est un tissu qui est capable de générer une force en transformant de l'énergie chimique en énergie mécanique, et de la transmettre lors d'un mouvement. Un muscle peut produire de la force en se raccourcissant (contraction concentrique), en s'allongeant (contraction excentrique) ou en gardant une longueur constante (contraction isométrique). Les propriétés mécaniques des muscles peuvent être expliquées grâce à leur structure et à la disposition des protéines contractiles – filaments d'actine et de myosine – dans les sarcomères. Ces protéines permettent de générer de la force musculaire. Huxley développe en 1957 la « théorie des filaments glissants » pour expliquer la contraction musculaire. Les filaments protéiques d'actine et de myosine glissent les uns par rapport aux

autres et forment des ponts d'union qui aboutissent à un raccourcissement (ou un allongement) des fibres musculaires.

Les premières études s'intéressant aux propriétés anatomiques et fonctionnelles du muscle squelettique isolé s'appuient sur un modèle mécanique à deux composantes (Hill 1922, Hill 1938, Goubel et Lensel-Corbeil, 2003) :

- *une composante contractile* (CC) génératrice de la force active musculaire : cette composante est constituée des ponts actine-myosine qui permettent la transformation d'énergie chimique en énergie mécanique ;
- *une composante élastique placée en série* (CES) composée d'une partie active constituée des ponts actine-myosine et d'une partie passive située dans les structures tendineuses du muscle : cette composante transmet la force produite par la CC aux levers articulaires.

Par la suite, Hill (1951) a agencé une *composante élastique parallèle* (CEP) à l'ensemble du complexe « CC+CES » qui représente les tissus conjonctifs et le sarcolemme (Figure 21).

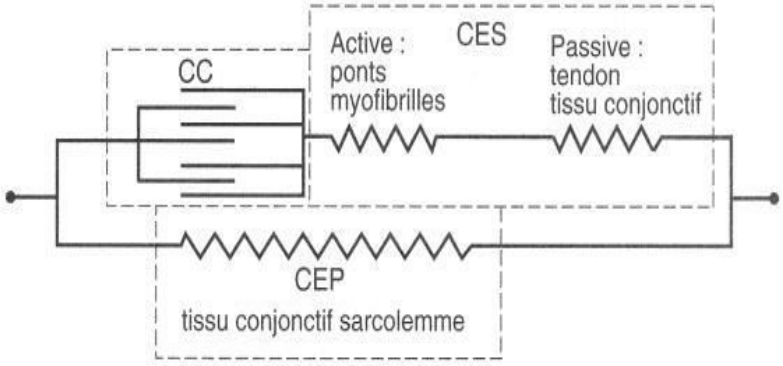


Figure 21 : Modèle à trois composantes. D'après Shorten, 1987.

6.1.2. La relation tension-longueur

La force produite par un muscle dépend de la longueur à laquelle se trouve le muscle au moment de son activation. Huijing (1992) a montré qu'il existe une relation entre la force maximale isométrique produite au repos et la longueur à laquelle la force considérée est mesurée. Cette relation est applicable à chaque muscle et reflète le comportement mécanique des fibres composant le muscle. La tension développée par une fibre musculaire dépend du nombre de ponts d'union actine-myosine, ainsi que du degré de chevauchement entre deux protéines contractiles. En flexion ou extension complète, les chevauchements sont minimaux ou maximaux, ce qui aboutit à une production de force plus faible.

Edman et Reggiani (1987) ont montré que la force maximale – nombre maximum de ponts d'union actine-myosine - est atteinte pour une longueur de sarcomère de 2,0µm environ. Lorsque l'on s'éloigne de cette longueur, le nombre de ponts d'union diminue, ainsi que la force maximale produite. La force active est une relation de type parabolique, où la force est maximale pour une longueur optimale L_0. Cependant, la force produite ne dépend pas que du processus actif du cycle des ponts d'union, mais aussi des éléments passifs qui possèdent des propriétés élastiques. Quand les structures passives sont étirées, elles exercent une tension passive qui s'ajoute à la force produite par la composante contractile. La figure 22 décrit la force totale produite en fonction de la longueur initiale du muscle et de la part de la tension active et de la tension passive dans la production totale de la force. Pour des longueurs inférieures à L_0, c'est principalement la CC qui est génératrice de force. Pour des longueurs supérieures à L_0, c'est principalement la CEP qui influence la relation.

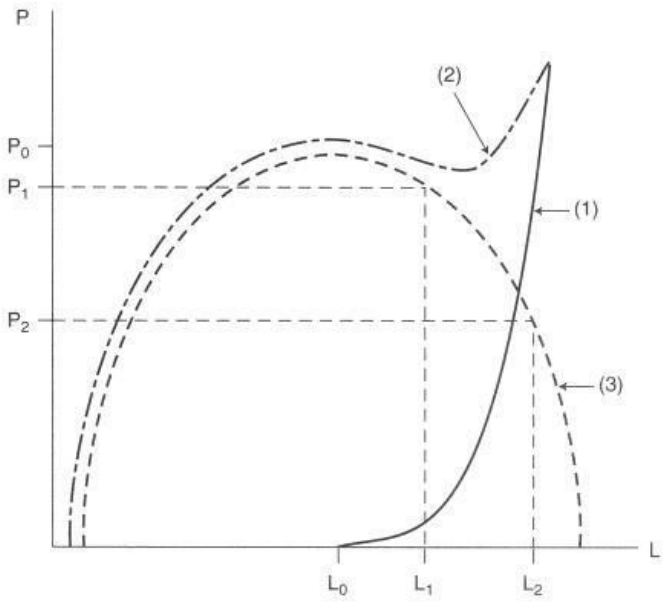


Figure 22 : Relation force-longueur globale (2) est le résultat de la contribution de la composante contractile (3) et de la composante élastique parallèle (1) (d'après Goubel et Lensel-Corbeil 2003).

6.1.3. La relation force-vitesse

La force produite par un muscle dépend également de la vitesse à laquelle il se raccourcit. Lorsque la vitesse diminue, la force développée par le muscle augmente, jusqu'à ce que la vitesse soit proche de zéro : le muscle réalise presque une action isométrique, il développe une force maximale lorsque la vitesse augmente, le sarcomère se raccourcit plus vite, les cycles d'attachement et de détachement des ponts actine-myosine sont plus rapides, ce qui induit qu'à chaque moment, moins de ponts sont créés, entraînant une moins grande production de force (Huxley, 1957). Une relation force-vitesse exprime le fait que la vitesse de raccourcissement d'un muscle est dépendant de la force imposée. Sur le muscle isolé, cette relation a une forme hyperbolique décroissante, qui s'ajuste sur le modèle de Hill (1938) (Figure 23).

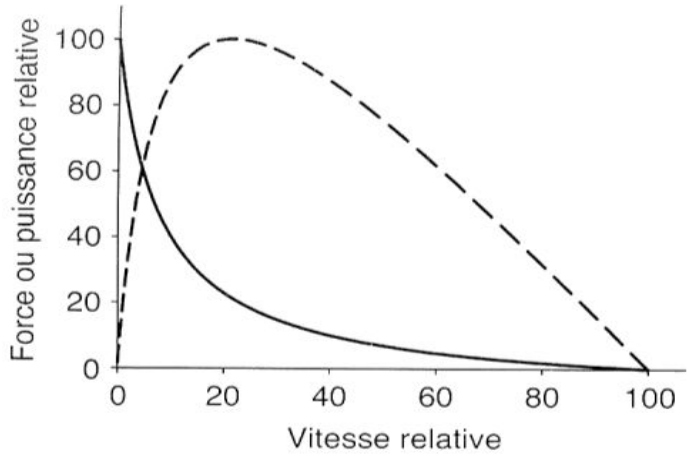


Figure 23 : Exemple de relations force-vitesse (trait plein) et puissance-vitesse (pointillé) obtenues sur du muscle isolé (d'après Jones et coll. 2005).

A partir de cette relation, il est possible d'extrapoler plusieurs paramètres caractéristiques des propriétés mécaniques d'un muscle :

- à vitesse nulle, le muscle produit un effort de type isométrique : on peut alors déterminer la *force maximale isométrique* (F_0) ;
- à force nulle, on peut obtenir la *vitesse maximale de raccourcissement à vide* (V_0), qui correspond à la plus grande vitesse à laquelle un muscle peut se contracter sans charge.

Fenn et Marsch (1935) sont les premiers à décrire mathématiquement cette relation à l'aide d'une forme exponentielle. Cependant, c'est la forme hyperbolique de Hill qui reste la plus utilisée et la relation force-vitesse peut être modélisée sous la forme :

$$(F + a)(V + b) = (F_0 + a)\, b = (V_0 + b)\, a$$

avec la force F en newton (N), la vitesse de contraction V en mètre par seconde ($m.s^1$), les constantes a et b représentant, respectivement, des dimensions d'une force et d'une vitesse. Ces constantes dépendant du type de fibre constituant le muscle (Close, 1964, Wells 1965). Les rapports $\frac{a}{F_0}$ et $\frac{b \cdot F_0}{a}$ caractérisent, respectivement, la courbure de la relation force-vitesse et la vitesse de raccourcissement sous charge nulle.

6.1.4. La relation puissance-vitesse

Lorsque le muscle se raccourcit, il produit de la puissance. La production de puissance est limitée par le débit d'énergie - c'est-à-dire la production d'ATP - fournie pendant la contraction musculaire. La production de puissance est donc limitée par l'intensité à laquelle les filaments musculaires peuvent transformer de l'énergie chimique en énergie mécanique (Weis-Fogh et Alexander, 1977 ; Fitts et coll., 1991). La relation que l'on peut tracer entre la puissance et la vitesse est donc une conséquence directe de la relation force-vitesse. Cette relation puissance-vitesse s'annule pour les deux points caractéristiques F_0 et V_0. Entre ces deux points, le produit de la force par la vitesse détermine une relation polynomiale qui permet d'extrapoler deux autres paramètres physiologiques : *la puissance maximale* (P_{max}) à laquelle correspond une *vitesse optimale* (V_{opt}). P_{max} correspond au produit d'une vitesse optimale des fibres musculaires et d'une force optimale égale respectivement à environ 30 à 45% de V_0 et F_0 (Hill 1938) (Figure 24). C'est la valeur a/F_0 de la relation force-vitesse qui influencera directement les valeurs de P_{max} et V_{opt}. A une forte incurvation de la relation force-vitesse correspond un faible rapport a/F_0 (Close, 1972). Si les propriétés du muscle montrent une courbure très incurvée pour la relation force-vitesse, la puissance produite sera faible (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003).

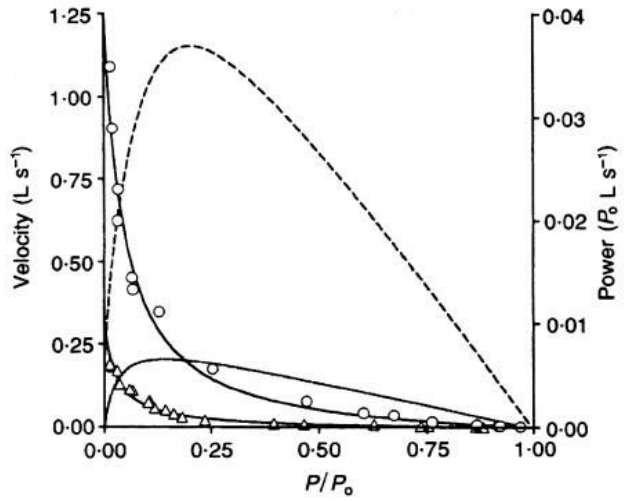


Figure 24: Exemple de relation force-vitesse, puissance-vitesse pour des fibres de type I (triangle et trait plein respectivement) et pour des fibres de type IIb (rond et pointillés, respectivement) (d'après Bottinelli et coll. 1996).

6.1.5 Interprétation physiologique

La relation force-vitesse est un paramètre important de l'étude de la fonction musculaire puisqu'elle reflète la qualité du mécanisme de formation de ponts d'union entre l'actine et la myosine lors de la contraction musculaire (Huxley, 1957) (Figure 25).

Lors de contractions concentriques, la force développée est inférieure à la force isométrique pour plusieurs raisons (Jones et coll, 2005) :

- le nombre de ponts entre l'actine et la myosine est d'autant plus faible que le mouvement est rapide, puisque le temps durant lequel la tête de myosine se trouve à proximité d'un site de liaison à l'actine est réduit, limitant les possibilités de formation des ponts d'union actine-myosine,
- les ponts attachés sont moins étirés et vont donc produire moins de force,
- une partie des ponts se trouvent dans une position où ils s'opposent au mouvement, réduisant ainsi la force totale produite.

Si la vitesse de raccourcissement augmente, les forces s'opposent alors entre elles, c'est la vitesse maximale de raccourcissement à charge nulle ou V_0.

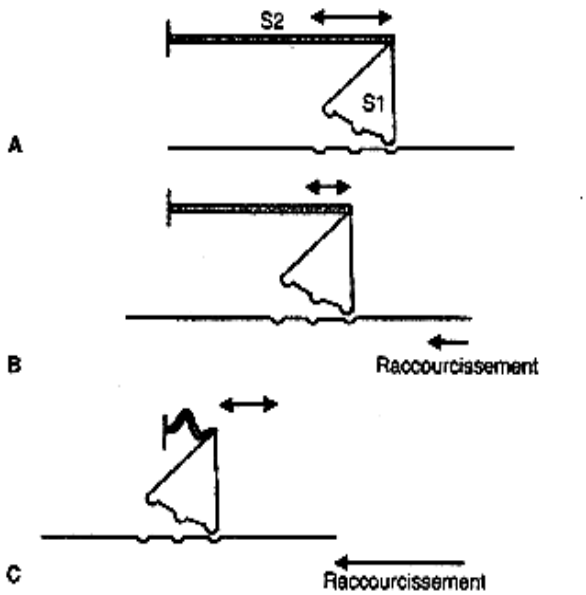


Figure 25: Formation des ponts lors du raccourcissement.
A. Condition isométrique, S2 est totalement étiré.
B. Raccourcissement lent, le filament d'actine se déplaçant de droite à gauche ; l'extension de S2 est moindre qu'en A.
C. Raccourcissement rapide avec la portion de S2 en compression. Les doubles flèches indiquent l'ampleur de l'étirement ou de la compression de S2. D'après Jones et coll. 2005

Les caractéristiques contractiles des fibres musculaires sont en lien avec l'activité ATPasique du filament de myosine, qui dépend de l'expression des gènes de différentes isoformes des chaînes lourdes de myosine (Bottinelli et coll., 1996 ; Harridge et coll., 1996). L'activité ATPasique de la myosine influence la vitesse de raccourcissement de la fibre musculaire, que ce soit sur le muscle entier ou sur la fibre isolée (Barany, 1967). A partir de la coloration de l'ATPase myofibrillaire, on peut différencier trois types de fibres dans le muscle squelettique humain : I (lentes), IIa (intermédiaires), IIb (rapides), (Brooke et Kaiser, 1970). La forme hyperbolique entre la force et la vitesse reste identique d'un muscle à l'autre quel que soit le type de fibres constituant le muscle : ce sont les valeurs des coefficients *a* et *b* et surtout de les valeurs de F_0, V_0 et P_{max}, qui varient (Faulkner et coll., 1986 ; Goldspink 1978 ; Barany 1967). Selon Edman et coll. (1988), le taux maximal de renouvellement des ponts de liaison est environ deux fois plus élevé au niveau des fibres rapides qu'au niveau des fibres lentes. Les fibres rapides présentent une V_0 3 à 5 fois plus élevée que les fibres lentes, (Barany, 1967) et sont capables de maintenir un pourcentage de leur vitesse maximale plus élevée quand la force augmente (Fitts et coll., 1991). V_0 est également proportionnelle au nombre de sarcomère en série, et donc à la longueur du muscle (Jones et coll. 2005). F_0 est lié au nombre de sarcomères disposés en parallèles, ce qui correspond à la surface de section de la fibre. Cependant, l'influence du type de fibre sur F_0 reste discutée. D'après Widrick et coll. (1996a et 1996b), la force maximale par unité de section est significativement supérieure pour les fibres IIb par rapport aux fibres IIa et I. Pour d'autres par contre, à surfaces de section de fibres équivalentes, la force maximale développée par des fibres de type I ou II est comparable (Sargeant et Rademaker, 1996 ; Faulkner et coll., 1986,).

En ce qui concerne la puissance, la puissance totale produite par le muscle correspond à la somme des puissances produites par les fibres I et II, quelle que soit la vitesse de contraction

(Faulkner et coll., 1986). Par contre, il a été montré que les fibres II peuvent développer une puissance maximale 5 à 10 fois supérieures à celles des fibres I. De plus, la puissance maximale est atteinte pour une vitesse optimale supérieure pour les fibres II. Cette puissance maximale est obtenue pour une résistance correspondant à 15% de F_0 pour les fibres I, et à 30% de F_0 pour les fibres IIb (Fitts et Widrick, 1996).

6.2. Relations au cours de mouvements pluri-articulaires

6.2.1. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse

La détermination des relations force-vitesse et puissance-vitesse permet de quantifier les qualités mécaniques d'un muscle ou d'un groupe musculaire. Les relations force-vitesse décrites à partir des contractions isocinétiques ou iso-inertielles présentent généralement une forme différente de la courbe proposée par Hill sur un muscle isolé. A partir de cela, plusieurs auteurs ont essayé de décrire les relations force-vitesse par une forme hyperbolique au cours d'extensions mono-articulaires du genou dans des conditions isocinétiques (Thorstensson et coll., 1976) ou iso-inertielles (Tihanyi et coll., 1982). Dans des conditions dynamiques, on observe que la relation force-vitesse se rapproche d'une forme linéaire quelles que soient les conditions expérimentales (Figure 26).

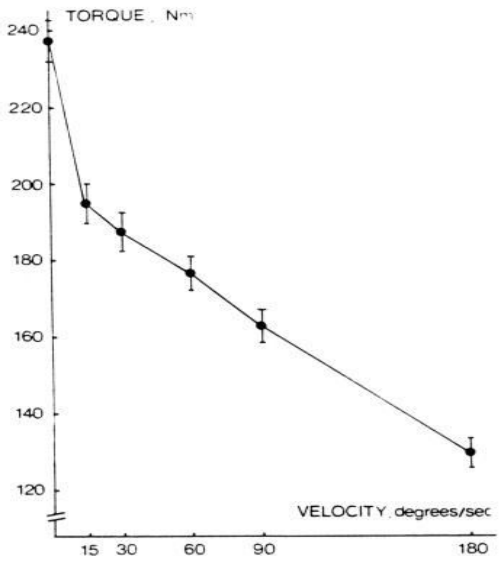


Figure 26 : Relations Force-Vitesse lors de contractions isocinétique (Thorstensson et coll. 1976).

Ces résultats, différents de ceux obtenus avec Hill (1935), peuvent s'expliquer par le fait qu'il est aujourd'hui reconnu que les deux types de contractions – isométrique et dynamique – possèdent des modes d'activation musculaire différents (Person 1974, Nakazawa et coll., 1993, Murphy et Wilson, 1996). Différentes études ont établi une relation force-vitesse linéaire à partir de l'étude de mouvements pluri-articulaires en condition isocinétique (Sargeant et coll., 1981, McCartney et coll., 1983) ou en condition iso-inertielle (Rahmani et coll., 2004 ; Izquierdo et coll., 2002 ; Rahmani et coll., 2001 ; Seck et coll., 1995 ; Bosco et coll., 1995 ; Vandewalle et coll., 1987). Cette relation linéaire a également été obtenue pour des mouvements mono-articulaires en condition isocinétique (Thorstensson et coll., 1976 ; Perrine et Edgerton, 1978 ; Ingemann-Hansen et Halkjaer-Kristensen, 1979 ; Caiozzo et coll., 1981) et en condition iso-inertielle (Rahmani et coll., 1999).

Cette relation linéaire entre la force et la vitesse suit le même schéma que celui écrit par Hill : la force diminue au fur et à mesure que la vitesse augmente. A partir de cette relation linéaire, il est possible de déterminer différents paramètres mécaniques :

- F_0 qui est le moment maximal isométrique théorique, et qui correspond à l'intersection de la relation avec l'axe de force,
- V_0 qui est la vitesse maximale de contraction à vide et qui correspond à l'intersection de la relation avec l'axe de la vitesse.

La relation moment-vitesse s'exprime en fonction de ces deux paramètres sous la forme :

$$F = F_0 \, . \, \left[\, 1 - (\, V / \, V_0) \right]$$

Avec F qui représente la force mesurée en Newton (N) et V la vitesse préréglée pour les appareils isocinétiques (en °/s).

Les mouvements étudiés au cours de ce travail de thèse impliquent des rotations des segments corporels (*i.e.* rotation autour de l'axe du genou ou de la hanche). Nous parlerons donc dans la suite du document de relation moment-vitesse.

La puissance est le produit du moment et de la vitesse angulaire. La relation moment-vitesse étant linéaire, elle induit une relation puissance-vitesse polynomiale du second degré (Rambaud et coll. 2008 ; Rahmani et coll. 2001 ; Bosco et coll. 1995 ; Sargeant et coll. 1981) (Figure 27).

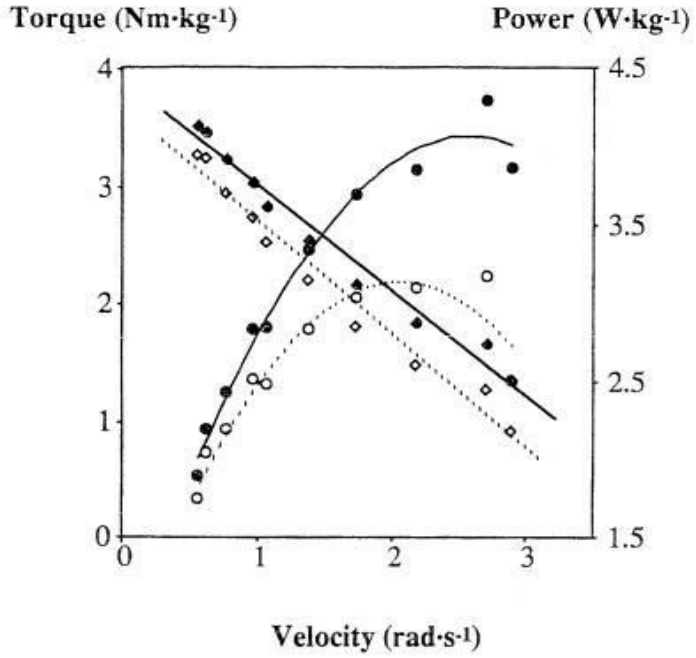


Figure 27 : Exemple de relation Force-Vitesse (losange) et Puissance-Vitesse (cercle) obtenues durant un exercice d'extension de la jambe avec (symboles noirs) et sans (symboles blancs) prise en compte de l'inertie (d'après Rahmani et coll. 1999).

Comme pour le muscle isolé, on peut déterminer des paramètres mécaniques caractéristiques des propriétés des muscles évalués à partir de la relation puissance-vitesse :

- P_{max} qui correspond à *la puissance maximale* et qui est représentée par le sommet de la courbe,
- V_{opt} qui correspond à la *vitesse de contraction optimale*, ou la vitesse atteinte à P_{max}.

Vandewalle et coll. (1987) ont montré que dans le cas d'une relation moment-vitesse linéaire, P_{max} peut être obtenue par le produit d'une vitesse optimale (V_{opt}) et d'un moment de force optimal (F_{opt}) qui correspondent respectivement à 50% de V_0 et F_0.

6.2.2. Interprétation physiologique

Les différences observées entre la forme de relation obtenue pour des relations moment-vitesse sur un groupe musculaire mono- ou pluri-articulaire, et les relations obtenues pour un muscle isolé peuvent s'expliquer de différentes façons. Tout d'abord, le mouvement humain n'est pas le résultat de l'action d'une seule fibre musculaire ou d'un seul muscle, mais d'un ou plusieurs groupes musculaires qui sont soumis à l'action simultanée des muscles agonistes et antagonistes, et aux variations de l'angle articulaire et des bras de leviers de chaque muscle au cours du mouvement. De plus, les vitesses atteintes au cours d'une contraction musculaire volontaire sont inférieures à celles que l'on peut obtenir in vitro (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988).

Certaines études ont tenté de mettre en relation les relations moment-vitesse obtenues chez l'homme et la composition des fibres musculaires du groupe musculaire étudié. Thorstensson et coll. (1976) ont montré qu'il existait une relation directe entre la pente de la relation moment-vitesse et le pourcentage des différents types de fibre dans un groupe musculaire, à partir de l'évaluation d'un mouvement d'extension du genou. Plus la pente de la relation est importante, plus le pourcentage de fibres lentes est élevé, et plus la V_0 est faible. De même, Tihanyi et coll. (1982) ont montré que les groupes musculaires constitués d'un pourcentage de fibres rapides atteignent des vitesses et des puissances plus élevées. Hautier et coll (1996) montrent, quant à eux, une relation positive entre le pourcentage de fibres rapides et V_{opt} dans une étude sur le mouvement de sprint sur bicyclette ergométrique. Sargeant (1994) suggère qu'une surface de section de fibres rapides supérieure à 50% se distingue par une plus grande vitesse optimale,

alors qu'une surface de section de fibres rapides inférieure à 50% est caractérisée par une plus petite vitesse optimale. Enfin, Arsac et coll. (1996) met en évidence que des sprinters atteignent des valeurs de P_{max} et V_{opt} supérieures à des coureurs de demi-fond, et que des coureurs de demi-fond obtiennent des valeurs supérieures à ceux de coureurs de 100km sur bicyclette ergométrique pour ces paramètres mécaniques.

La détermination des relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse obtenues dans des conditions dynamiques, au cours de mouvements isocinétiques ou iso-inertiels, permet de quantifier l'aptitude du système neuromusculaire à produire des niveaux de puissance élevés. Les applications de cette analyse concernent la compréhension de la performance motrice, l'entraînement et les domaines de la réhabilitation.

Partie 1

Buts de l'étude

7. Buts de l'étude

Le réentrainement à l'effort des sujets lombalgiques chroniques et les programmes multidisciplinaires mis en place pour lutter contre ce syndrome sont aujourd'hui bien documentés. Même si les résultats semblent être positifs, les prises en charge proposées sont longues et coûteuses, et la liste des patients qui attendent une place en centre est souvent très longue. Il s'agit donc pour nous de proposer des programmes de réentrainement à l'effort le plus efficace et le plus efficient possible, afin d'optimiser au maximum la prise en charge des patients lombalgiques chroniques.

Le premier objectif de ce travail de thèse était donc de caractériser les sujets lombalgiques chroniques au niveau musculaire, et plus particulièrement au niveau des membres inférieurs. Pour y parvenir, les muscles extenseurs du genou ont été évalués à l'aide des relations moment-vitesse et puissance-vitesse afin de déterminer si les paramètres mécaniques externes étaient influencés par la pathologie puisque celle-ci touche les muscles du tronc (étude 1). Puis, notre intérêt s'est porté sur les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche. L'objectif de ce travail était alors de mettre en place un protocole d'évaluation de ces muscles dans des conditions isocinétiques afin 1) d'établir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse de ces groupes musculaires (jusqu'alors non décrites pour ce groupe musculaire), 2) de décrire l'allure de ces relations (étude 2), 3) de comparer les capacités musculaires des sujets lombalgiques à celles de sujets sains pour identifier le(s) paramètre(s) musculaire(s) le(s) plus influencé(s) par la pathologie et 4) de déterminer s'il existe des liens entre un déficit musculaire au niveau des muscles des hanches et les caractéristiques musculaires du tronc chez les sujets lombalgiques chroniques (étude 3).

Partie 2 – Cadre Expérimental

Partie 2

Matériel et Méthodes communs aux différentes études

1. Recrutement des sujets

1.1. Les sujets lombalgiques chroniques

Tous les sujets lombalgiques chroniques qui ont participé aux différentes études ont suivi le programme de réentrainement à l'effort de cinq semaines proposé par le Centre de l'Arche, Pôle Régional du Handicap (Le Mans, France). Ces sujets ont été recrutés par le clinicien en charge des sujets lombalgiques chroniques suivant un protocole strict proposé par Lombaction de l'hôpital d'Angers à partir de critères physiques et psychologiques, et en prenant en compte notamment la durée de l'arrêt de travail. Le recrutement des sujets lombalgiques s'est également fait en suivant la définition de la lombalgie chronique proposée par la Société française de rhumatologie (une douleur lombosacrée à hauteur des crêtes iliaques ou plus bas, médiane ou latéralisée, avec possibilité d'irradiation ne dépassant pas le genou, mais avec prédominance de la douleur lombo-sacrée pendant au moins trois mois, quasi quotidienne, sans tendance à l'amélioration – Société Française de Rhumatholgie, 2007; Bernard et Dusquenoy, 2001). Les sujets qui ont participé à l'étude ont été examinés par le médecin en charge de cette population, et les patients qui étaient en phase aigue (en plus de la phase chronique) ou avec une sciatique n'ont pas été inclus. Les sujets ont été sensibilisés aux buts des études et ont signé un consentement éclairé avant le début des évaluations. Les caractéristiques anthropométriques des sujets sains et lombalgiques sont présentées dans les différentes études.

1.2. Les sujets sains

Les sujets sains qui ont participé aux différentes études sont des sujets sédentaires n'ayant pas de contre-indications à la pratique d'activités physiques. L'âge des sujets sains était compris entre 30 et 50 ans afin d'obtenir une population homogène avec la tranche d'âge des patients

lombalgiques. Les sujets ont tous été informés des buts de l'étude et ont également signé un consentement de participation. Les sujets n'avaient pas de douleurs au niveau du dos ou des membres inférieurs, ni subi de chirurgie.

2. Evaluation isocinétique des muscles du tronc

Toutes les mesures isocinétiques pour les muscles du tronc ont été effectuées sur l'ergomètre Biodex système 1 (model 900-240, Biodex Corporation, Shirley, NY, USA) du Centre de rééducation et réadaptation fonctionnelle de l'Arche, Pôle régional du handicap. Elles ont été enregistrées via une carte d'acquisition échantillonnée à une fréquence de 100 Hz (Biodex Medical Systems Inc. X2151, Shirley, NY, USA). Les sujets étaient assis sur un fauteuil articulé dont l'assise est stable et le dossier mobile (Figure 28).

Figure 28. Module tronc utilisé pour les évaluations isocinétiques

Le dossier mobile est asservi au moteur situé à la droite du sujet, qui lui-même est relié au système informatique. Le sujet est assis sur le fauteuil de manière à ce que l'axe de rotation du dossier corresponde à la face postéro-externe des crêtes iliaques du sujet. Le fauteuil est muni de cale-pieds réglables en hauteur afin de s'adapter à tous les sujets et de limiter l'utilisation des membres inférieurs. Pour ce faire, l'angle défini entre la cuisse et la jambe est

de 15° par rapport à la ligne médiane de la cuisse (Smith et coll. 1985). Des sangles reliées à l'appareil isocinétique et placées au niveau des cuisses et des mollets du sujet sont utilisées afin de solidariser les membres inférieurs au fauteuil lors de la réalisation des tests. Le dossier est également pourvu de sangles ajustables, au niveau des épaules du sujet. Celles-ci permettent de solidariser le tronc au dossier afin de limiter au maximum le décollement des épaules lors des mouvements de flexion-extension, et les mouvements entre vertèbres. Les sujets tiennent les sangles avec les mains sans croiser les bras pour former un bloc avec l'appareil. Les bras ne sont pas en tension et la tête du sujet est droite et repose sur l'appui tête (figure 29). Il est émis comme hypothèses qu'il n'y a pas d'enroulement au niveau de la colonne vertébrale et que les mouvements horizontaux du tronc sont négligeables.

Figure 29. Position des sujets au départ de l'évaluation isocinétique

Pour éviter toute surestimation des mesures de force et obtenir des données fiables, le poids du sujet ainsi que le poids du bras de levier ont été déterminés avant l'évaluation. L'estimation de ces deux paramètres a été effectuée à partir de la position standard, le sujet restant immobile et relâché grâce à une procédure automatique du système isocinétique

3. Détermination des relations moment-vitesse et puissance-vitesse

Afin de limiter le risque d'erreurs, les valeurs brutes mesurées ont directement été récupérées dans le système de mesures. A partir de ces mesures, la phase active (phase de travail) au cours de laquelle les sujets travaillaient réellement à la vitesse constante préréglée était alors déterminée (Figure 30). Pour chaque vitesse isocinétique préréglée, l'essai pour lequel le moment maximal était le plus important était considéré comme le meilleur essai et utilisé pour l'analyse des données. Le moment maximal correspondant à chaque vitesse ainsi que la puissance calculée étaient alors recueillis et utilisés pour tracer les relations moment-vitesse et puissance-vitesse.

Pour chaque vitesse sélectionnée et préréglée, et quel que soit le membre considéré, le couple de force maximal (T_{peak}) a été identifié comme étant la valeur la plus élevée atteinte au cours du mouvement, durant la période de vitesse constante.

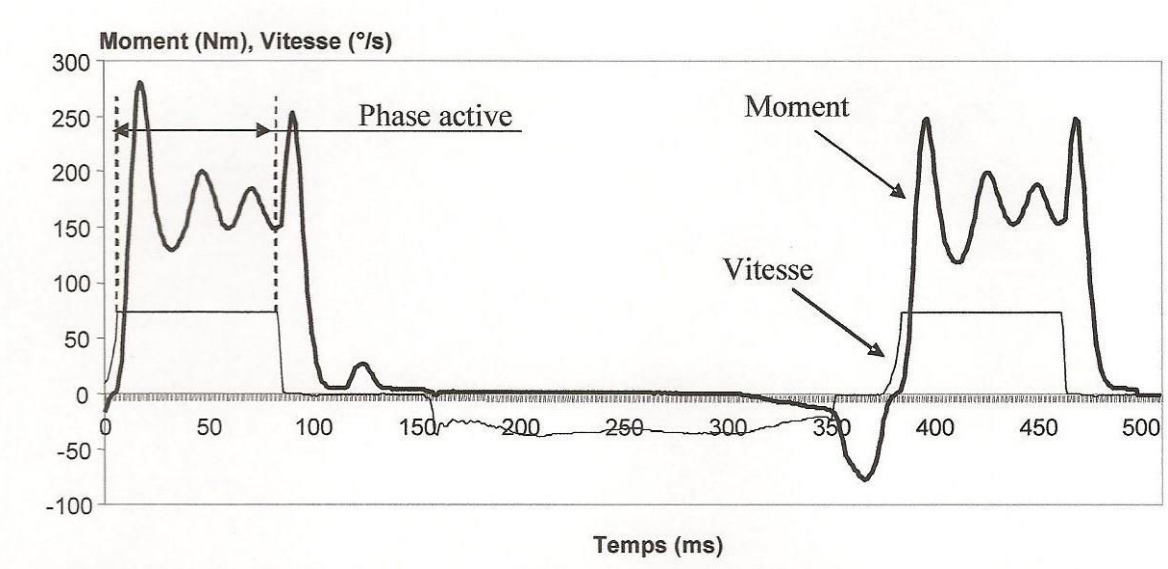


Figure 30. Exemple d'évolution du moment (trait gras) et de la vitesse (trait fin) en fonction du temps au cours d'une série d'extensions du tronc à 75°/s (D'après Ripamonti 2010)

La puissance maximale instantanée (P_{peak}) a ensuite été calculée comme le produit de T_{peak} avec la vitesse isocinétique préalablement déterminée et réglée.

La relation moment-vitesse s'exprime de la façon suivante :

$T_{peak} = aV + b$

avec V la vitesse isocinétique préselectionnée, et a et b les coefficients de régression linéaire (Figure 31).

A partie de cette relation, le moment de force maximal théorique (T_0) a été extrapolé comme étant la valeur correspondant à l'intersection de la droite de régression avec l'axe des moments, lorsque la vitesse est égale à 0, et donc égale au coefficient b. La vitesse maximale peut également être extrapolée à partir de cette relation et correspond alors à l'ordonnée à l'origine de l'axe des vitesses, c'est-à-dire lorsque la droite de régression coupe l'axe des abscisses, le moment étant alors égal à 0. Néanmoins, ce paramètre n'est pas détaillé dans ce travail, car il nous a paru plus pertinent de concentrer notre attention sur le moment de force maximal et sur la puissance maximale.

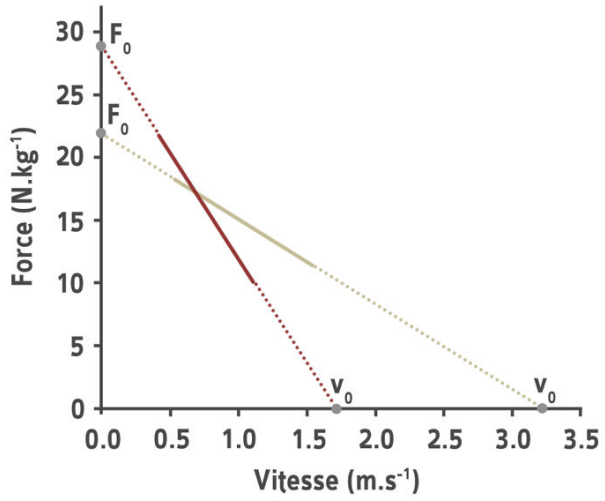


Figure 31. Exemples de relations force-vitesse.

Les relations puissance-vitesse sont décrites par des relations polynomiales du second degré (Figure 32). Elles ont pu être tracées à partir des P_{peak} obtenues pour chaque vitesse isocinétique présélectionnée. La puissance maximale (P_{max}) correspond à l'apex de la relation puissance-vitesse, et peut être extrapolée à partir de l'équation polynomiale du second degré et être exprimée de la façon suivante :

$P_{max} = cV^2 + dV + e$

avec *c, d* et *e* correspondant aux coefficients de régression de la relation polynomiale.

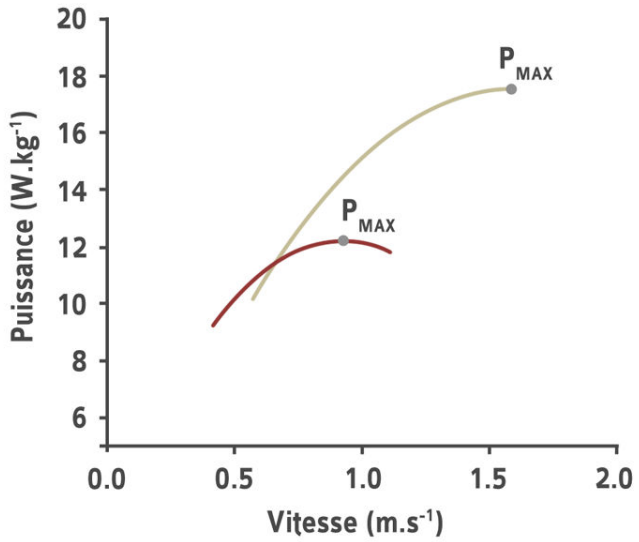


Figure 32. Exemples de relations puissance-vitesse

Dans la suite de ce travail, les indices *f* et *e* seront utilisés pour différencier flexion et extension des résultats respectivement.

Les résultats sont présentés sous leur moyenne (écart-type). Toutes les relations (*i.e.,* moment-vitesse et puissance-vitesse) ont respectivement été décrites par des relations linéaires ou polynomiales du second degré, pour les deux membres inférieurs. Les coefficients de corrélation correspondant (r) et le niveau de signification (p) ont également été calculés.

Partie 2

Etudes

Etude 1

Evaluation des muscles extenseurs du genou des patients atteints de lombalgie chronique. Relation avec le déséquilibre des muscles du tronc.

A Lemaire, M Ripamonti, M Ritz, A Rahmani (2012) Influence of lower limbs strength on trunk flexion and extension in chronic low back pain patients. *Communication orale lors du congrès de la SB à Toulouse.*

A Lemaire, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani (2014) Is knee extensor weakness in chronic low back pain related to trunk muscle imbalance? *Clinical Rehabilitation* (en soumission).

A Lemaire, M Ripamonti, M Ritz, A Rahmani (2012) Influence of lower limbs strength on trunk flexion and extension in chronic low back pain patients. *Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* Vol 15, Suppl 1, ISSN:1025-5842.

1. Introduction

Parmi les différents caractères de la lombalgie chronique, on a identifié un déséquilibre entre les muscles fléchisseurs et les muscles extenseurs du tronc pouvant induire une altération fonctionnelle du mouvement de façon significative (Poiraudeau et coll., 2007; Genty et coll., 2001; Vanvalcenaher et coll., 1992; Nachemson, 1969). Ces insuffisances musculaires et paravertébrales ont des conséquences importantes (Kong et coll., 1996; Kerkour et Meier, 1994) puisque la force des muscles du dos permet d'augmenter la stabilité de la colonne vertébrale et prévenir l'intervention de structures passives (*i.e.,* ligaments ou tissus conjonctifs autour des disques) (Carlson et coll., 1981; Chaffin, 1974; Poulsen et Jörgensen, 1971). La force des muscles du tronc permet également de décharger la colonne vertébrale et d'augmenter la pression intramusculaire (Grillner et coll., 1978). De plus, la lombalgie chronique peut avoir des répercussions sur les gestes de la vie quotidienne (Poiraudeau et coll., 2004). Ainsi, dans une situation de port de charge soudain, Wilder et coll. (1996) ont montré que le temps de réaction des muscles sollicités dans la tâche est allongé non seulement par la fatigue, mais aussi et surtout la présence d'une lombalgie. L'entrainement des muscles du tronc est donc essentiel au cours des programmes de réentrainement à l'effort proposés aux sujets lombalgiques chroniques (CLBP) (Ripamonti et coll., 2011; Poiraudeau et coll., 2004 ; Mayer et coll., 1985).

Par ailleurs, la lombalgie chronique amène un syndrome de déconditionnement à l'effort (Linton et coll., 1984) qui entraîne chez les patients une peur de la douleur, les incitant à ne plus faire de mouvements ou d'activités physiques (Linton et Vlaeyen, 2000 ; Tait et coll., 1990). Tout ceci favorise le déclin de la condition physique (Mayer et coll., 1985). Il semble alors intéressant d'étudier toute la chaine segmentaire d'extension chez les sujets lombalgiques chroniques pour vérifier l'impact de ce syndrome sur les membres inférieurs,

qui sont en permanence sollicités dans les activités de la vie quotidienne. Un déficit de force à ce niveau, pourrait être responsable de phénomènes de compensations en lien avec la lombalgie chronique. Plusieurs études ont mis en avant une altération de la fonction musculaire au niveau des membres inférieurs chez les sujets lombalgiques chroniques. Ainsi, Scholtes et coll. (2009) ont montré que les mouvements des membres inférieurs au cours d'un mouvement de rotation latérale de hanche sont initiés plus rapidement et avec une amplitude plus importante chez des sujets lombalgiques pratiquant un sport de rotation que chez des sujets sains. Yahia et coll. (2011) ont également démontré un déficit musculaire postural au niveau du tronc et une faiblesse au niveau des muscles du genou chez les patients atteints de sciatique chronique, suggérant que la réhabilitation des membres inférieurs doit être prise en compte dans la gestion de ces personnes. Un déficit au niveau des membres inférieurs peut avoir un retentissement négatif sur les muscles du tronc (Yahia et coll., 2010), pouvant conduire à des répercussions sur les muscles du tronc par des compensations successives et provoquer des douleurs lombaires (Hart et coll., 2010). Des études portant sur les relations entre la fatigue lombaire et la fatigue du muscle quadriceps pendant la marche (Hultman et coll., 1993 ; Hart et coll., 2010 ; Hart et coll., 2009 ; Hart et coll., 2006) ont permis de mettre en avant une plus grande fatigue musculaire au niveau des muscles du tronc après une activation sur tapis de marche du muscle quadriceps. Cependant, à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à mesurer le moment maximal ou la puissance maximale des muscles extenseurs du genou chez des sujets lombalgiques chroniques. Or, la mesure de ces deux paramètres peut donner des informations intéressantes dans le cadre de la prise en charge des sujets lombalgiques chroniques (Ripamonti et coll., 2011).

L'objectif de cette étude était dans un premier temps d'évaluer la force musculaire des membres inférieurs des sujets lombalgiques chroniques afin de la comparer à celle produite

par des sujets sains. Dans un deuxième temps, nous avons vérifié si la possible faiblesse musculaire des membres inférieurs des patients lombalgiques était liée au déséquilibre existant au niveau du tronc.

2 . Matériel et méthodes

2.1 . Sujets

Trente-cinq sujets ont participé à cette étude. Vingt sujets lombalgiques chroniques de sexe masculin ont été inclus dans l'étude. Le groupe contrôle (CG) était composé de quinze sujets sains de sexe masculin n'ayant pas d'antécédents de lombalgie. Les données anthropométriques pour les deux groupes sont présentées dans le tableau 1.

Tous les sujets se sont portés volontaires pour participer à l'étude et aucun n'avait de blessure ou subi une chirurgie au niveau des membres inférieurs. Ils ont été informés du but de cette étude et ont signé un formulaire de consentement avant l'évaluation. Les différents tests ont été effectués en conformité avec les normes éthiques énoncées dans la Déclaration d'Helsinki (1964). Etant donné la différence significative au niveau de la masse corporelle entre les deux groupes, les résultats ont été normalisés par rapport à la masse corporelle du sujet afin d'éviter toute sous- ou surestimation des résultats.

Tableau 1. Données anthropométriques pour le groupe de sujets lombalgiques (CLBP) et le groupe de sujets sains (CG). Les données sont présentées sous la forme moyenne (déviation standard).

	CLBP	CG	*p*
Age (années)	42.5 (7.6)	40.5 (5)	ns
Taille (m)	1.78 (0.08)	1.77 (0.06)	ns
Masse corporelle (kg)	85.1 (15.1)	72.4 (8.7)*	$p < 0.05$

ns : pas de différence significative entre les deux groupes

2.2. Protocole

Le protocole de mesure a été réalisé au cours de trois sessions différentes sur trois jours de suite dans un ordre défini. Les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc ont été évalués sur deux jours différents (jour 1 et jour 2), comme le recommandent Ripamonti et coll. (2008). L'évaluation des muscles extenseurs des deux membres inférieurs a été réalisée le troisième jour. Toutes les mesures ont été réalisées la première semaine de prise en charge des sujets lombalgiques dans le programme de réentrainement à l'effort de cinq semaines proposé au Centre de l'Arche.

2.2.1 . Mesures d'extension du tronc

Le protocole pour évaluer les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc est présenté p.97.

2.2.2 . Mesures d'extension du genou

Toutes les mesures isocinétiques ont été effectuées sur l'ergomètre Biodex® système 4 (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY) (figure 33) du Centre de rééducation et réadaptation fonctionnelle de l'Arche, Pôle régional du handicap. Elles ont été enregistrées via une carte d'acquisition échantillonnée à une fréquence de 100 Hz.

Figure 33. Biodex système 4 avec le module pour l'évaluation des muscles extenseurs du genou.

Les sujets étaient installés sur le siège du dynamomètre. Un soin particulier a été pris pour s'assurer que chaque participant était correctement positionné sur le dispositif, avec le bras de levier bien ajusté à la morphologie de chaque sujet, selon les préconisations du constructeur. Les sujets étaient assis sur une chaise réglable, ajustée également à leur morphologie au niveau de la hauteur et de la profondeur du siège. L'axe de rotation du dynamomètre était aligné avec le centre de rotation du genou (le condyle fémoral latéral). Des ceintures fixées à l'assise et plaquant les épaules contre le dossier permettaient de maintenir le thorax en contact avec le dossier. Une ceinture était également placée au niveau des épines iliaques afin de maintenir les sujets bien assis dans le fauteuil. Ces différents dispositifs avaient pour but d'empêcher l'utilisation d'une ou toute autre partie du corps lors du mouvement et donc de limiter au maximum les différentes compensations qui pourraient fausser les mesures et provoquer des douleurs chez les sujets lombalgiques. L'angle au niveau des hanches était de 90 deg. Le membre inférieur évalué était fixée au bras de levier du dynamomètre par une sangle au niveau du tibia. L'amplitude du mouvement était de 85 deg, avec l'extension complète du membre inférieur correspondant à 0 deg. Enfin, il était demandé aux sujets de maintenir les sangles au niveau du thorax avec les mains, sans contracter les membres supérieurs, comme le conseille le constructeur. La position des sujets lors de l'évaluation est présentée figure 34.

Figure 34. Position du sujet lors de l'évaluation de l'extension du genou sur Biodex 4

Afin d'éviter toute sous-estimation de couple de force mesuré (Kellis et Baltzopoulos, 1996; Delitto, 1990; Baltzopoulos et Brodie, 1989) et d'assurer la fiabilité des données, l'inertie du bras de levier de l'appareil isocinétique a été mesurée avant le test. Pour y parvenir, la mesure de l'inertie du bras de levier a été faite avec le sujet installé sur le dynamomètre, sa jambe fixée à l'appareil, avec un angle de 30 deg au niveau du genou par rapport à l'extension complète. Il était demandé au sujet d'être complètement détendu. Le moment obtenu à partir de la gravité du segment considéré a été estimé dans cette position, comme préconisé par le constructeur. Les moments mesurés à partir du dynamomètre intègrent la mesure de cette inertie pour limiter le risque d'erreurs. Les données sont ensuite enregistrées et stockées automatiquement sur un PC (échantillonnage à 100 Hz) via une carte d'interface électronique (Biodex Medical Systems Inc. X2151, Shirley, NY, USA).

Après avoir réalisé un échauffement de 10 minutes sur un ergocycle à 50 watts entre 50 et 60 tours par minutes, les sujets ont effectué quatre contractions isocinétiques maximales (Baltzopoulos et Brodie, 1989) à différentes vitesses isocinétiques. Chaque contraction maximale était précédée de contractions sous-maximales à chaque vitesse afin de permettre aux sujets de s'habituer au dynamomètre et de parfaire l'échauffement.

A chaque vitesse, les sujets devaient réaliser une extension du genou la plus rapide possible et avec le plus de force possible. Afin que la phase de retour du membre inférieur soit réalisée de manière la plus passive possible, la vitesse isocinétique du mouvement de flexion pour revenir à la position de départ a été fixée à 300 deg/s. Une interruption d'une seconde a également été imposée aux sujets entre deux contractions consécutives pour éviter l'influence possible de la phase excentrique lors du retour du membre inférieur en phase initiale. L'expérimentateur donnait donc un ordre aux sujets pour commencer le mouvement. L'évaluation entre deux

vitesses de contraction était espacée d'une période de repos de 4 minutes afin de limiter l'apparition du phénomène de fatigue musculaire. Afin d'éviter l'influence de l'ordre des vitesses sur les résultats, les vitesses isocinétiques ont été randomisées pour chaque sujet. Pour chaque vitesse prédéfinie, le couple de force le plus important des quatre essais a été retenu et pris en considération pour les analyses statistiques.

2.3. Relations moment-vitesse et puissance-vitesse

Le moment pic *(T_{peak})* a été mesuré et la puissance pic *(P_{peak})* a été calculée pour chaque vitesse isocinétique, pour les deux membres inférieurs et pour les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc. A partir de ces données, le moment maximal (T_0) et la puissance maximale (P_0) ont été déterminé pour chaque sujet, chaque membre inférieur. Les méthodes de détermination de T_{peak} et P_{peak} et des différents paramètres mécaniques externes (*i.e.,* T_0 et P_0) sont décrites p.101.

2.4. Analyses statistiques

Les résultats sont présentés sous la forme moyenne (écart-type). Les tests de Skweness et Kurtosis ont été utilisés pour vérifier la distribution, la normalité et l'homogénéité de l'ensemble des données. Toutes les relations (*i.e.,* force-vitesse et puissance-vitesse) ont été respectivement décrites par des relations linéaires ou polynomiales du second degré, quel que soit le groupe considéré. Les coefficients de corrélation correspondant (r) et le niveau de significativité (p) ont également été calculés. Les comparaisons des paramètres à l'intérieur d'un même groupe ont été réalisées à l'aide d'un test Student pour séries appariées. La comparaison des paramètres entre les groupes a été effectuée à partir d'un test de Student pour séries non appariées. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$.

3. Résultats

3.1. Mesures au niveau du tronc

Quelle que soit le groupe considéré (*i.e.* lombalgiques ou sujets sains), les relations moment-vitesse (Figure 35) étaient significativement décrites par des relations linéaires (r = 0,63 à 1, p <0,05) et les relations puissance-vitesse (Figure 36) par des relations polynomiales du second degré (r = 0,86 à 1, p <0,05), aussi bien pour les mouvements de flexion que d'extension du tronc.

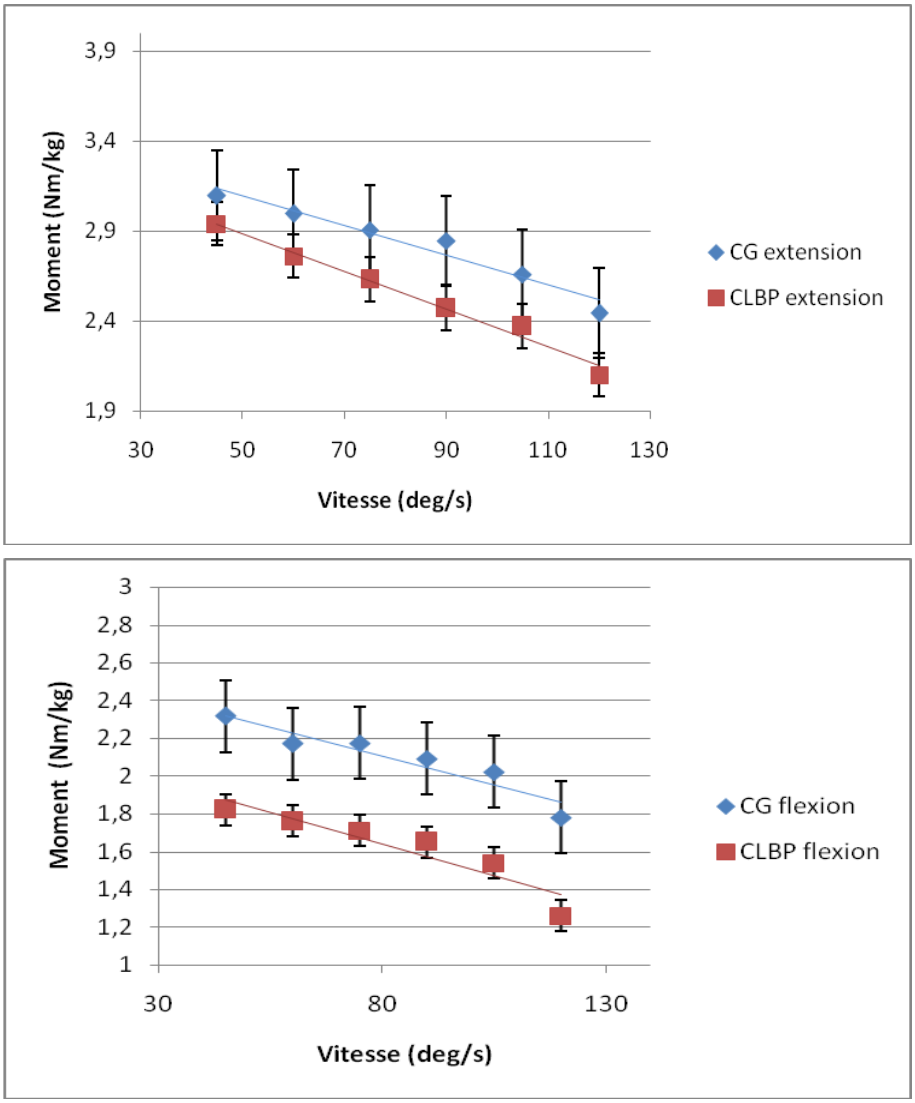


Figure 35. Relations moment-vitesse obtenues pour le groupe de sujets sains (CG en bleu) et le groupe de sujets lombalgiques (CLBP en rouge) au cours de l'évaluation isocinétique des muscles extenseurs (en haut) et fléchisseurs (en bas) du tronc.

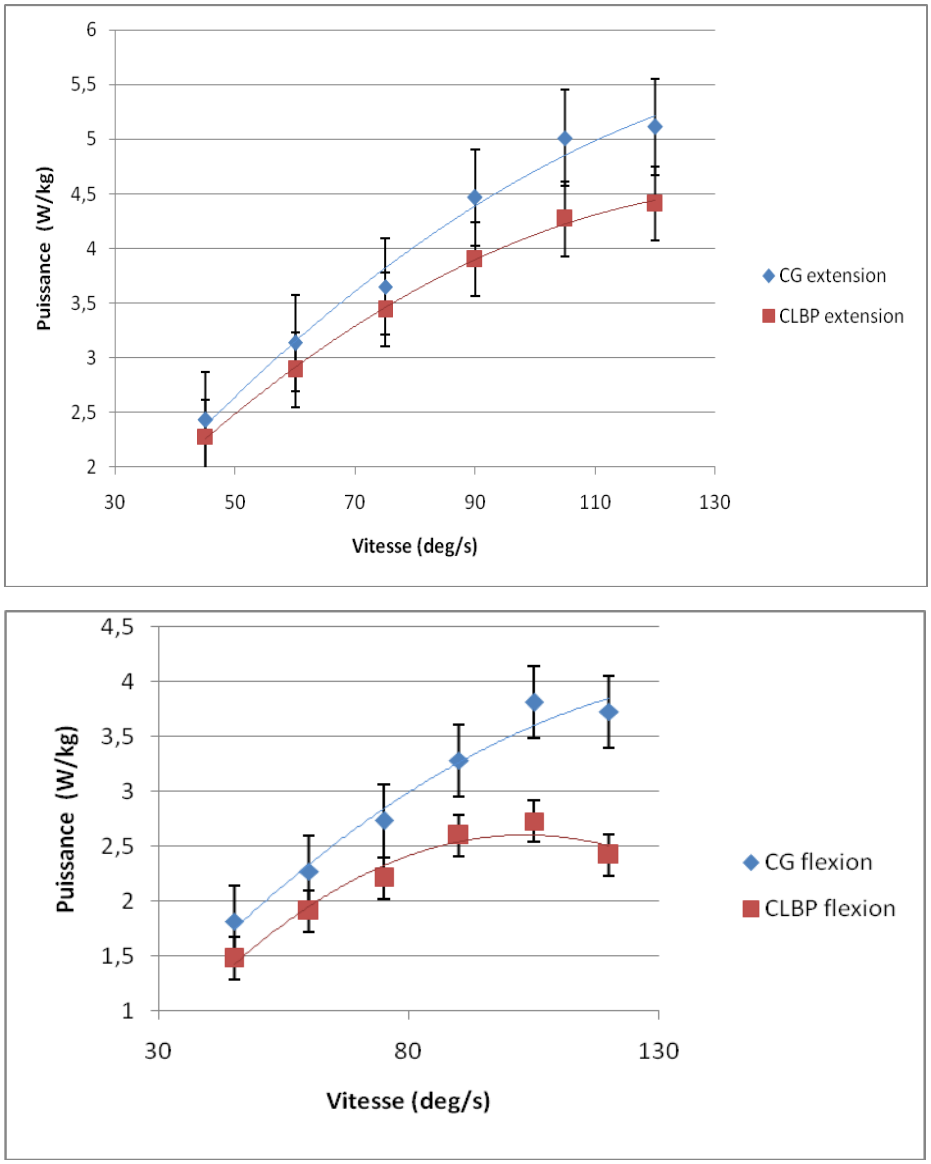


Figure 36. Relations puissance-vitesse obtenues pour le groupe de sujets sains (en bleu) et le groupe de sujets lombalgiques (en rouge) au cours de l'évaluation isocinétique des muscles extenseurs (en haut) et fléchisseurs (en bas) du tronc.

Les valeurs obtenues pour T_0 et P_{max} pour les deux populations lors des mouvements et de flexion et d'extension du tronc sont présentées dans le tableau 2. Quelle que soit la population étudiée, les valeurs obtenues pour T_0 et P_{max} sont significativement plus importantes lors du mouvement d'extension du tronc que lors du mouvement de flexion. Les valeurs de T_0 et P_{max} pour les sujets sains sont significativement supérieures à celles estimées pour les sujets lombalgiques ($p < 0,05$), quel que soit le mouvement considéré. Les ratios

fléchisseurs/extenseurs ne sont pas significativement différents entre les sujets lombalgiques chroniques et sujets sains (respectivement, 0,77 ± 0,22 et 0,70 ± de 0,16).

Tableau 2. Moment de force maximal (T_0) et puissance maximale (P_{max}) obtenus lors des mouvements de flexion et d'extension du tronc chez le groupe de sujets sains (CG) et chez le groupe de sujets lombalgiques (CLBP). Les résultats sont présentés sous la forme moyenne (écart-type).

	CG		CLBP	
	Flexion	Extension	Flexion	Extension
T_0 (Nm.kg^{-1})	2,7(0,5)	3,6(0,6)*	2,2(0,5)‡	3,0(0,4)‡*
P_{max} (W.kg^{-1})	4,83(1,5)	7,1(2,5)*	3,5(1,4)‡	5,7(2,2)‡*

* p<0.05 : différence intra groupe
‡ p<0.05 : différence significative inter groupe

3.2. Mesures d'extension du genou

Les relations moment-vitesse et puissance-vitesse obtenues pour les deux groupes sont présentées respectivement dans les figures 37 et 38. Les relations moment-vitesse étaient significativement décrites par des relations linéaires (r = 0,64 à 1, p <0,05). Les pentes obtenues à partir de ces relations étaient significativement plus importantes pour les sujets sains (pente = 45,46 ± 5,29) que pour les sujets lombalgiques chroniques (35,91 ± 5,77), (p <0,001).

Les relations puissance-vitesse étaient significativement décrites par des polynomiales du second degré, quelle que soit la population considérée (r = 0.70 – 1 ; p<0.05).

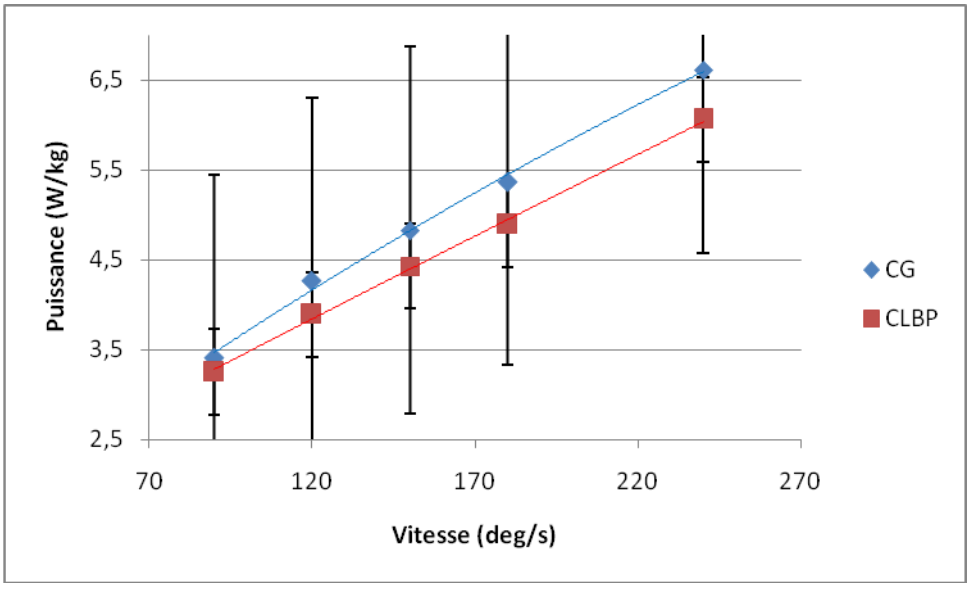


Figure 37. Relations moment-vitesse obtenues pour le groupe de sujets sains (CG en bleu) et le groupe de sujets lombalgiques (CLBP en rouge) lors de l'évaluation isocinétique des muscles extenseurs du genou.

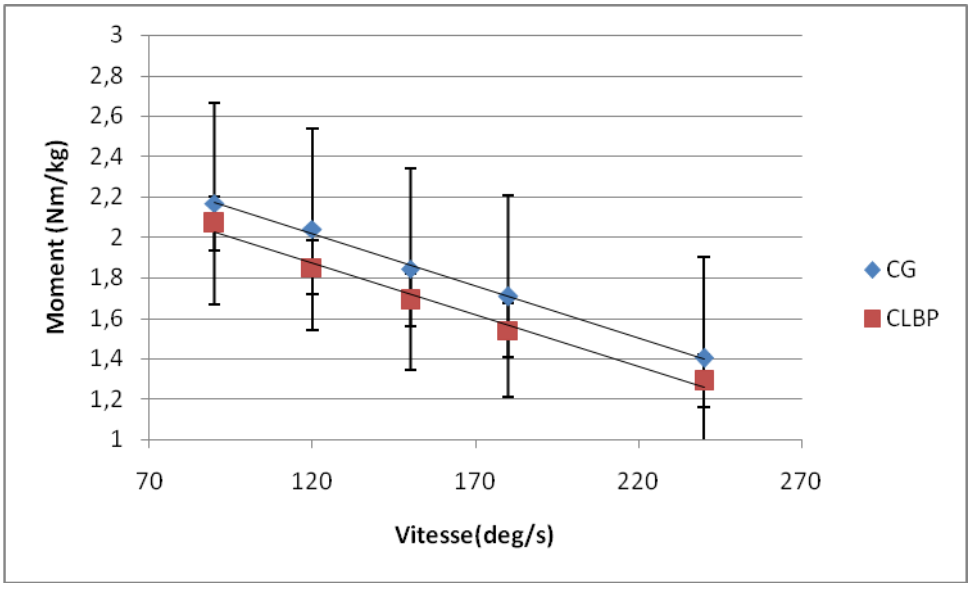


Figure 38. Relations puissance-vitesse obtenues pour le groupe de sujets sains (CG en bleu) et le groupe de sujets lombalgiques (CLBP en rouge) lors de l'évaluation isocinétique des muscles extenseurs du genou.

Quelle que soit la vitesse de contraction et le membre inférieur considéré, les valeurs de T_{peak} obtenues pour chaque vitesse isocinétique prédéterminée (90, 120, 150, 180 et 240 deg/s) étaient plus élevées chez les sujets sains ($p < 0,05$) que celles mesurées chez les sujets lombalgiques chroniques.

La comparaison des valeurs obtenues pour T_{peak} pour chaque vitesse isocinétique prédéterminée entre les deux membres inférieurs ne montre pas de différence significative, quel que soit le groupe considéré.

Les valeurs extrapolées de T_0 obtenues pour GC étaient significativement plus élevées (19,2% ; $p < 0,001$) que celles mesurées pour le groupe CLBP. Cette différence significative a également été observée pour P_{max} (19,8%; $p < 0,05$). Les valeurs de T_0 pour les deux membres inférieurs présentaient une différence significative pour GC. Néanmoins, cette différence ne se retrouve pas au niveau de CLBP. La comparaison des P_{max} entre les deux membres inférieurs ne montrent pas de différence significative entre les deux membres inférieurs quel que soit le groupe considéré. Enfin, les rapports calculés entre les deux membres inférieurs n'ont montré aucune différence significative entre les deux groupes (1,07 ± 0,12 (GC) *vs.* 1,02 ± 0,27 (CLBP)). Les résultats des différents paramètres (T_0, P_{max}) sont présentés dans le tableau 3.

Tableau 3. Moment maximal (T_0) et puissance maximale (P_{max}) obtenus lors de la mesure des muscles extenseurs du genou chez le groupe de sujets sains (CG) et chez le groupe de sujets lombalgiques (CLBP). Les résultats sont présentés sous la forme moyenne (écart-type).

	CG				CLBP			
	D		G		D		G	
	M (SD)	SEM	M (SD)	SEM	M (SD)	SEM	M (SD)	SEM
T_0 ($Nm.kg^{-1}$)	2.7 (0.3)	1.1	2.4 (0.4)*	1.8	2.1 (0.4)‡	7.1	2.1 (0.4)‡	8.0
P_{max} ($W.kg^{-1}$)	6.0 (0.9)	4.3	6.6 (1.7)	7.8	4.9 (0.3)‡	5.8	5.1 (1.9)‡	1.9

‡ $p<0.05$: différence entre les deux groupes
* $p<0.05$: différence intra groupe

Aucune relation statistique n'a pas pu être mise en évidence entre les paramètres mécaniques externes obtenus pour les membres inférieurs et ceux obtenus pour le tronc, quelle que soit le groupe considéré.

4. Discussion

Le but de cette étude était de déterminer la force des muscles extenseurs des genoux chez des sujets lombalgiques chroniques. Notre hypothèse de départ était que la force et / ou la puissance au niveau des membres inférieurs chez les sujets lombalgiques chroniques seraient inférieures à celles mesurées chez des sujets sains, et qu'une possible relation pouvait être établie entre cette faiblesse musculaire des membres inférieurs et celle définie par la lombalgie chronique au niveau du tronc.

Comme il était attendu, les résultats obtenus au niveau du tronc étaient conformes à ceux décrits dans la littérature lors de précédentes études réalisant des évaluations similaires, (Ripamonti et coll., 2008), insistant sur le fait que la lombalgie chronique n'a pas d'influence sur les relations moment- et puissance-vitesse (Ripamonti et coll. 2011). De plus, les valeurs de moment de force T_{peak} et de puissance maximale P_{peak} mesurées aux différentes vitesses de contraction sont également en accord avec celles présentées dans plusieurs études quelle que soit la population considérée (Yahia et coll., 2011 ; Yahia et coll., 2010 ; Roques et coll., 2005; Thorstensson et Arvidson, 1982).

La comparaison entre les deux groupes a permis de mettre en évidence, que les valeurs obtenues pour GC étaient significativement supérieures à celles obtenues pour CLBP ($p < 0,05$), quel que soit le mouvement considéré, avec une déficience plus marquée pour les extenseurs du tronc dans les deux groupes. Ces résultats attendus sont en accord avec les différentes études antérieures (Ripamonti et coll., 2011; Crossman et coll., 2004; Elfving et coll., 2003; Gremion et coll., 1996), et tendent à montrer que nos deux groupes se sont pleinement investis dans la réalisation des expérimentations. Les résultats plus faibles de CLBP s'expliquent par le syndrome de déconditionnement à l'effort couramment évoqué chez les sujets lombalgiques chroniques (Mayer, 1985). Ainsi, on retrouve chez ces sujets des déficits spécifiques des extenseurs du tronc et des muscles de la région lombo-pelvienne, ainsi qu'une diminution de la résistance à la fatigue (Vanvelcenaher et coll., 1992). Ce déconditionnement au niveau de la région lombaire engendre une perte de force musculaire au niveau du tronc et explique le déséquilibre entre les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc, ainsi que l'incapacité pour les sujets lombalgiques de développer une puissance musculaire aussi importante que des sujets sains.

Il est difficile de croire que cette faiblesse musculaire, induite par le syndrome de déconditionnement, ne concerne que les muscles du tronc. Si les relations moment-vitesse et puissance-vitesse obtenues dans notre étude pour les membres inférieurs sont également en accord avec celles décrites dans la littérature (Yamauchi et coll., 2009 ; Thorstensson et coll., 1976 ; Perrine et Reggie Edgerton, 1978), les résultats montrent une différence significative au niveau de la production de force et de puissance entre les deux groupes évalués. En effet, pour chaque vitesse de contraction et pour les valeurs extrapolées à partir des relations moment- et puissance-vitesse (*i.e.*, T_0 et P_{max}), les valeurs obtenues chez les sujets sains étaient plus élevées que celles estimées chez les sujets lombalgiques,. On peut donc émettre l'hypothèse que cette faiblesse musculaire des membres inférieurs est liée à la lombalgie chronique, et plus particulièrement aux conséquences de cette pathologie sur l'ensemble de la chaîne segmentaire des individus. Ainsi, la baisse de l'activité physique et la peur du mouvement chez les sujets lombalgiques chroniques provoque une diminution de la force (Ripamonti et coll., 2011; Poiraudeau et coll., 2001) probablement induite par une atrophie musculaire et des involutions de masse grasse au niveau des muscles du dos (Poiraudeau et coll., 2004; Revel, 1995). Ces modifications physiologiques au niveau du tronc peuvent également se retrouver au niveau des membres inférieurs. Bernard et coll. (2008) ont, par exemple, constaté chez des adolescents lombalgiques chroniques, une faiblesse au niveau de l'endurance de force(?) des quadriceps, muscles des membres inférieurs fortement sollicités au cours des activités de la vie quotidienne, comme la marche. Hart et coll. (2006) ont également montré que la fatigue musculaire des membres inférieurs induit une apparition plus rapide de la fatigue musculaire au niveau du dos, par le biais de modifications neuromusculaires et biomécaniques au cours de l'exercice aérobie prolongée chez les sujets lombalgiques chroniques. De plus, Yahia et coll. (2010) rappellent qu'il existe des synergies entre les muscles du tronc et les muscles des membres inférieurs dans le maintien de la

posture et soulignent l'importance de l'évaluation de la force musculaire du genou chez les sujets souffrant de lombalgie. Tous ces arguments mettent en avant la nécessité d'évaluer la force et la puissance des membres inférieurs, et plus particulièrement des muscles extenseurs du genou, dans le cadre de la prise en charge de patients lombalgiques chroniques, afin de proposer un programme de réentrainement à l'effort et un programme d'entrainement de la force spécifique à chaque sujet.

La comparaison entre les deux membres ne montre une différence significative entre les deux membres ($p < 0,05$) que dans le GC, et pour le moment maximal isométrique extrapolée des relations moments-vitesse. Cette différence, bien que significative, est à relativiser puisqu'elle est plutôt faible (environ 5%), et qu'un déficit inférieur à 10% entre les deux membres inférieurs est généralement considéré comme négligeable (Sapega 1990). Par contre, la différence non-significative observée dans le groupe CLBP, montre une évolution similaire des deux membres inférieurs au cours de la lombalgie chronique.

Enfin, le fait qu'aucune relation n'ait pu être mise en évidence entre la faiblesse musculaire des membres inférieurs et les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc chez les sujets lombalgiques chroniques peut s'expliquer par le fait que les muscles extenseurs des genoux ne sont pas reliés anatomiquement directement aux muscles du tronc (Netter, 2002), contrairement aux muscles extenseurs et fléchisseurs des hanches. L'évaluation de ces groupes musculaires pourrait apporter des informations supplémentaires intéressantes puisqu'ils sont le lien entre le tronc, la région lombo-pelvienne et les membres inférieurs. .

5. Conclusion

En résumé, cette étude a permis de mettre en évidence que la force et la puissance produites à partir de mesures isocinétiques et établies à partir des relations moment- et puissance-vitesse étaient significativement inférieures chez les sujets lombalgiques chroniques par rapport à une population contrôle, quel que soit le groupe musculaire considéré (*i.e.* muscles extenseurs du genou, muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc). Même si aucune relation n'a pu être mise en évidence entre les membres inférieurs et le tronc, on peut supposer que la faiblesse musculaire des membres inférieurs est liée au déséquilibre musculaire des muscles du tronc chez les sujets lombalgiques chroniques, probablement lié au syndrome de déconditionnement à l'effort observé pour cette population. L'absence de relation entre extenseurs du genou et muscles du tronc peut être due au fait que les deux groupes musculaires ne sont pas directement en lien au niveau anatomique. Il semble dès lors intéressant d'étudier les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche pour vérifier si une faiblesse musculaire ou un déséquilibre musculaire pourrait se retrouver au niveau ces groupes musculaires.

Etude 2

Validation d'un protocole d'évaluation des relations moment- et puissance-vitesse des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche dans des conditions isocinétiques.

Torque–velocity and power–velocity relationships during isokinetic hip flexion and extension

A. Lemaire, A. Lisembart, M. Ritz, A. Rahmani. En rédaction

1. Introduction

L'évaluation isocinétique permet d'évaluer les capacités physiques d'un groupe musculaire isolé (Gülch, 1994), et offre la possibilité de réaliser une évaluation quantitative objective et pertinente du couple musculaire mesuré grâce à des protocoles standardisés (Kannus, 1994 ; Calmels et coll., 1986). De nombreuses études ont été réalisées sur les membres inférieurs (*e.g.*, La Vaillance et coll., 2003 ; Secket coll., 1995 ; Froese et Houston, 1985), les membres supérieurs (Ellenbecker et Roetert, 1999 ; Brox et coll., 1995) ou le tronc (Ripamonti et coll., 2011 ; Ripamonti et coll., 2008 ; Akebi et coll., 1998 ; Vézirian et coll., 1996). Cependant, à notre connaissance, très peu d'études se sont intéressées à l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche. Or, ces groupes musculaires peuvent jouer un rôle prépondérant chez les sujets lombalgiques, puisqu'ils sont la liaison anatomique entre les membres inférieurs et le tronc (Netter, 2002) et jouent un rôle postural important, notamment au niveau du rachis lombaire (Marieb 1998).

Ainsi, quelques études ont eu pour objectif d'évaluer les muscles fléchisseurs (*Hf)* et les muscles extenseurs *(H_e)* de hanche à l'aide de mesures isocinétiques (Julia et coll., 2010 ; Costa et coll., 2010 ; Clairbone et coll., 2009 ; Dugailli, 2005 ; Arokoski et coll., 2002 ; Emery et coll., 1999). Les protocoles proposés dans ces différentes études n'utilisaient qu'une, deux, voire trois vitesses angulaires, et visaient à comparer une population saine avec une population souffrant de troubles ostéo-articulaires (Costa et coll., 2010 ; Arokoski et coll., 2002), ou à vérifier la reproductibilité (Julia et coll., 2010) ou la fiabilité (Clairbone et coll., 2009 ; Emery et coll., 1999) des mesures isocinétiques liées à l'évaluation des hanches. Cependant, aucune étude ne s'est intéressée à déterminer les profils musculaires des individus. Ces profils musculaires, identifiés à partir des relations moment- et puissance-vitesse, permettent de

quantifier les qualités mécaniques d'un muscle ou d'un groupe musculaire (Arsac, 1995 ; Vandewalle et coll., 1987 ; Fenn et Marsch, 1935 ; Hill, 1938 ; Hill, 1922). A partir de ces relations, il est ainsi possible de déterminer différents paramètres mécaniques, images des capacités du muscle ou du groupe musculaire à produire une force, une puissance ou une vitesse maximales importantes. Ces paramètres nous fournissent également des informations intéressantes, notamment en début de prise en charge en centre de rééducation, qui vont permettre d'orienter la prise en charge des patients par le rééducateur. A notre connaissance, aucune étude n'a porté sur la détermination des relations moment-vitesse et puissance-vitesse des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche.

L'objectif de cette étude était donc de mettre en place un protocole qui permette de décrire les relations moment-vitesse et puissance-vitesse pour les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche afin de pouvoir ultérieurement l'appliquer sur une population de patients atteints de lombalgie chronique.

2. Matériel et méthodes

2.1. Sujets

Quinze sujets sains de sexe masculin se sont portés volontaires pour participer à l'étude. Leur âge, taille et masse corporelle (moyenne ± écart type) étaient de 40 ± 6 ans, 1,79 ± 0,07 m et 76 ± 10 kg, respectivement. Tous les sujets ont été informés du but de l'étude et ont signé un formulaire de consentement pour leur participation. Les sujets ne souffraient et n'avaient jamais subi de chirurgie du dos, des hanches ou des membres inférieurs. Les différentes évaluations ont été effectuées en conformité avec les normes éthiques énoncées dans la

Déclaration d'Helsinki (1964). Afin de pouvoir comparer les résultats obtenus avec d'autres études, les résultats ont été normalisés par rapport à la masse corporelle du sujet.

2 .2. Protocole

2.2.1. Mesures

Les fléchisseurs et les extenseurs de hanche ont été évalués le même jour sur un dynamomètre isocinétique Biodex® (système 4, Biodex Corporation, Shirley, NY, USA) (Figure 39).

Figure 39. Biodex système 4 avec module hanche.

Les sujets étaient en décubitus dorsal, avec un angle de 10 deg au niveau des hanches afin de limiter la position de lordose et de limiter les compensations au niveau du tronc. L'axe du dynamomètre était aligné avec l'axe de flexion/extension de hanche qui correspond au grand trochanter du membre inférieur évalué. Ce dernier était attaché au bras de levier du dynamomètre grâce à une sangle fixée au niveau du tibia. La distance et la hauteur du plan sur lequel était allongé le sujet étaient ajustées à chaque sujet afin que l'axe de rotation du dynamomètre aligné avec l'axe de rotation de la hanche, pour que la flexion et l'extension de hanche se réalisent dans l'axe longitudinal du membre inférieur, en respectant l'alignement pied, genou, hanche, épaule. De même, la hauteur du bras de levier était ajustée pour chaque

sujet. Plusieurs sangles ont permis de solidariser le sujet avec les différentes parties du dynamomètre. Ainsi, deux sangles croisées au niveau de la poitrine, passant par-dessus les épaules s'attachant au niveau du bassin du sujet ont permis de fixer le haut du corps sur le plan horizontal. Une sangle fixait le bassin du sujet sur ce même plan en passant de chaque côté des crêtes iliaques. Pour limiter le risque de compensation du dos, une sangle supplémentaire était fixée au niveau de la poitrine du sujet, et passait sous le plan incliné. Il était demandé au sujet de maintenir les sangles au niveau de la poitrine avec ses mains au cours des différentes évaluations. Celles-ci étaient réalisées avec une amplitude de 60 deg (de 10 à 70 deg par rapport à l'extension complète de hanche). La position des sujets pendant les mouvements de flexion et d'extension de hanche sont présentés figure 40.

Pour éviter toute surestimation des mesures de force et obtenir des données fiables (Kellis et Baltzopoulos, 1996 ; Delitto,1990 ; Baltzopoulos et Brodie, 1989), le poids du membre du sujet ainsi que le poids du bras de levier ont été déterminés avant l'évaluation. L'estimation de ces deux paramètres a été effectuée avec la hanche à 10 deg de flexion, le sujet complètement immobile et la jambe complètement relâchée sur l'appareil, grâce à une procédure automatisée du système isocinétique. Si des compensations au niveau du tronc apparaissaient, l'essai n'était pas comptabilisé. Ces inerties sont ensuite prises en compte dans la mesure des moments produits lors des mouvements de flexion et d'extension de la hanche.

Figure 40. Position du sujet lors de l'évaluation isocinétique des hanche. Sujet en flexion maximale (à gauche) et en extension maximale (à droite).

2.2.2. Protocole

Après 5 minutes d'échauffement sur une bicyclette ergométrique (réglage de puissance à1W/kg), le sujet était installé sur le dynamomètre. Chaque sujet devait effectuer plusieurs contractions sous-maximales à chaque vitesse d'évaluation afin de terminer l'échauffement et se familiariser avec l'appareil et le mouvement demandé. Il était ensuite demandé au sujet de réaliser quatre contractions maximales en flexion et quatre contractions maximales en extension. A chaque vitesse, les sujets devaient réaliser ces mouvements de flexion et d'extension le plus rapidement possible et avec le plus de force possible. Afin d'éviter l'influence possible de la contraction précédente, une pause d'une seconde était imposée entre chaque mouvement. Ainsi, chaque répétition était donc composée d'une extension de hanche, suivie d'une pause d'une seconde, avant d'effectuer une flexion de hanche suivie d'une pause d'une seconde avant de réaliser le second cycle de mouvement. Le top de départ aux sujets était donné par l'expérimentateur avant de commencer chaque mouvement. Le sujet devait réaliser ces quatre cycles de contractions maximales à cinq vitesses isocinétiques : 45, 60, 90, 150 et 180 deg/s. L'ordre des vitesses a été randomisé pour chaque sujet. De même, le premier membre inférieur évalué était aléatoire en fonction des sujets. Une pause de 4 minutes était observée entre chaque vitesse pour limiter l'apparition du phénomène de fatigue. Si l'essai réalisé pour chaque contraction ne respectait pas le tempo demandé par l'examinateur, celui-ci n'était pas pris en compte. Des encouragements verbaux ont été donnés à tous les sujets. Pour chaque vitesse prédéfinie, le couple de force le plus important des quatre essais a été retenu et pris en considération pour les analyses statistiques. L'analyse des données a été réalisée grâce aux données brutes recueillies avec le dynamomètre isocinétique.

2.3. Analyse des données et relations moment-vitesse et puissance-vitesse

Le moment pic *(T_{peak})* a été mesuré et la puissance pic *(P_{peak})* a été calculée pour chaque vitesse isocinétique, pour les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, pour les deux membres. En plus de la détermination des valeurs de T_{peak} à chaque vitesse de contraction, l'angle auquel est atteinte T_{peak} a également été déterminé pour chaque membre inférieur. A partir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse, les valeurs de T_0 et P_{max} sont extrapolées comme il l'a été précédemment expliqué (p.101). Les vitesses maximale de contraction à vide (V_0) et optimale (V_{opt}) ont également été extrapolées dans cette étude à partir, respectivement, des relations moment-vitesse et puissance-vitesse. V_0 correspond à l'intersection de la relation moment-vitesse avec l'axe des abscisses (*i.e.*, vitesse), et représente la plus grande vitesse qu'un sujet est capable de développer lorsque la force opposée au mouvement est nulle. La vitesse optimale (V_{opt}) correspond à la vitesse atteinte lorsque le sujet produit sa puissance maximale $P_{max.}$ Pour plus de clarté, les indices « f » et « e » seront utilisés pour différencier respectivement flexion et extension du tronc lors de la présentation et de la discussion des résultats.

2.4. Analyses statistiques

Le test de Friedman a été utilisé pour analyser l'effet des différentes vitesses isocinétiques sur les variables suivantes : angle auquel a été atteinte T_{peak}, T_{peak} atteinte pour les fléchisseurs et les extenseurs de hanche, et les rations f/e. Si un résultat significatif était obtenu, un test de Wilcoxon des rangs signés était effectué pour identifier quel essai était significativement différent. Enfin, un test de Wilcoxon a permis de comparer *i)* les différents paramètres mécaniques externes (*i.e.*, T_0, V_0, P_{max} and V_{opt}), ainsi que T_{peak} et les différents angles d'apparition de T_{peak} *ii)* les valeurs de M_0 et de T_{peak} à la plus petite vitesse isocinétique *iii)* les valeurs de P_{max} et de T_{peak} à la plus grande vitesse isocinétique. Le niveau de significativité a été fixé à $p < 0,05$.

3. Résultats

3.1. Valeurs mécaniques

Les valeurs de T_{peak}, ainsi que l'angle auquel T_{peak} est atteint ne sont pas significativement différents entre les deux membres inférieurs. Les analyses statistiques présentées ci-après n'ont porté que sur la valeur moyenne des deux membres inférieurs. Les valeurs moyennes de T_{peak} produites à chaque vitesse isocinétique sont présentées dans le tableau 4. T_{peak} est obtenu au début de la contraction, quel que soit le mouvement considéré (flexion : entre 10 et 27 degrés ; extension : entre 17 et 34 degrés). Plus la vitesse isocinétique sélectionnée était basse, plus l'angle auquel était atteint T_{peak} était faible, quel que soit le mouvement considéré. Au cours du mouvement de flexion, les angles auxquels était atteint T_{peak} étaient significativement différents entre deux vitesses.

On n'observe pas de différence significative entre les ratios fléchisseurs/extenseurs déterminés à partir des moments mesurés à chaque vitesse angulaire. Ce ratio est égal à 0,57 (± 0,08).

3.2. Relations moment vitesse et puissance-vitesse

Les relations moment-vitesse moyennes du groupe pour les mouvements de flexion et d'extension sont présentées figure 41. Pour tous les sujets, les relations moment-vitesse étaient significativement linéaires lors du mouvement de flexion (r = 0,87-0,99 ;) et d'extension (r = 0,89-0,99 ; $p < 0,05$) de hanche.

Tableau 4.Moment pic (Tpeak) et angles auxquels sont obtenus Tpeak, pour chaque vitesse isocinétique pré sélectionnée (45, 60, 90, 150 et 180 deg/s) lors de l'évaluation de la hanche au cours du mouvement de flexion d'extension de hanche.

	Fléchisseurs		Extenseurs	
Vitesse angulaire (deg/s)	**T_{peak}(Nm/kg)**	**Angle (deg)**	**T_{peak}(Nm/kg)**	**Angle (deg)**
45	1,52 ± 0,36	10 ± 3	2,35 ± 0,51	18 ± 5
60	1,42 ± 0,33	13 ± 3	2,23 ± 0,57	19 ± 7
90	1,31 ± 0,40	19 ± 4	2,11 ± 0,48	26 ± 12
150	1,22 ± 0,32	23 ± 5	2,00 ± 0,55	30 ± 4
180	1,09 ±0,27	26 ± 3	1,58 ± 0,57	32 ± 7

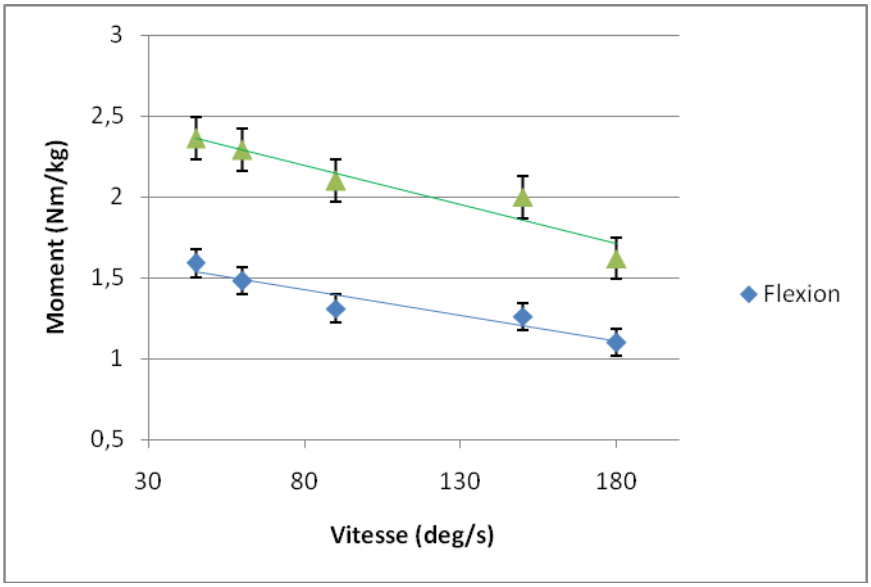


Figure 41. Relations moment-vitesse obtenues lors du mouvement de flexion et d'extension de hanche pour l'ensemble des sujets.

Les relations puissance-vitesse moyennes obtenues pour l'ensemble des sujets au cours des mouvements de flexion et d'extension sont présentées figure 42. Pour tous les sujets, ces relations étaient significativement décrites par des relations polynomiales du seconde ordre

pour les mouvements de flexion (r = 0,99 ; p < 0,05) et d'extension de hanche (r = 0,99 ; p < 0,02). Quel que soit le groupe musculaire évalué, les relations puissance-vitesse ne présentent que la partie ascendante de la courbe.

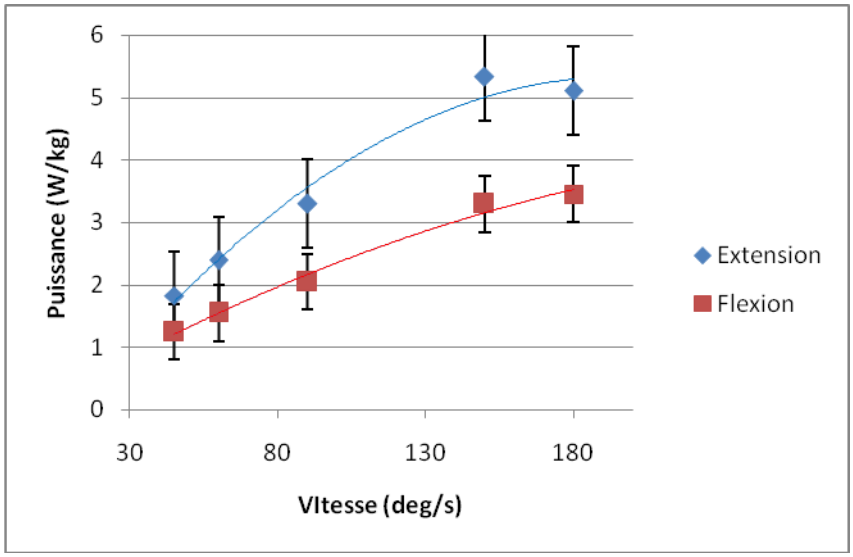


Figure 42. Relations puissance-vitesse obtenues lors du mouvement de flexion et d'extension de hanche pour l'ensemble des sujets.

Les valeurs de T_0, V_0, P_{max} et V_{opt} extrapolées des relations moment-vitesse et puissance-vitesse sont présentées dans le tableau 5. Les valeurs de T_0 et P_{max} déterminées au cours de l'extension sont significativement supérieures à celles estimées au cours de la flexion. Par opposition, les valeurs de V_0 et V_{opt} estimées au cours de la flexion sont significativement supérieures à celles déterminées au cours de la flexion. ($p < 0,05$ pour V_0 et $p < 0,01$ pour V_{opt}).

T_0 extrapolée à partir des relations moment-vitesse est significativement différent de la valeurde T_{peak} obtenue à 45 deg/ lors du mouvement de flexion ($p< 0,01$) et d'extension de hanche ($p < 0,001$). La valeur de puissance calculé à 180 deg/s n'est pas significativement différente de la valeur de P_{max} extrapolée à partir des relations puissance-vitesse.

Tableau 5. Moment maximal théorique (T_0), puissance maximale théorique (P_{max}), vitesse maximale de contractionà vide (V_0) et vitesse optimale (V_{opt}) obtenues pour l'ensemble des sujets lors de la flexion et de l'extension de hanche, Les résultats présentés correspondent à la moyenne des valeurs obtenues pour les deux membres inférieurs.

	T_0 (Nm/kg)	P_{max}	V_0(deg/s)	V_{opt}(deg/s)
Flexion	2,48 ± 0,63	7,37 ± 2,74	558 ± 91	325± 76
Extension	3.93 ± 0,79*	8,63 ± 3,92*	475 ± 116*	259 ± 89*

* p<0.05 : différence significative entre flexion et extension

4. Discussion

4.1. Valeurs mécaniques

Les valeurs T_{peak} obtenues lors de notre étude sont en accord avec celles que l'on retrouve généralement dans la littérature pour des vitesses de 180deg/s (Smith et coll., 1981) pour les mouvements de flexion (1,33 ± 0,06 *vs.* 1,80 ± 0,61Nm/kg pour Smith et coll., et pour notre étude respectivement) et d'extension de hanche (2,44 ± 0,08 *vs.* 2,68 ± 0,84 Nm/kg pour Smith et coll., et pour notre étude respectivement). A notre connaissance, seule l'étude de Smith et coll. (1981) propose des résultats normalisés avec le poids des sujets. Si l'on compare nos résultats à ceux obtenus sur d'autres études qui n'ont pas ramené les valeurs à la masse corporelle des sujets (Claiborne et coll., 2009 ; Arokoski et coll., 2002) nos résultats sont supérieurs. Ainsi, à 60 deg/s, les résultats que nous obtenons en flexion et en extension sont respectivement de 2,23 et 3,47 Nm/kg contre des valeurs de 1,67 et 2,77 Nm/kg pour les mêmes mouvements dans l'étude d'Arokoski et coll. (2002). Ces différences s'expliquent par le

choix du dynamomètre et la position du sujet lors de l'évaluation. En effet, dans certaines études, le sujet est en position debout (Claiborneet coll., 2009 ; Guskiewicz et coll., 1993 ; Tiset coll., 1991 ; Cahalan et coll., 1989) alors que pour d'autres, dont notre étude, le sujet est en décubitus dorsal ((Juliaet coll., 2010 ; Costa et coll.,2010 ; Dugailly 2005 ; Arokoskiet coll.,2002). La position debout peut induire une contraction des muscles controlatéraux de façon importante et nécessiter une contraction des muscles du tronc afin de pouvoir réaliser les mouvements de flexion ou d'extension des hanches . Certains muscles étant inséré à la fois sur le tronc et sur les hanches (*i.e.* posas iliacus), ils peuvent être sollicités de façon différente dans les deux protocoles d'évaluation des muscles de hanche (*i.e.*, debout *vs.* allongé). De plus, la variabilité des protocoles proposés peut expliquer la différence de résultats. Ainsi, dans l'étude d'Arokoski et coll. (2002), il était demandé aux sujets de réaliser une contraction isométrique maximale de 3 secondes, suivie de 15 secondes de pause et de 5 contractions isocinétiques maximales, ce qui induit une fatigue musculaire importante pouvant expliquer les différences obtenues avec nos résultats.

Les résultats montrent également un décalage pour l'angle auquel est produit T_{peak}. En effet, plus la vitesse isocinétique de contraction augmente, plus l'angle d'atteinte de T_{peak} augmente. Ces variations d'angle peuvent être attribuées à une période d'accélération plus longue pour les vitesses rapides (Osternig, 1986). Contrairement aux études évaluant les muscles extenseurs du genou (Häkkinen et coll., 1987) ou les muscles du tronc (Ripamonti et coll., 2008) pour lesquelles la valeur maximale T_{peak} était atteinte au même angle, nos résultats montrent que dans le cas des muscles extenseurs et fléchisseurs de hanche, l'angle auquel est produit T_{peak} varie en fonction de la vitesse de contraction. La divergence entre ces résultats peut s'expliquer par la position non physiologique dans laquelle ont été réalisés les mouvements de flexion et d'extension de hanche. En effet, lors de la réalisation des activités de la vie quotidienne, les mouvements de flexion et d'extension de hanche sont généralement réalisés en position debout

(comme la marche, ou monter des escaliers par exemple). Or, dans notre étude, l'évaluation des muscles de hanche a été réalisée en position allongée. La connaissance des angles d'apparition des T_{peak} peut donner des indications intéressantes sur le choix des amplitudes dans le travail proposé pour la rééducation des patients. Un travail de force et de puissance orienté autour de l'angle d'apparition de T_{peak} peut être un travail complémentaire intéressant de celui réalisé sur l'amplitude complète du mouvement. Les différents angles d'apparition de T_{peak} déterminés pour chaque vitesse isocinétique dans notre étude peuventêtre utilisés afin de proposer un protocole de rééducation le plus adapté possible aux patients.

Enfin, le ratio f/e déterminé dans notre étude à partir des valeurs de T_{peak} d'une valeur moyenne de 0,6, est en accord avec une partie de la littérature (Arokoski et coll.,2002; Alexander, 1990; Cahalan et coll., 1989; Tippett, 1986; Poulmedis, 1985; Smith et coll.,1981). Pour d'autres auteurs cependant, les valeurs obtenues pour ce ratio sont supérieures (*i.e.*, 0,76, 0,97 et 0,74 respectivement pour Costa et coll., 2010, Claiborne et coll., 2009 et Dugailly, 2005). Ces divergences peuvent, là encore s'expliquer par la différence entre les protocoles proposés au niveau des positions, consignes, nombre de répétitions, etc. Quelle que soit la valeur considérée, ce ratio met en évidence que les muscles extenseurs de hanche sont plus forts et plus puissants que les muscles fléchisseurs (Callaghan et coll., 2000).

4.2 Les relations moment-vitesse et puissance-vitesse

Les vitesses de contraction sélectionnées pour décrire les relations moment- et puissance-vitesse (*i.e.*, 45, 60, 90, 160 et 180 deg/s) ont été choisies en accord avec les études précédentes qui ont utilisé une, deux ou trois vitesses isocinétiques comprises entre 45 et 180 deg/s (Julia et coll., 2010; Claiborne et coll., 2009; Dugailly, 2005; Arokoski et coll.,2002; Emery et coll., 1999; Cahalan et al., 1989; Tippett, 1986; Poulmedis, 1985; Smith et coll.,1981). D'autres

auteurs ont choisi des vitesses plus lentes (Costa et coll., 2010; Tis et coll., 1991), mais notre protocole étant destiné à évaluer des sujets lombalgiques par la suite, il nous semblait difficile pour cette population de proposer des vitesses très lentes du fait du risque de compensation important qui pouvait apparaitre. Nous avons également fait le choix de ne pas utiliser de vitesses très lentes afin de limiter le risque de douleurs qui peuvent apparaitre suite à la réalisation d'un mouvement de grande amplitude (*i.e.,* 70deg) contre une résistance importante.

Les relations moment-vitesse que nous avons obtenues dans notre étude sont linéaires pour les deux types de mouvements (flexion et extension). Ce résultat est en accord avec d'autres études portant sur les membres inférieurs (Seck et coll., 1995 ; Sargeant et coll., 1981, McCartney et coll., 1983) et le tronc (Ripamonti et coll., 2008) dans des conditions isocinétiques. Par conséquent, les relations puissance-vitesse présentaient toutes une forme polynomiales du second ordre et pour les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, conformément à ce que l'on retrouve dans la littérature pour des études portant sur les membres inférieurs (Sargeant et coll., 1981, McCartney et coll., 1983) et le tronc (Ripamonti et coll., 2008). Cependant, les relations obtenues pour la gamme de vitesses étudiées ne présentent que la partie ascendante de la courbe. Ces résultat sont identiques à ceux que l'on retrouve dans d'autres études dans des conditions iso-inertielles pour des mouvements de développés couchés (Rambaud et coll., 2008) et de squat (Rahmani et coll., 2001), ou dans des conditions isocinétiques lors d'extension ou de flexion du tronc (Ripamonti et coll., 2008). Le point commun de ces différents mouvements, tout comme les mouvements de flexion et d'extension de la hanche, est de faire intervenir plusieurs groupes musculaires. On peut supposer que l'association de ces différents groupes musculaires peut expliquer une relation puissance-vitesse incomplète. Ce n'est, par exemple, pas le cas d'un mouvement mono-articulaire tel que l'extension des genoux pour lequel un seul groupe musculaire intervient, et pour lequel la relation puissance-vitesse est

décrite complètement (Rahmani et coll. 1999). On peut également attribuer cette relation incomplète par une gamme de vitesse trop restreinte (la plus grande vitesse de contraction proposée dans notre étude étant de 180 deg/s, et la plus petite Toutefois, proposer des vitesses de contraction plus élevée ne semble pas réaliste puisque le temps au cours duquel sujet est effectivement capable d'atteindre la vitesse isocinétique demandée diminue avec l'augmentation de la vitesse de contraction. Ainsi, à 180deg/s, les sujets ne travaillent effectivement 180deg/s que sur un laps de temps de 200ms, alors que pour une vitesse égale à 45 deg/s, la contraction est maintenue pendant 1200ms. Proposer des vitesses isocinétiques plus importantes sur les mouvements de flexion et d'extension de hanche ne nous semble donc pas pertinent, car le mouvement sera alors très explosif sans aucune certitude d'atteindre la vitesse de contraction choisie (Julia et coll., 2010). L'hypothèse d'une gamme de vitesse restreinte est également étayée par le fait que nous retrouvons une différence significative entre T_0 et T_{peak} obtenue à la plus petite vitesse isocinétique. Là encore, proposer des vitesses de contraction plus lentes (correspondant à soulever des charges lourdes) nous apparait difficilement acceptable, d'autant plus dans le cas de sujets fortement déconditionnés, comme les patients atteints de lombalgies chroniques.

Dans le cadre de cette gamme de vitesse, la détermination de la P_{max} qu'un sujet est capable de produire passe nécessairement par l'utilisation de l'équation polynomiale du second ordre. Or, la comparaison de la valeur extrapolée à partir de cette relation et la puissance calculée pour la plus grande vitesse de mesure utilisée dans notre étude (*i.e.*, 180 deg/s) ne sont pas significativement différentes. Dans tous les cas, la relation significativement linéaire des relations moment-vitesse nous autorise également à estimer la V_{opt} et la P_{max} comme l'ont fait d'autres auteurs (Yamauchi et coll. 2009, Vandewalle et coll. 1987), à savoir : V_{opt}= ½ V_0 et P_{max} = ½ V_0 x ½ M_0. La comparaison entre P_{max} et cette valeur théorique ne montre également

aucune différence significative. On peut dès lors considérer la P_{max} extrapolée comme acceptable.

5. Conclusion

Cette étude a permis de montrer qu'il était possible d'établir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse fiables au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, et ainside déterminer avec précision différents paramètres mécaniques externes (T_0, V_0, P_{max}, V_{opt}). Dans le cadre général d'une évaluation clinique, l'absence de différence significative entre les deux membres inférieurs permet d'utiliser cette évaluation isocinétique en routine clinique, en prenant le membre sain en référence (Calmels, 1998). Ce protocole peut donc être appliqué à différents domaines du réentrainement à l'effort et de la rééducation. L'utilisation des relations moment-vitesse et puissance-vitesse permet de déterminer s'il existe un déficit au niveau de la force ou de la puissance. De plus, il permet de proposer des vitesses isocinétiques adaptées aux objectifs de rééducation adaptées pour chaque patient. Ce protocole d'évaluation peut être utilisé notamment pour l'évaluation des sujets lombalgiques chroniques afin de déterminer s'il existe un déséquilibre entre les deux côtés, ou au niveau du ratio fléchisseur/extenseur de hanche, qui pourrait être en lien avec les déséquilibres que l'on retrouve au niveau du tronc.

Etude 3

Evaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez des sujets lombalgiques chroniques. Relations avec la faiblesse et les déséquilibres musculaires au niveau du tronc.

A.Lemaire, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani (2013) Relationships between hip muscles and trunk flexor and extensor muscles in chronic low back pain patients. A preliminary study. *Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Vol 16, Suppl 2, ISSN: 1025-5842

A. Lemaire, A. Lisembart, M. Ritz, A. Rahmani. Evaluation of hip flexor and extensor muscle using torque- and power-velocity relationships in chronic low back pain subjects: Comparison with healthy subjects. Soumis à *Journal of rehabilitation medicine.*

1. Introduction

La lombalgie chronique est responsable d'un déficit fonctionnel significatif (Poiraudeau et coll., 2007; Genty et coll., 2001; Vanvalcenaher et coll., 1992; Nachemson, 1969), principalement lié aux muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc (Ripamonti et coll., 2011 ; Poiraudeau et coll., 2004 ; Mayer et coll., 1985) et mettant en avant la nécessité de proposer des programmes de réentrainement à l'effort et de reconditionnement physique aux sujets lombalgiques chroniques (CLBP). Si de nombreuses études se sont principalement focalisées sur les muscles du tronc, très peu se sont intéressées aux membres inférieurs (cf. étude 1). Or, dans l'optique d'optimiser les programmes proposés et d'individualiser le plus possible la prise en charge des patients, il parait nécessaire d'évaluer les capacités musculaire des membres sollicités, en terme de force et de puissance musculaires.

La première étude de ce travail de thèse a mis en évidence une faiblesse significative au niveau de la force et de la puissance des muscles extenseurs du genou chez les sujets lombalgiques par rapport à des sujets sains. Cette étude n'a cependant pas permis de montrer l'existence de liens entre faiblesse des muscles du tronc et faiblesse des muscles extenseurs du genou. Une des raisons évoquées pour expliquer ce résultat est que les muscles extenseurs du genou ne sont pas liés de façon anatomique aux muscles du tronc. Il a nous a donc semblé important d'évaluer les muscles des hanches chez les CLBP. En effet, plusieurs muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche ont leurs insertions proximales sur le tronc (Vitte et coll., 2007). La proximité anatomique entre les muscles des hanches et les muscles du tronc peut être à l'origine de compensations musculaires, au niveau de l'un ou de l'autre, induisant par la suite des douleurs lombaires. De plus, les muscles de la hanche jouent un rôle postural et dynamique importants, surtout au niveau du rachis lombaire (Marieb, 1998), lors des

activités de la vie quotidienne, comme le maintien de la posture debout ou la marche par exemple. Ces activités de la vie quotidienne sont limitées par la lombalgie chronique, comme c'est le cas pour le port de charge (Wilder et coll., 1996). Enfin, une partie de la rééducation des CLBP est axée sur le contrôle des mouvements du bassin. Ainsi, la limitation de la mobilité des hanches avec des rétractions musculo-tendineuses semble être fréquemment associée aux lombalgies (Melling, 1988). Il apparait dès lors important de vérifier si ces muscles sont également touchés par les inhibitions motrices que l'on retrouve classiquement au niveau du tronc pour les CLBP (Poiraudeau et coll., 2004). Or, à notre connaissance, seules quelques études ont eu pour intérêt l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche et aucune n'a eu pour sujet d'étude les CLBP. L'étude 2 a permis de mettre en place un protocole permettant d'établir les relations moment- et puissance-vitesse afin d'établir une caractérisation musculaire des individus (Gür et coll., 2003; Häkkinen et coll., 1987).

Le but de cette étude était donc d'appliquer le protocole de mesure établi dans l'étude 2 sur des patients souffrant de lombalgie chronique. L'objectif était d'évaluer les muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche chez des sujets lombalgiques chroniques et de comparer les résultats obtenus à une population témoin afin de vérifier l'éventuelle influence de la lombalgie sur les capacités des patients. Un second objectif était de déterminer s'il existait un déséquilibre musculaire au niveau de la hanche qui pourrait être lié aux déséquilibres et/ou à la faiblesse musculaire des muscles du tronc chez les CLBP.

2. Matériel et Méthodes

2.1. Sujets

Vingt-sept sujets ont donné leur accord pour participer à l'étude. Ils ont été informés du but de l'étude et ont signé un consentement de participation. Le groupe contrôle (CG) était composé de quinze sujets sains de sexe masculin sans antécédent de lombalgie. Le groupe de patients lombalgiques chroniques (CLBP) était composé de douze personnes inclues dans le programme de réentrainement à l'effort de cinq semaines proposé par le Centre de l'Arche, Pôle Régional du Handicap (Le Mans, France). Les données anthropométriques des deux groupes sont présentées dans le tableau 6. Tous les sujets qui se sont portés volontaires pour l'étude n'avaient pas de blessures, ni subi de chirurgie au niveau des hanches ou des membres inférieurs. Les différentes évaluations ont été effectuées en conformité avec les normes éthiques énoncées dans la Déclaration d'Helsinki (1964). Les deux groupes présentant une différence significative au niveau de leur masse corporelle, les résultats ont donc été normalisés par rapport à la masse corporelle.

Tableau 6. Données anthropométriques obtenues pour le groupe de sujets lombalgiques chroniques (CLBP) et pour le groupe de sujets sains (CG). Les valeurs sont présentées sous la forme moyenne (écart type).

	CLBP	CG	*p*
Age (années)	42,4 (7,4)	40,5 (5,0)	ns
Taille (m)	1,73 (4,5)	1,77 (6,7)	ns
Masse corporelle (kg)	91,8 (29,6)	72,4 (8,7)	$p < 0,05$

ns : pas de différence significative

2.2. Protocole

Le protocole a été réalisé au cours de trois sessions différentes, sur trois jours différents, avec le même protocole pour les deux groupes. Les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc ont été évalués les jours 1 et 2, comme le recommandent Ripamonti et coll. (2008). Les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche ont été évalués le troisième jour. Toutes les mesures ont été réalisées au cours de la première semaine du programme de réentrainement à l'effort proposés aux sujets lombalgiques chroniques au Centre de l'Arche. Les différents protocoles de mesure lors de la flexion et l'extension du tronc et de la hanche sont respectivement présentés dans la partie 2 matériels et méthode pour le tronc (p97) et dans l'étude 2 pour les hanches (p.126). Enfin, la méthodologie employée pour la détermination des relations moment- et puissance– vitesse est présentée p.101.

2.3. Analyses statistiques

Les résultats sont présentés sous la forme moyenne (écart type). La normalité de la distribution et l'homogénéité de l'ensemble des données ont été vérifiées avec les tests de Skewness et de Kurtosis. Toutes les relations (*i.e.,* moment-vitesse et puissance-vitesse) ont été décrites par des régressions linéaires ou polynomiales. Le coefficient de corrélation correspondant (r) et le niveau de significativité (p) ont également été calculés. Les comparaisons des paramètres à l'intérieur d'un même groupe (*i.e.,* les différences entre muscles fléchisseurs et extenseurs de hanches des deux membres inférieurs, les différences entre muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc et le rapport muscles fléchisseurs/muscles extenseurs pour les hanches et le tronc), ont été réalisées à l'aide d'un test Student pour séries appariées. La comparaison des différents paramètres entre les groupes a été effectuée à partir d'un test de Student pour séries non appariées. Enfin, des régressions simples et multiples ont été utilisées pour déterminer s'il existe des relations au niveau des différents paramètres

mécaniques externes entre les hanches et le tronc pour chaque groupe. Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$.

3. Résultats

3.1. Evaluation des muscles du tronc

Les moments pic (T_{peak}) obtenus pour chaque vitesse et pour les deux groupes (*i.e.,* lombalgiques chroniques et sujets sains) sont présentés dans le tableau 7. Quelle que soit la vitesse isocinétique considérée, les résultats montrent que les valeurs obtenues pour GC sont significativement supérieures à celles des CLBP.

Tableau 7. Moment pic (T_{peak}) obtenus pour les muscles fléchisseurs et les muscles extenseurs du tronc, pour le groupe de sujets lombalgiques (CLBP) et le groupe de sujets sains (CG) à six vitesses isocinétiques. Les valeurs sont présentées sous la forme moyenne (écart type).

	Flexion du tronc		**Extension du tronc**	
Vitesse (deg/s)	**CLBP**	**CG**	**CLBP**	**CG**
45	1,82 (0,6)	2,3 (0,3)*	2,94 (0,6)	3,09 (0,5)*
60	1,76 (0,5)	2,1 (0,3)*	2,76 (0,7)	2,99 (0,5)*
75	1,71 (0,5)	2,1 (0,3)*	2,63 (0,7)	2,90 (0,4)*
90	1,65 (0,4)	2,1 (0,2)*	2,47 (0,6)	2,84 (0,5)*
105	1,54 (0,4)	2,0 (0,2)*	2,37 (0,7)	2,66 (0,4)*
120	1,26 (0,5)	1,8 (0,2)*	2,10 (0,7)	2,44 (0,3)*

* p<0,05 : différence entre le groupe de sujets sains et le groupe contrôle

Les relations moment-vitesse étaient significativement linéaires ($r = 0,63$ à 1, $p < 0,05$) et les relations puissance-vitesse significativement polynomiales du second degré ($r = 0,86$ à 1, $p <$

0,05) quel que soit le mouvement ou le groupe considéré. Les relations moment-vitesse et puissance-vitesse obtenues à partir des valeurs moyennes pour chaque groupe sont respectivement présentées figures 43 et 44.

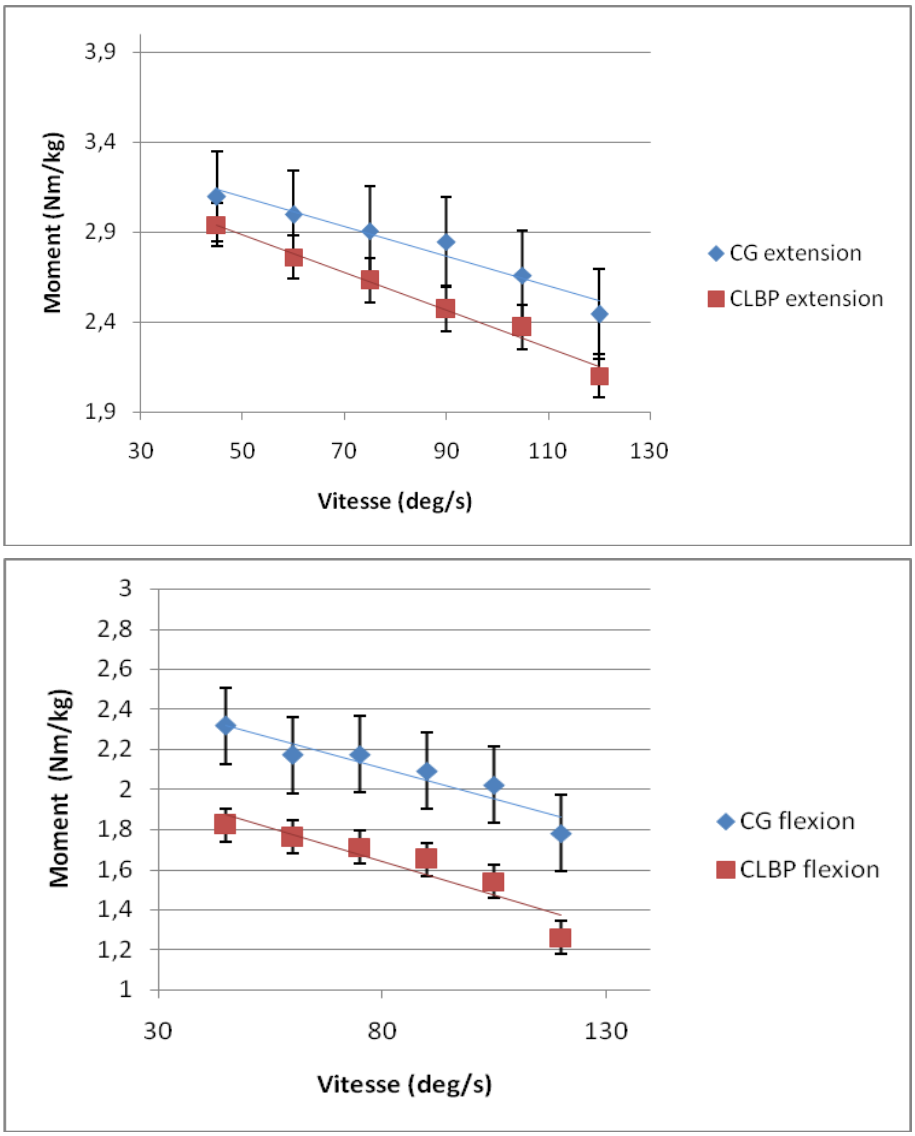
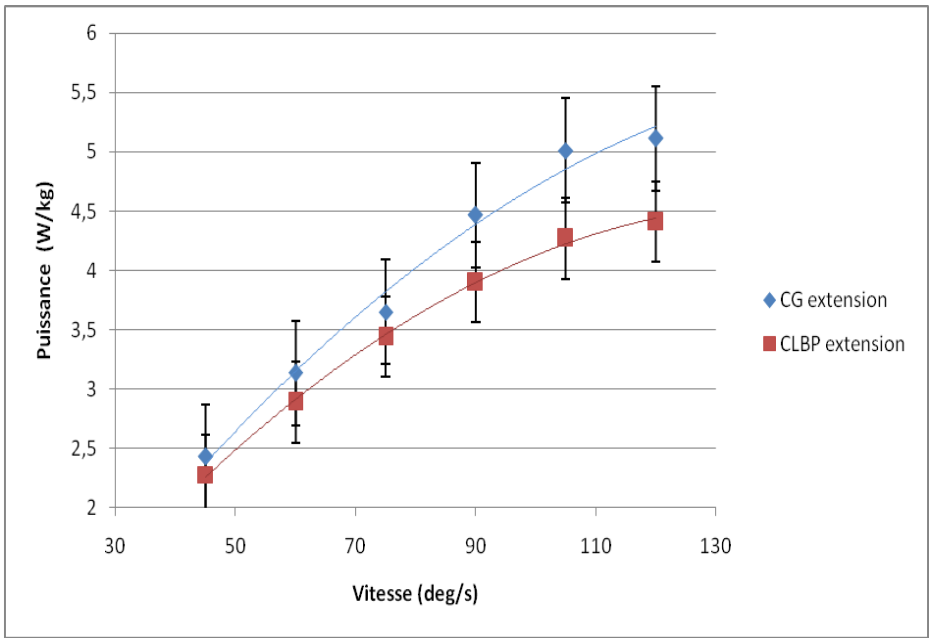


Figure 43 : relations moment-vitesse tracées à partir des moyennes des valeurs obtenues pour chaque vitesse isocinétique, pour les sujets sains (CG, en bleu) et les sujets lombalgiques chroniques (CLBP, en rouge), pour les muscles extenseurs du tronc et les muscles fléchisseurs du tronc.



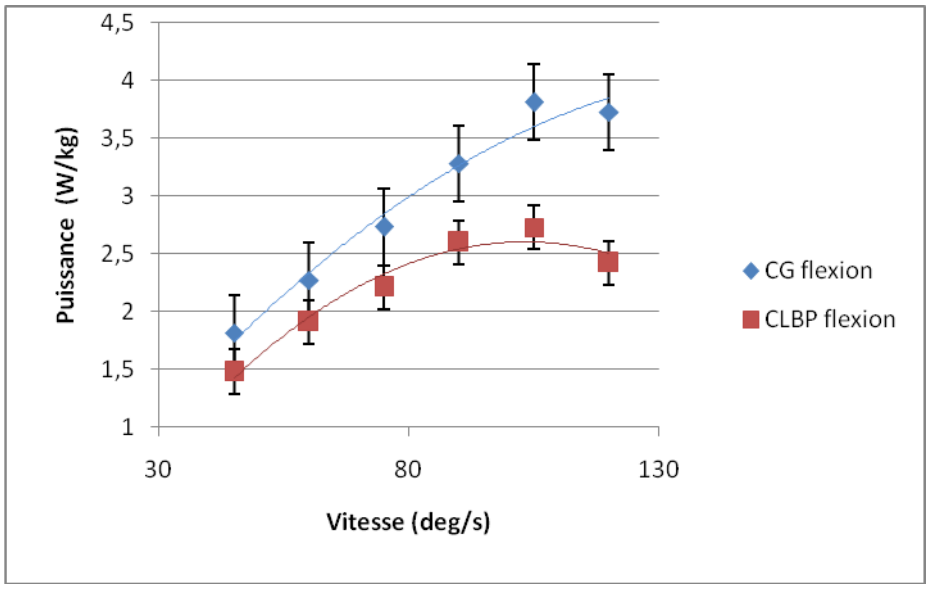


Figure 44 : relations puissance-vitesse tracées à partir de la moyenne des valeurs obtenues pour chaque vitesse isocinétique pour le groupe de sujets lombalgiques (CLBP, en rouge) et le groupe de sujets sains (CG, en bleu) lors de l'évaluation des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc.

Les valeurs des moments de force maximaux (T_0) extrapolés à partir des relations moment-vitesse, et la puissance maximale (P_{max}) obtenue à partir des relations puissance-vitesse pour les deux groupes sont présentées dans le tableau 8. Quel que soit le groupe considéré, T_0 et P_{max} étaient significativement plus élevés lors du mouvement d'extension ($p < 0,05$). Les

valeurs déterminées pour les sujets sains sont significativement plus élevées que celles des sujets lombalgiques chroniques pour les deux mouvements.

Tableau 8. Moment maximal (T_0) et puissance maximale (P_{max}) obtenus à partir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse au cours de l'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc chez le groupe de sujets sains (CG) et chez le groupe de sujets lombalgiques (CLBP). Les valeurs sont présentées sous la forme moyenne (écart type).

	Tronc			
	CG		CLBP	
	Flexion	Extension	Flexion	Extension
T_0 (Nm.kg^{-1})	2,7 (0,5)	3,6 (0,6)*	2,0 (0,6)‡	3,0 (1,1)‡*
P_{max} (W.kg^{-1})	4,8 (1,5)	7,1 (2,5)*	3,0 (1,1)‡	4,7 (1,9)‡*

* p<0.05 : différence intra groupe
‡ p<0.05 : différence significative inter groupe

Enfin, la comparaison entre les ratios fléchisseurs/extenseurs n'a pas montré de différence significative entre les deux groupes (0,77 ± 0,22 *vs.* 0,70 ± 0,16 pour CG et CLBP, respectivement).

3.2 Evaluation des muscles de la hanche

Les résultats ne montrent aucune différence significative entre les deux membres inférieurs à chaque vitesse de contraction, quel que soit le groupe considéré. Les valeurs présentées et analysées par la suite correspondent donc à la moyenne des valeurs des deux membres inférieurs. Les moments pic (T_{peak}) obtenus pour chaque vitesse et pour les deux groupes (*i.e.* lombalgiques chroniques et sujets sains) sont présentés dans le tableau 9 pour les muscles

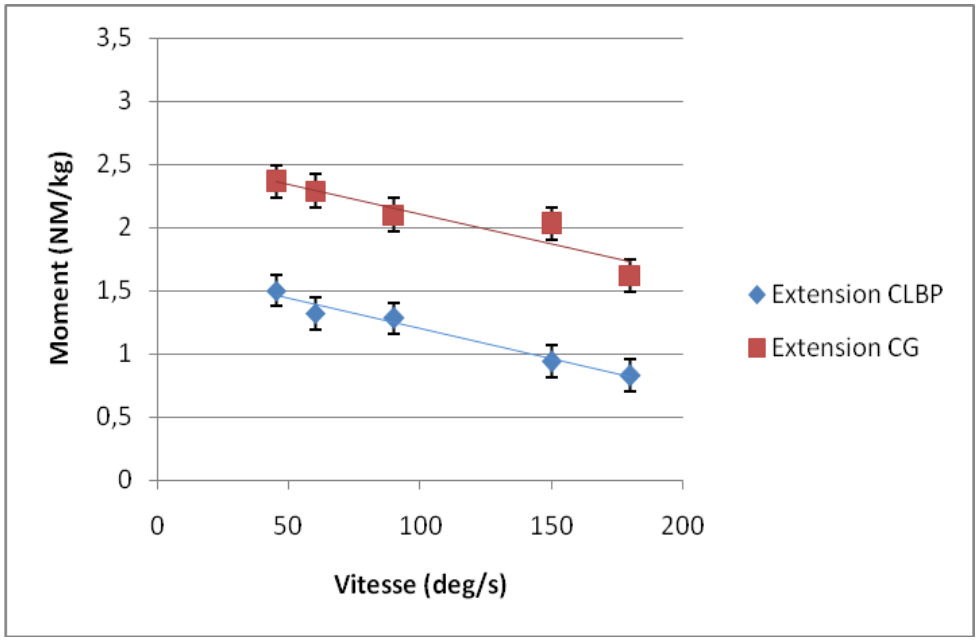
fléchisseurs et extenseurs de hanche. Les valeurs obtenues sont significativement supérieures pour le groupe de sujets sains par rapport aux sujets lombalgiques ($p < 0,001$).

Tableau 9. Moments pic (T_{peak}) obtenus pour les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, pour la moyenne des valeurs obtenues pour le groupe de sujets lombalgiques (CLBP) et le groupe de sujets sains (CG) à cinq vitesses isocinétiques. Les valeurs sont présentées sous la forme moyenne (écart type).

	CLBP		**CG**	
Vitesse(deg/s)	Flexion	Extension	Flexion	Extension
45	1,05 0,4)	1,4 (0,5)	1,55 (0,4)*	2,35 (0,5)*
60	0,90 (0,4)	1,25 (0,6)	1,45 (0,3)*	2,20 (0,5)*
90	0,85 (0,3)	1,20 (0,6)	1,30 (0,4)*	2,10 (0,4)*
150	0,65 (0,6)	0,90 (0,7)	1,25 (0,3)*	1,95 (0,6)*
180	0,55 (0,6)	0,80 (0,7)	1,10 (0,3)*	1,55 (0,6)*

* : p<0.05 : différence significative entre les deux groupes

Les relations moment-vitesse obtenues à partir des valeurs moyennes pour les sujets sains et les sujets lombalgiques sont présentés figure 45. Les relations moment-vitesse étaient significativement linéaires quel que soit le mouvement considéré et pour tous les sujets (flexion : r =0,8 à 1, $p < 0,05$; extension : r = 0,78 à 1, $p < 0,05$).



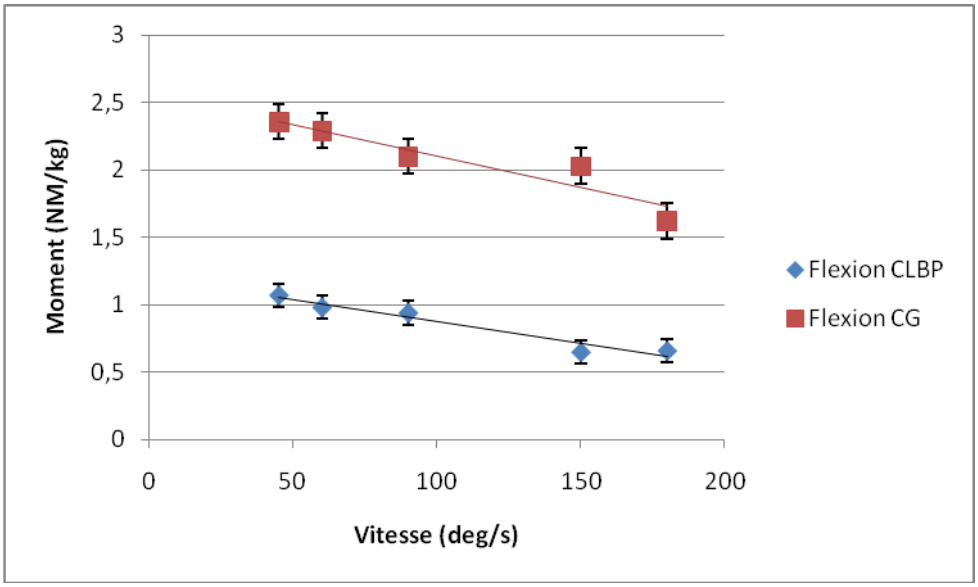


Figure 45: relations moment-vitesse obtenues à partir de la moyenne des valeurs pour le groupe des sujets lombalgiques (CLBP, bleu) et le groupe de sujets sains (CG, en rouge) lors du mouvement de flexion et d'extension de hanche.

Les relations puissance-vitesse étaient significativement décrites par des relations polynomiales du second degré pour tous les sujets, quel que soit le mouvement considéré (flexion : $r = 0,95$ à 1, $p < 0,05$; extension : $r = 0,94$ à 1, $p < 0,05$). Les relations puissance-vitesse obtenues à partir des valeurs moyennes pour les sujets sains et les sujets lombalgiques sont présentés figure 46. Etant donné qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux

membres inférieurs pour les sujets sains, la moyenne des deux côtés est présentée pour ce groupe. En revanche, il existe une différence significative pour les sujets lombalgiques. Les deux côtés sont donc présentés pour cette population.

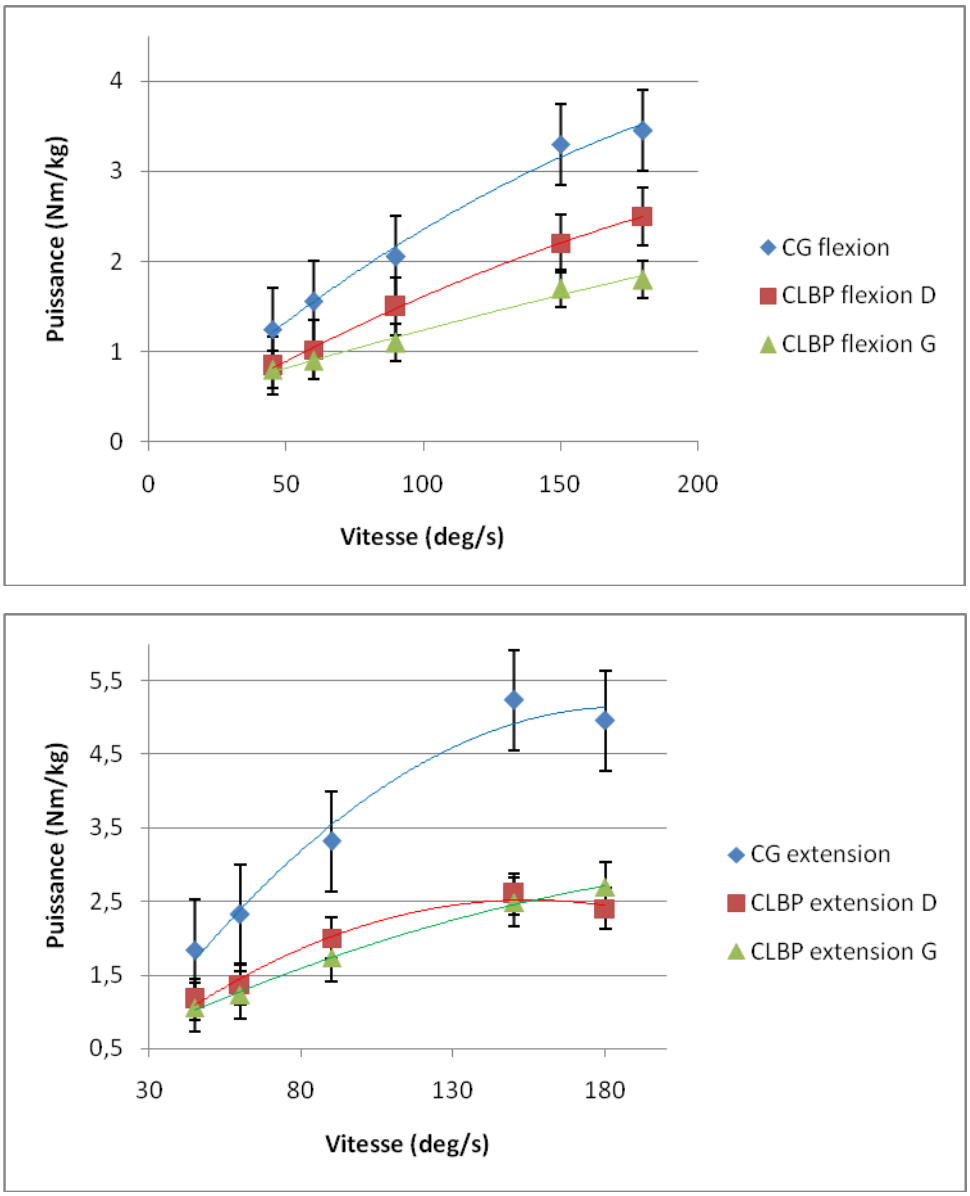


Figure 46 : relations puissance-vitesse obtenues à partir de la moyenne des valeurs obtenues pour le groupe des sujets lombalgiques (CLBP) et le groupe de sujets sains (CG) lors du mouvement de flexion et d'extension de hanche, pour le côté droit(D) et le côté gauche (ND).

Les valeurs obtenues pour T_0 et P_{max} à partir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse, pour les mouvements de flexion et d'extension de hanche, pour les deux membres

inférieurs chez CLBP et CG sont présentées dans le tableau 10. T_0 obtenues pour GC étaient significativement plus élevé pour GC ($p < 0,05$) que pour CLBP. Cette différence significative a également été obtenue pour P_{max}, avec des valeurs plus élevées pour CG ($p < 0,05$).

Tableau 10. relations moment-vitesse et puissance-vitesse : moment maximal (T_0) et puissance maximale (P_{max}) obtenus pour le côté droit (D) et le côté gauche (G) lors du mouvement de flexion de hanche (Flex) et d'extension de hanche (Ext), pour le groupe de sujets sains (CG) et le groupe de sujets lombalgiques (CLBP). Les valeurs sont présentées sous la forme moyenne (écart type).

	CG		**CLBP**			
	Flex	**Ext**	**FlexD**	**Ext D**	**FlexG**	**ExtG**
T_0 **(Nm.kg^{-1})**	1,6 (0,4)	2,6 (0,6)	0,9 (0,3)‡	1,4 (0,5)‡	0,9 (0,3)‡	1,3 (0,4)‡
P_{max} **(W.kg^{-1})**	4,5 (1,4)	9,1 (6,5)	2,7 (1,8)‡	2,0 (1,7)‡	1,8* (1,1)‡	1,6 (0,8)‡

* $p < 0,05$, différence significative pour un groupe appareillé
‡: $p < 0,05$, différence significative entre deux groupes non appareillés quel que soit le mouvement considéré.

Les ratios fléchisseurs/extenseurs des hanches sont significativement différents entre les sujets sains et les sujets lombalgiques chroniques, quel que soit le membre inférieur considéré (0,63 ± 0,2 *vs.* 0,76 ± 0,2, pour CG *vs.* CLBP, $p < 0,05$ pour le côté droit ; 0,59 ± 0,2 *vs.* 0,72 ± 0,1, pour CG *vs.* CLBP pour le côté gauche ; $p < 0,05$). Cette différence au niveau des ratios met en évidence un déficit plus marqué pour les muscles extenseurs par rapport aux muscles fléchisseurs de hanche, chez les sujets lombalgiques par rapport aux sujets sains, aussi bien pour T_0 (les résultats obtenus sont supérieurs pour les sujets sains de 10% pour les deux côtés lors du mouvement de flexion, et de 47% pour le côté droit et de 19% pour le côté gauche lors du mouvement d'extension) que pour P_{max} (les résultats obtenus sont supérieurs pour les sujets

sains de 43% pour le côté droit et de 62% pour le côté gauche lors du mouvement de flexion, de 82% pour le côté droit et de 79% pour le côté gauche lors du mouvement d'extension).

Enfin, aucune relation n'a pu être mise en évidence entre les muscles du tronc et les muscles de la hanche, quel que soit le mouvement considéré.

4. Discussion

Le but de cette étude était de mesurer la force des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez des sujets lombalgiques chroniques. Notre hypothèse de départ était que la force et/ou la puissance des muscles de hanche chez les sujets lombalgiques chroniques seraient inférieures à celles mesurées chez des sujets sains. La comparaison entre les groupes a été basée sur les paramètres mécaniques externes (*i.e.,* force et puissance maximales) extrapolés à partir des relations moment- et puissance-vitesse établies sur un dynamomètre isocinétique. Les résultats ont mis en avant que les relations obtenues dans notre étude étaient en accord avec celles que l'on retrouve dans la littérature pour les muscles du tronc (Ripamonti et coll., 2008). En ce qui concerne les muscles des hanches, à notre connaissance, aucune étude ne s'était attachée à établir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse pour les CLBP. Les résultats obtenus pour ces relations sont en accord avec celles de l'étude 2, et celles de précédentes études portant sur les membres inférieurs (Yamauchi et coll., 2009; Thorstensson et coll., 1976; Perrine et Reggie Edgerton, 1978) quelle que soit la population étudiée (*i.e.,* CLBP ou CG). La lombalgie chronique n'a donc pas d'impact sur les relations moment-vitesse et puissance-vitesse obtenues au niveau des hanches.

Les résultats obtenus pour les muscles du tronc sont conformes à ceux mis en évidence dans des études antérieures comparant des sujets sains et des sujets lombalgiques chroniques (Ripamonti et coll., 2011; Crossman et coll., 2004; Elfving et coll., 2003). En effet, les T_{peak} produits pour chaque vitesse isocinétique par les sujets sains étaient significativement plus élevés que ceux obtenus chez des patients lombalgiques chroniques (Yahia et coll., 2011; Yahia et coll., 2010; Roques et coll., 2005; Thorstensson et Arvidson, 1982). Cette différence significative a également été observée à partir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse. Les résultats ont montré que T_{0e} extrapolé était significativement plus élevée que T_{0f}, quel que soit le groupe. De plus, T_0 et P_{max} obtenus pour CG étaient significativement plus élevés que ceux déterminés pour les lombalgiques chroniques ($p < 0,05$), quel que soit le mouvement du tronc considéré. Ces résultats sont expliqués par le déconditionnement à l'effort que l'on retrouve chez les lombalgiques chroniques, et qui se définit par une perte de la fonction des muscles du tronc (Mayer et coll., 1985) avec des déficits spécifiques des extenseurs du tronc et une diminution de la résistance à la fatigue (Vanvelcenaher et coll., 1992). La lombalgie chronique caractérisée par cette faiblesse musculaire au niveau du tronc peut expliquer l'incapacité des sujets lombalgiques chroniques à développer de la puissance. Or, plusieurs muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche (psoas, pectineus, gluteus maximus, muscles pelvi- trochantériens) ont leurs insertions proximales au niveau du tronc (Vitte et Chevallier, 2007), ce qui met en évidence l'importance de prendre en compte ces muscles dans le cadre de la réhabilitation et du réentrainement à l'effort proposé aux sujets lombalgiques chroniques.

Les résultats obtenus pour T_{peak} au niveau des muscles des hanches sont en accord avec ceux que l'on retrouve dans des études similaires avec des sujets sains (Costa et coll., 2010; Dugailly, 2005). Par contre, les résultats obtenus pour les sujets lombalgiques chroniques sont

largement inférieurs à ceux obtenus pour les sujets sains, (*i.e.,* T_{peak} mesuré à chaque vitesse prédéfinie). Ceci peut être expliqué par le syndrome de déconditionnement à l'effort que l'on retrouve classiquement dans le cas des lombalgiques chroniques (Poiraudeau et coll., 2001 ; Poiraudeau et coll., 2004), évoqué précédemment au niveau du tronc, que l'on retrouve au niveau des extenseurs du genou (Lemaire et coll., 2012) et qui s'étendraient aux muscles des hanches, puisque ces derniers sont directement en lien avec le tronc (Netter, 2002). La faiblesse musculaire que l'on retrouve au niveau des hanches dans notre étude chez les lombalgiques chroniques peut également s'expliquer par une atrophie musculaire – hypothèse supportée par les valeurs faibles obtenues au niveau de T_0 pour cette population.

Les résultats obtenus au niveau des hanches pour les sujets sains montrent qu'il n'y a aucune différence significative entre les deux membres inférieurs, lors des mouvements de flexion et d'extension. Ces résultats sont en accord avec une étude précédente réalisée sur des sujets sains comparés à des sujets atteints d'arthrose au niveau du genou (Costa et coll., 2010). En effet, pour Costa et coll. (2010), il n'y a pas de différence au niveau de T_{peak} lors de l'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche à 30, 60 et 180 deg/s. De même, Julia et coll. (2010) ne trouvent pas de différence entre les deux membres inférieurs à 180 deg/s. Chez les sujets lombalgiques chroniques, on ne retrouve pas non plus de différence significative entre les deux membres inférieurs pour T_{peak} ou T_0. Par contre, notre étude met en évidence une différence significative entre les deux membres inférieurs pour P_{max}, avec des valeurs plus élevées pour le côté droit chez les sujets lombalgiques chroniques. Ce déséquilibre peut être responsable de compensations musculaires au niveau des hanches et du tronc entrainant à leur tour des douleurs lombaires. Cependant, le déséquilibre au niveau de P_{max} et la faiblesse musculaire retrouvée au niveau des hanches pour la force maximale et la puissance maximale chez les sujets lombalgiques peuvent également

être une des conséquences de la lombalgie chronique. En effet, nos résultats peuvent s'expliquer par la peur du mouvement chez les sujets lombalgiques chroniques et du risque de déclencher des douleurs liées au mouvement. Cette kinésiphobie (Linton et coll., 1984) peut être responsable d'inhibitions motrice. Les sujets lombalgiques chroniques ne sont plus capables de mobiliser leur chaine musculaire de la même manière que des sujets sains. Cette hypothèse est étayée par l'étude de Scholtes et coll. (2011) qui ont montré que les sujets sains sont capables de modifier de façon plus importante un mouvement au niveau de l'articulation de la hanche après des instructions verbales précises que des sujets lombalgiques chroniques. L'inhibition motrice peut également contribuer à plonger les patients dans la spirale du déconditionnement (Poiraudeau et coll., 2004). Or, un déclin d'activité induit une diminution de la force et de la puissance (Lemaire et coll., 2012 ; Ripamonti et coll., 2011 ; Poiraudeau et coll., 2001) et des modifications physiologiques dans la composition des muscles du tronc (Poiraudeau et coll., 2004 ; Revel et coll., 1995). Ainsi, les involutions graisseuses (Poiraudeau et coll., 2001) et l'atrophie des fibres musculaires (Bibré et coll., 1997) que l'on retrouve au niveau du tronc chez les CLBP apparaissent probablement également au niveau des muscles des hanches. Dans les deux cas (*i.e.,* lombalgie cause ou conséquence du déficit de force et de puissance maximale au niveau des muscles de hanche), il semble important de proposer une évaluation précise de T_0 et de P_{max} pour les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez les lombalgiques chroniques. Cette évaluation permettrait de proposer un protocole de renforcement musculaire adapté aux faiblesses musculaires spécifiques des CLBP et ainsi limiter, voire éliminer les phénomènes de compensation qui peuvent apparaitre au niveau des muscles des hanches.

Le ratio fléchisseurs/extenseur obtenu au niveau des hanches pour les sujets sains est égal à 0,6. Ce résultat est en accord avec les résultats obtenus sur d'autres études (0,57 pour

Arokoski et coll., 2002). Par contre, le ratio obtenu pour les sujets lombalgiques chroniques (0,7) est significativement supérieur à celui des sujets sains. Ces résultats mettent en avant un déficit plus marqué au niveau des muscles extenseurs de hanche pour les CLBP. L'utilisation des ratios peut donner des indications sur la rééducation à proposer aux patients lombalgiques au niveau des muscles des hanches, en permettant de déterminer si le manque de force et de puissance maximale pour les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche est couplé à un déséquilibre entre ces deux groupes musculaires.

Enfin, comme pour les muscles extenseurs des membres inférieurs, aucune relation n'a été observée entre les paramètres mécaniques (*i.e.* T_0 et P_{max}) obtenus au niveau du tronc et ceux obtenus au niveau des hanches, quel que soit le groupe considéré. Néanmoins, les différences statistiques élevées observées pour les paramètres mécaniques entre les deux groupes, et en particulier au niveau des muscles extenseurs de hanche, mettent en évidence l'importance de prendre en compte la réhabilitation musculaire des muscles de la hanche lors de la prise en charge des lombalgiques chroniques. En effet, des études antérieures ont montré que le programme de réhabilitation basé sur le programme musculaire complet du corps ont amélioré le bien-être des patients lombalgiques chroniques (Poiraudeau et coll., 2001; Poiraudeau et coll., 2004). Il serait intéressant de systématiser l'évaluation en force et en puissance des muscles des hanches et d'établir des programmes de rééducation spécifique de ces muscles pour les patients lombalgiques chroniques afin d'optimiser leur prise en charge.

5. Conclusion

Notre étude a permis de mettre en avant une faiblesse musculaire au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez les sujets lombalgiques chroniques en plus du

déséquilibre et de la faiblesse musculaire du tronc que l'on retrouve classiquement pour cette population. Malgré le fait que nous n'ayons pas trouvé de relation directe entre un déséquilibre au niveau muscles du tronc et des muscles des hanches, cette étude induit de nouvelles perspectives dans la prise en charge des sujets lombalgiques chroniques. Il semble intéressant de réaliser une évaluation systématique des muscles des hanches en début de prise en charge afin de proposer un programme le plus adapté et le plus efficace aux patients. Il serait également intéressant d'introduire un programme spécifique de réentrainement de la force et de la puissance pour ces muscles afin de limiter les compensations qui peuvent être induites chez les lombalgiques chroniques par une faiblesse musculaire à ce niveau et vérifier si l'équilibre entre les groupes musculaires au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche est rétabli à la fin du réentrainement à l'effort proposé aux CLBP.

Conclusion générale et perspectives

La lombalgie chronique est un problème de santé publique, de part les répercussions sociales, psychologiques et économiques qu'elle induit (Gourmelen et coll., 2007). Le nombre de personne souffrant de lombalgie en France est de 8 personnes sur 10. Si le passage à la chronicité représente moins de 10% des lombalgies, elle engendre 85% des coûts de santé publique (Poiraudeau et coll., 2004). De plus, les conséquences au niveau de l'arrêt de travail sont importantes, puisque plus le temps d'arrêt est long, plus les chances de reprise sont faibles (Rossignol et coll., 1988). Il semble donc nécessaire de proposer des solutions efficaces pour lutter contre cette pathologie. La lombalgie, lorsqu'elle devient chronique, nécessite une prise en charge globale, prenant en compte les différents caractères – physique, social, psychologique. La prise en charge proposée actuellement est le plus souvent pluridisciplinaire et se fait en centre de rééducation (Poiraudeau et coll., 2007). Cette prise en charge est souvent longue (sur plusieurs semaines en fonction des protocoles proposés), coûteuse et mobilise un nombre important de personnel (Van des Roer et coll., 2005). Les programmes de réentrainement à l'effort proposés ont pour composante principale le réentrainement physique (Poiraudeau et coll., 2007). L'objectif est de restaurer la situation physique, psycho-sociale et socio-économique des patients en utilisant une démarche active (Poiraudeau et coll., 2004 ; Poiraudeau et coll., 2007) et en utilisant comme concept clé l'acceptation de la douleur et la prise en charge du problème par le patient lui-même. Cette prise en charge globale propose des exercices de souplesse, de force et d'entrainement aérobie. La principale difficulté lors de la mise en place de ces programmes est d'identifier de façon précise les besoins de chaque patient afin de personnaliser le plus possible la prise en charge et de pouvoir proposer un programme de réadaptation fonctionnelle et de réentrainement à l'effort le plus efficace en termes de résultats et de temps de prise en charge. Il semble alors indispensable d'identifier les caractéristiques musculaires globales de l'individu, au niveau du tronc, mais aussi au niveau des membres inférieurs. En effet, si les

études portant sur le tronc sont très courantes et nombreuses dans la littérature (Poiraudeau et coll, 2004), celles qui ont pour intérêt les membres inférieurs chez les sujets lombalgiques le sont moins. Or, les membres inférieurs sont sollicités en permanence lors des activités de la vie quotidienne. La spirale de déconditionnement (Mayer et coll., 1985) dans laquelle les patients lombalgiques entrent a des conséquences sur différents groupes musculaires. Ainsi, ce travail de thèse avait pour objectifs *i)* d'évaluer les facteurs mécaniques des muscles des membres inférieurs (*i.e.*, extenseurs du genou, muscles fléchisseurs et extenseurs de la hanche) à partir des relations moment- et puissance-vitesse dans des conditions isocinétiques chez les sujets lombalgiques chroniques, *ii)* de quantifier la faiblesse musculaire de ces différents groupes musculaires par rapport à une population contrôle composée de sujets sains

La première étude, orientée sur l'évaluation des muscles extenseurs du genou chez des sujets lombalgiques chroniques, a permis de mettre en évidence une faiblesse musculaire significative au niveau du moment maximal et de la puissance maximale des muscles extenseurs du genou chez les CLBP par rapport aux sujets sains. Une de nos hypothèses est que cette faiblesse musculaire est probablement liée au syndrome de déconditionnement à l'effort que l'on retrouve au niveau du tronc pour les CLBP. Bien qu'aucune relation n'ait pu relier cette faiblesse musculaire au déséquilibre des muscles du tronc caractéristique des patients lombalgiques, on peut penser que l'inactivité des patients, principalement due à la douleur induite par la pathologie, entraine une atrophie musculaire ou une inhibition du mouvement. Une seconde explication réside dans le fait que les muscles extenseurs des genoux ne sont pas en lien direct, d'un point de vue anatomique, avec les muscles du tronc. Il semble donc important de s'intéresser à des groupes musculaires qui soient à la fois en lien avec les muscles du tronc et avec les muscles des genoux. Notre intérêt s'est donc porté sur les muscles des hanches, muscles fortement sollicités dans les activités de la vie quotidienne

comme le maintien de la posture debout notamment, ou lors d'activités telles que la marche par exemple.

La deuxième étude avait donc pour objectif de mettre en place et de vérifier la pertinence d'un protocole d'évaluation des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche sur un dynamomètre isocinétique afin de décrire les relations moment- et puissance-vitesse. Le but de cette étude était également de déterminer un protocole qui puisse être applicable aux sujets lombalgiques chroniques. Cette étude a permis de mettre en évidence qu'il était possible d'établir des relations moment-vitesse et puissance-vitesse fiables au niveau des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche, et de déterminer avec précision les différents paramètres mécaniques externes T_0, V_0, P_{max}, et V_{opt}. Ce protocole peut donc être appliqué à différents domaines de réentrainement à l'effort et de rééducation afin déterminer s'il existe un déficit en force ou en puissance au niveau des muscles des hanches.

Enfin, la troisième étude avait pour objectif d'utiliser le protocole mis en place lors de l'étude 2 afin d'évaluer les muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez les CLBP pour déterminer s'il existait un déficit ou un déséquilibre au niveau de ces groupes musculaires par rapport à des sujets sains. Les résultats ont mis en évidence un déficit au niveau de la force maximale et de la puissance maximale des muscles fléchisseurs et extenseurs de hanche chez les CLBP par rapport aux sujets sains. De plus, on retrouve un déséquilibre au niveau de la puissance maximale obtenue entre les deux membres inférieurs chez les CLBP, alors qu'aucune différence significative n'est observée chez les sujets sains. Les résultats ont également mis en évidence une différence au niveau du ratio fléchisseur/extenseur de hanche, relevant une faiblesse plus marquée pour les extenseurs de hanche chez les CLBP. Comme pour la première étude, nous n'avons pas montré de relation entre les déficits de force et de

puissance entre les muscles des hanches et les muscles du tronc. Cependant, les résultats de cette étude nous confortent dans l'idée qu'il est indispensable de prendre en compte les muscles des hanches lors de la prise en charge en centre de rééducation.

L'originalité de ce travail de thèse est son orientation sur la caractérisation des qualités musculaires des membres inférieurs chez les patients lombalgiques. Comme tout travail expérimental, il ouvre sur de nombreuses perspectives. Dans un premier temps, il semble nécessaire d'augmenter la population de lombalgiques évalués, en intégrant des sujets féminins puisque cette pathologie n'est pas spécifique aux hommes. En effet, la fréquence de femmes touchées par la lombalgie est identique à celle des hommes (Villaume, 1999), la prévalence des lombalgies étant même légèrement supérieure chez les femmes (Gourmelen et coll., 2007). Nous avons fait le choix dans ce travail de ne comparer que les hommes entre eux afin d'homogénéiser notre population. Cependant, au cours des trois années d'expérimentation nous avons également évalué les femmes lombalgiques chroniques. Il semble intéressant de voir si l'effet du syndrome de déconditionnement sur les membres inférieurs est identique pour les deux populations afin de proposer le protocole le plus adapté possible.

Une autre perspective de ce travail consiste à déterminer s'il existe des relations entre la faiblesse musculaire que nous avons mise en évidence au niveau des membres inférieurs au cours de nos différentes études avec la douleur ressentie par les sujets lombalgiques chroniques. Nous avons évalués la douleur perçue par les différents sujets lombalgiques qui ont participé aux études grâce à l'échelle visuelle analogique (EVA) avant et après prise en charge de cinq semaines, au même moment qu'ont été réalisées les évaluations au niveau des membres inférieurs. Nous avons également réalisé des évaluations de la douleur six mois

après le programme de réentrainement à l'effort. Il pourrait donc être intéressant de vérifier s'il existe des liens entre les résultats que nous retrouvons au niveau des membres inférieurs et la douleur perçue des sujets lombalgiques.

Le phénomène de fatigue observé par certains auteurs (Hultman et coll., 1993) est également un axe de recherche à développer. Il semble en effet intéressant de quantifier la diminution des capacités de résistance des membres inférieurs des patients lombalgiques par rapport aux patients sains. Cela permettrait de vérifier si un protocole de fatigue musculaire au niveau des muscles des hanches peut avoir un impact sur la fatigue musculaire des muscles du tronc, et inversement, comme c'est le cas pour les muscles extenseurs du genou (Hart et coll., 2006 ; Hart et coll., 2009).

Une autre perspective de ce travail va consister à comparer les valeurs que nous obtenons au niveau des membres inférieurs et du tronc avant et après prise en charge de cinq semaines afin de déterminer si le programme que nous proposons a un impact sur les membres inférieurs, en terme de force et de puissance, et si cet impact peut être relié à la qualité de vie.

Enfin, une perspective de ce travail est de proposer un protocole d'activités physiques adaptées en balnéothérapie ayant pour objectif de renforcer les membres inférieurs et qui serait associé au renforcement des muscles du tronc. L'intérêt de mettre en place un tel protocole est d'utiliser les effets bénéfiques de l'eau chaude (effet antalgique de la chaleur, couplé à l'apesanteur) pour pouvoir proposer un programme de réentrainement en force aux sujets lombalgiques chroniques, dès le début de la prise en charge multidisciplinaire. Optimiser la prise en charge en balnéothérapie et utiliser cet outil pour renforcer les membres inférieurs peut être une solution intéressante dans le cadre de l'amélioration de la prise en

charge de la lombalgie chronique. Une étude, en cours, consiste à comparer les scores physiques (endurance, force et souplesse) ainsi que les scores de la qualité de vie de sujets lombalgiques chroniques pris en charge par le Centre de l'Arche lors d'une programme de réentrainement à l'effort de cinq semaine avec différentes modalités d'intervention en balnéothérapie : bains uniquement, ou programme d'activités physiques adaptées spécifiques en balnéothérapie, basé sur le réentrainement en force des muscles du tronc et des membres inférieurs. Cette étude porte sur les résultats obtenus à court terme (résultat à l'issue du programme de cinq semaines) et à moyen terme (à 6 mois et 1 an) sur une centaine de sujets lombalgiques. Le but est de comparer une prise en charge classique à une prise en charge incluant de la balnéothérapie.

L'ensemble de ces perspectives qui seront menées à court, et moyen terme vont compléter les travaux réalisés au cours de ce travail de thèse et devrait, nous l'espérons, déboucher sur une prise ne charge optimisée des patients.

.

Références

- A –

Abenhaim L, Rossignol M, Valat JP, Nordin M, Avouac B, Blotman F, Charlot J, Dreiser RL, Legrand E, Rozenberg S. and Vautravers P (2000). The role of activity in the therapeutic management of back pain. Report of the international Paris Task Force on back pain. *Spine* 25(4): 1S-33S.

Adams, M.A., McNally, D.S., Wagstaff, J. and Goodship, A.E. (1993). Abnormal stress concentrations in lumbar intervertebral discs following damage to the vertébral bodies: a cause of disc failure ? *European Spine Journal* 1(4): 214-221.

Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé : les appareils d'isocinétisme en évaluation et en rééducation musculaire : intérêt et évaluation (2001) *Paris : ANAES*, 59p.

Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé : Diagnostic, prise en charge et suivi des malades atteints de lombalgie chronique In. Service des recommandations et des références professionnelles (2000) *Paris : ANAES*, 66p.

Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klaber-Moffett J, Kovacs F, Mannion, AF, Reis S, Staal JB, Ursin H, Zanoli G (2006) COST B13 Working Group on Guidelines for Chronic Low Back Pain. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J* ; 15(Suppl 2):S192-300.

Aitkens S, Lord J, Bernauer E, Fowler W, Lieberman J, Berck P (1989) Relationship of manual muscle testing to objective strength measurements. *Muscle Nerve*; 12 : 173-7.

Alston, W., Carlson KE, Feldman DJ, Grimm Z and Gerontinos E (1966) A quantitative study of muscle factors in chronic low back pain syndrome. *J Am Geriatr Soc* I4:1041, 1966.

Akebi T, Saeki S, Hieda H and Goto H (1998). Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation* 79: 33-35.

Andersson G (1979) Low back pain in industry. Epidemiological aspects. *Scand J Rehab Med* 11 : 163.

Andersson E, Swärd L and Thorstensson A (1988). Trunk muscle strength in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 20(6): 587-593.

Anract P (2000). Indications et limites de la chirurgie des lombalgies communes. *Rev Prat.*; 50:1793-6.

Arokoski MH, Arokoshi JP, Haara M, Kankaanpaa M, Vesterinen M, Niemitukia LH, et al (2002) Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without osteoarthritis. *Journal of Rheumatology*; 29(10):2185-95.

Assendelft WJ, Morton SC, Yu EI, Suttrop MJ and Shekelle PG (2003). Spinal manipulative therapy for low back pain. A meta-analysis of effectiveness relative to other therapies. *Annals of Internal Medicine* 138(11): 871-881.

Association française pour la recherche et l'évaluation en kinésithérapie (AFREK). Conférence de consensus- Prise en charge kinésithérapique du lombalgique – 13 novembre 1998 – texte des recommandations – Texte long. ANAES : Paris ; 1998. 24p.

Avouac B, Blotman F, Martz M, Rosenberg S, Valat JP (1996) Les membres de la section rachis de la SFR. Validation des versions françaises des échelles de Dallas et Rosser chez les lombalgiques chroniques. *Rev Rhum* (Ed Fr) (63) :427

- B –

Balogh Z, Ordogh J, Gasz A, Nemet L, Bender T (2005) Effectiveness of balneotherapy in chronic low back pain: a randomized single –blind controlled follow-up study. *Forsch Komplementarmed Klass Naturheilkd*; 12: 196-201.

Barany M (1967). ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *Journal of General Physiology* 50(6): Suppl:197-218.

Baltzopoulos V and Brodie DA (1989). Isokinetic dynamometry: applications and limitations. *Sports Medicine* 8(2): 101-116.

Bartelink DL (1957). The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br.*; 39-B:718-25.

Battie MC, Haynor DR, Fisher LD, Gill K, Gibbons LE, Videman T. (1995) Similarities in degenerative findings on magnetic resonance images of the lumbar spines of identical twins. *J Bone Joint Surg* [Am] ;77:1662–1670.

Bayliss MT, Johnstone B, O'Brien JP (1988) Proteoglycan synthesis in the human intervertebral disc: variation with age, region and pathology. *Spine*; 13:972–981.

Bendix AF, Bendix T, Labriola M, Boekgaard P (1998) Functional restoration for chronic low back pain: 2-year follow-up of two randomized clinical studies. *Spine*; 23 : 717-25.

Bentsen H, Lindgarde F, Manthorpe R (1997) The effect of dynamic strangth back excercice and/or a homa trainig program in 57-year old women with cLBP. Results of a prospective randomized study with a 3-year-follow up period. *Spine*;22:1494-500.

Bernard JC, Dusquenoy (2001) Classification of low back pain. *Rev Rhum*. 68:145-9.

Bernard TN, Kirkaldy-Willy WH (1987) Recognizing specific characteristics of non specific low back pain. *Clin Orthop*; 217:266–280.

Behrens V, Seligman P, Cameron L, Mathias CG, Fine L (1994) The prevalence of back pain, hand discomfort, and dermatitis in the US working population. *Am J Public Health*; 84: 1780–1785.

Bibré P, Voisin P and Vanvelcenaher J (1997). Ischio-jambiers et lombalgies chroniques. *Annales de Kinésithérapie* 24(7): 328-334.

Biering-Sorensen F (1984) Physical measurement as risk indicator for low back trouble over a one year period. *Spine*; 9:106-19.

Blotman F, Treves R, Bannwarth B, Bossy J, Duplan B, Ghozlan R, Goupille P, Lassall B, Revel M, Vautravers P (1994) Le traitement des lombalgies chroniques. *Rev* Rhum.; 61:51S-64S.

B**obbert MF, van Ingen Schenau GJ** (1988) Coordination in vertical jumping. *J Biomech*, 21: 249-262.

Bogduk N (1980). A reappraisal of the anatomy of the human lumbar erector spinea. *Journal of Anatomy* 131(3): 525-540.

Bogduk N (1999) Evidence-based clinical guidelines for the management of acute low back pain*. Ed. Canderra*: National Health and Medical Research Council.

Bogduk N, April C and Derby R (1995). Discography, in Spine Care. Diagnosis and Conservative Treatment. White, A. and Schofferman, *J. Mosby Co*: St. Louis 219-236.

Boonen A, van des HR, van Ta et coll (2005) Large differences in cost of illness and wellbeing between patients with fibromialgia, chronic low back pain and ankylosing spondylitis. *Ann Rheum* Dis; 64:396-402.

Bontoux L, Roqueloaure Y, Billabert C, Dubus V, Sancho PO, Colin D et al (2004) Etude du devenir à un an de lombalgiques chroniques inclus dans un programme associant reconditionnement à l'effort et action ergonomique. Recherche de facteurs prédictifs de retour et de maintien au travail. *Ann Readapt Med Phys*; 47 : 5728-63.

Boreinstein D, Wiezel L (1989) Low back pain: medical management and comprehensive management. *Philadelphia: WB Saunders*; p. 147–174.

Bourgeois P (2002). Bed rest or normal activity for patients with acute low back pain: A randomized controlled trial. *Spine* 27 (14): 1487-1493.

Bosco C, Belli A, Astrua M, Tihanyi J, Pozzo R, Kellis S, Tsarpela O, Foti C, Manno R and Tranquilli C (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70(5): 379-86.

Boswell MV, Trescot AM, Datta S, Schultz DM, Hansen HC, Abdi S, Sehgal N, Shah RV, Singh V, Benyamin RM, Patel VB, Buenaventura RM, Colson JD, Cordner HJ, Epter RS, Jasper JF, Dunbar EE, Atluri SL, Bowman RC, Deer TR, Swicegood JR, Staats PS, Smith HS, Burton AW, Kloth DS, Giordano J, Manchikanti L (2007) American Society of Interventional Pain Physicians.Interventional techniques: evidence-based practice guidelines in the management of chronic spinal pain. *Pain Physician*. 2007; 10(1):7-111.

Bottinelli R, Canepari M, Pellegrino M A and Reggiani C (1996). Force-velocity

properties of human skeletal muscle fibres: myosin heavy chain isoform and temperature dependence. *Journal of Physiology* 495 (Pt 2): 573-86.

Bressler HB, Keyes WJ, Rochon PA, Badley E (1999) The prevalence of low back pain in the elderly: a systematic review of the literature. *Spine*; 24:1813–1819.

Brox JI, Holm I, Ludvigsen P and Steen H (1995). Pain influence of isokinetic shoulder muscle strength in patients with rotator tendinosis (impingement syndrome stage II). *European Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 5(6): 196-199.

Brooke MH and Kaiser KK (1970). Muscle fibre types: how many and what kind. *Archives of Neurology* 23: 369-379.

Bullock-Saxton JE, Janda V, Bullock MI (1993) Reflex activation of gluteal muscles in walking. *Spine* 1993;18:704–708.

Burke SA, Harms Constas CK, Aden PS (1994) Return to work/work retention outcomes of a functional restoration program: a milticenter, prospective study with a comparison group. *Spine*; 19:1880-5.

- C –

Caby I, Vanvelcenaher J, Letombe A, Pelayo P (2010) Effects of a five-week intensive and multidisciplinary spine-specific functional restoration program in chrnoic low back pain patients with or without surgery. *Annals of Psysical and Rehabilitation Medecine* 53: 621-631.

Cahalan TD, Johnson ME, Liu S, Chao EYS (1989) Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clinical Orthopaedics and realted research*; 246 :136-45.

Caiozzo VJ, Perrine JJ and Edgerton VR (1981). Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *Journal of Applied Physiology* 51(3): 750-4.

Calmels P (2001) Isocinétisme et restauration fonctionnelle du rachis : analyse critique. In : Chaori K, Fayard F, rannou F et coll (2004) Validation of the French versionof the Fear Avoidance Belief questionnaire. **Spine**, 29:908-13.

Calmels P, Abeillon G, Domenach M and Minaire P (1986). Intérêts du dynamomètre isocinétique en rééducation fonctionnelle. *Kinésithérapie Scientifique* 243.

Calmels P, Jacob JF, Fayolle-Minon I, Charles C, Bouchet JP, Rimaud D, Thomas T (2004) Use of isokinetic techniques vs standard physiotherapy in patients with chronic low back pain. Preliminary results. *Annales de réadaptation et de médecine physique* 47; 20-27.

Calmels P, Jacob JF, Fayolle-Minon I, Charles C, Bouchet JP, Rimaud D et al (1998) Etude comparative entre technique isocinétique et kinésithérapie classique chez le lombalgique chronique. Résultats préliminaires. *Ann Readapt Med Phys*; 47 : 20-7.

Calmels P, Jacob JF, Fayolle-Minon I, Charles C, Bouchet JP, Rimaud D and Thomas T (2003). Étude comparative entre technique isocinétique et kinésithérapie classique chez le lombalgique chronique. Résultats préliminaires. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 47(1): 20-27.

Calmels PM, Nellen M, Inge van des Borne BS, Jourdain P, Minaire P (1997) Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee and ankle in a simple population of healthy subjects (1997) *Archives of Physical Medicine and rehabilitation*; 78:1224-30.

Cassidy JD, Carroll LJ, Cote P (1998) The Saskatchewan health and back pain survey. The prevalence of low back pain and related disability in Saskatchewan adults. *Spine*. 1998; 23(17):1860-7.

Casso G, Cachin C, van Melle G, Gerster JC (2004) Return-to-work status 1year after muscle reconditioning in chonic low back pain patients. *Joint Bone Spine* 71:136-139.

Chaory K, Fayad F, Rannou F, Lefeuvre-Colau MM, Fermanian J, Revel M, Poiraudeau S (2004) Validation of the French version of the fear avoidance belief questionnaire. *Spine*; 15(29):908-13.

Chaori K, Rannou J, Fermanian J, Genty M, Rosenberg S, Billabert C, Kemoun G, Richard I, Thevenon A, Coudeyre L, Sender J, Revel M, Poiraudeau S (2004) Impact of functional restoration programs on fears, avoidance and beliefs in chronic low back pain patients. *Ann Réadapt Med Phys* 47:93-97.

Chevallier J, Carter H, Vidal-Trecan G (1988) La fréquence des lombalgies et des lomboradiculalgies en consultation libérale en France, leur coût en hospitalisation à l'Assistance Publique de Paris. *Rev Rhum Mal Ostéoartic*; 55:751–754.

Chomiki, R., Boisseau, P. and Paysant, J. (1998). Dynamométrie isocinétique (1): principes, caractéristiques et indications en médecine physique et de réadaptation. *Annales Médicales de Nancy et de l'Est* 37(2): 99-102.

Close R (1964). Dynamic Properties of Fast and Slow Skeletal Muscles of the Rat During Development. *Journal of Physiology* 173: 74-95.

Close R (1972) Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiological Review* 52(1): 129-97.

Codine P, Hérisson C, Denat B (2001) Isocinétisme et Rachis, sous la direction de *Paris Masson* ; p95-9.

Cohen P, Chantraine A, Gobelet C, Ziltener JL (2002) Influence of testing position on lumbar isokinetic measurement. *Ann Readapt Med Phys* ; 45(1): 12-8..

Cooper RG, Clairforbes WS, Jayson MI (1992) Radiographic demonstration of paraspinal muscle wasting in patients with chronic low back pain. Br J Rheumatol ; 31:389–394.

Coppes MH, Marani E, Thomeer RT, Ougeda M, Groen GJ (1990) Innervation of annulus fibrosis in low back pain. Lancet ; 2:189–190.

Costa RA, Magalhaes de Oliveira L, Watanabe SH, Jones A and Natour J (2010) Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics* (Sao Paulo), 65(12): 1253-1259.

Costill D, King D, Thomas R, Hargreaves M (1985). Effects of reduced training on muscular power in swimmers. *Physician and Sport Medicine* 13: 94-101.

Coudeyre E, Givron P, Vanbiervliert W, Benaïm C, Hérisson C, Pélissier J et al (2006) Un simple livret d'information peut réduire l'incapacité fonctionnelle de patients lombalgiques subaigus et chroniques. Etude contrôlée randomisée en milieu de rééducation. *Ann Readapt Med Phys* ; 49 : 600-8.

Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A (1994) The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res* ; 98(2):336-41.

Croisier JL, Crielaard JM (1999) Exploration isocinétique : analyse des paramètres chiffrés. Ann Réadaptation Méd Phys ;42 :538-545.

Crossman K, Mahon M, Watson P, Oldham J, Cooper R (2004) Chronic Low Back Pain-Associated Paraspinal Muscle Dysfunction is not the Result of a Constitutionally Determined "Adverse" Fiber-type Composition Spine: 29 ; 628-634.

Cyriax J (1988) Manuel de médecine orthopédique : traitement par manipulation, massages et infiltrations. *Paris : Masson* ; Traduit de : Textbook of orthopaedic medecine, 2nd ed.

- D –

Dagenais S, Caro J, Haldeman S (2008) A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United states and internationally. *The Spine Journal* 8:8-20.

Daltroy LH, Iversen MD, Larson MG, Lew R, Wright E, Ryan J, Zwerling C, Fossel AH and Liang MH (1997). A controlled trial of an educational program to prevent low back injuries. *The New England Journal of Medicine* 337(5): 322-328.

De Koning F, Binkhorst R, Kauer J, Thijssen H (1986) Accuracy of an anthropometric estimate of the muscle and bone area in a transversal corss-sectionof the arm. *Int J Sports Med*; 7: 246-9.

Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard JM (2006) Spinal muscle evaluation using the Sorensen test. A critical appraisal of the literature. *Revue de Rhumatisme* 73:39-46.

Desplantez A, Cornu C, Goubel F (1999) Viscous properties of human, muscle during contraction. *Journal of Biomechanics* 32:555-562.

Dervišević E, Hadžić V and Burger H (2007) Reproducibility of trunk isokinetic strength findings in healthy individuals. *Isokinetics and Exercise Science;* 15(2): 99-109.

Deyo RA (1983) Conservative therapy for low back pain. Distinguishing useful from useless therapy. *Journal of American Medical Association*; 250(8): 1057-1062.

Deyo RA, Diehl AK and Rosenthal M (1986) How many days of best rest for acute low back pain? A randomized clinical trial. *The New England Journal of Medicine;* 315(17): 1064-1070.

Deyo RA, Walsh NE, Martin DC, Schenfeld LS, Ramanurthy S (1990) A controlled trial of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and exercice for chronic low back pain. *N Engl J Med*; 322:1627–1634.

Dionne CE, Dunn KM, Croft PR, Nachemson AL, Buchbinder R, Walker BF, Wyatt M, Cassidy JD, Rossignol M, Leboeuf-Y de C, Hartvigsen J, Leino-Arjas P, Latza U, Reis S, Gil Del Real MT, Kovacs FM, Oberg B, Cedraschi C, Bouter LM, Koes BW, Picavet HS, Van Tudler MW, Burton K, Foster NE, Macfarlane GJ, Thomas E, Underwood M, Waddell G, Shekelle P, Volinn E, Von Korff M (2008) A consensus approach toward the standardization of back pain definitions for use in prevalence studies. *Spine* ; 33:95-103.

Donatelli RN Catin PA, Backer GS, Drane DL, Slater SM (1991) Isokinetic hip abductor and adductior torque ratios in normals. *Isokinetics and Exercise in Science*; 1:103-11.

Drapala G and Trzaskoma Z (2006) Maximal strength of trunk flexors and extensors in men and women with low back pain syndrome. *Postepy Rehabilitacji;* 20(1): 33-39.

Drouin JM, Valvovich Mc Leod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH (2004) Reliabibilty and validity of the Biodex systeme 3 pro-isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurement. *Eur J Appl Physiol*; 91:22-9.

Dugailly PM (2005) Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: a reproducibility study. *Isokinetics and Exercise Science ;* 5;13: 129-37.

Dusquenoy B (2001) Classification des lombalgies communes. *Rev Rhum* [EdFr] :68 :145-9.

Dvir Z and David G (1996) Suboptimal muscular performance: Measuring isokinetic strength of knee extensors with new testing protocol. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation;* 77(6) 578-581.

Dvir Z and Keating J (2003) Trunk extension effort in patients with chronic low back dysfunction. *Spine;* 28(7): 685-692.

- E –

Edman KA and Reggiani C (1987) The sarcomere length-tension relation determined in short segments of intact muscle fibres of the frog. *The Journal of Physiology*; 385: 709-732

Elfing B, Deredig A, Gunnar N (2003) Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble - electromyography and health-related factors. *Clinical Biomechanics*; 18 ; 619-630.

Ellenbecker TS and Roetert EP (1999) Testing isokinetic muscular fatigue of shoulder internal and external rotation in elite junior tennis players. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy ;* 29(5) 275-281.

Emery CA, Maitland ME, Meeuwisse WH (1999) test retest reliability of isokinetic hip adductor and flexor muscle strength. *Clinical Journal of Sports Medicine*; 9(2):79-85.

Eng JJ, KimCM, MacIntyre DL (2002) Reliability of lower extremity strength measures in person with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and reahabilitation*; 83:322-8.

- F –

Faulkner JA, Clafin DR and McCully KK (1986). Power output of fast and slow fibres from human skeletal muscles. *Human muscle power*. Jones, N. L., McCartney, N. and McComas, A. J. Champaign, Ill., Human Kinetics Publishers: 81-94.

Fayad F, Lefèvre-Colau MM, Poiraudeau S, Fermanian J, Rannou F, Wlodyka Demaille S, Benyahya R, Revel M (2004) Chronicity, recurrence, and return to work in low back pain: common prognostic factors. *Ann Réadapt Med Phys;* 47;179-189.

Feinstein B, Langton JNK, Jameson RM and Schiller F (1954) Experiments on pain referred from deep structures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 36A: 981-997.

Feiring DC, Ellenbecker TS, Derscheid GL (1990) Test re-test reliability of the Biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther*; 11:298-300.

Ferreira PH, Ferreira ML, Maher CG, Herbert RD, Refshauge K (2006) Specific stabilisation exercise for spinal and pelvic pain: a systematic review. *Aust J Physiother*.; 52(2):79-88.

Fenn WO, Marsch BS (1935) Muscular force at different speeds of shortening. *Journal in Physiology, London;* 85 :277-297.

Flicker PL, Fleckenstein JL, Ferry K, Payne J, Ward C, Mayer T, Parkey RW and Peshock RM (1993) Lumbar muscle usage in chronic low back pain: magnetic resonance image evaluation. *Spine*; 18(5): 582-586.

Fitts RH, McDonald KS and Schluter JM (1991) The determinants of skeletal muscle force and power: their adaptability with changes in activity pattern. *Journal of Biomechanics;* 24 Suppl 1: 111-22.

Fitts RH and Widrick JJ (1996) Muscle mechanics: adaptations with exercise-training. *Exercise Sport Science Review;* 24: 427-73.

Franklin GM, Stover BD, Turner JA, Fulton-Kehoe D, Wickizer TM (2008) Early opioid prescription and subsequent disability among workers with back injuries: the Disability Risk Identification Study Cohort. *Spine*; 2008; 33:199-204.

Frost H, lamb SE, Klaber JA, Fairbalnk JCT Moser JS (1998) A fitness program for patients with CLBP: 2-year follow-up of a randomized controlled trial. *Pain;* 75: 273-9.

Fry AC, Kraemer WJ, Weseman CA, Conroy BP, Gordon SE, Hoffman JR and Marsh, CM (1991) Effects of an off-season strength and conditioning program on starters and non-starters in women's collegiate volleyball. *The Journal of Applied Sport Science Research* ; 5(4): 174-181.

Frymoyer JW (1988) Back pain and sciatica. *N Engl J Med*; 318:291–300.

Fryomyer JW, Cats Beril WL (1991) An overview of the incidences and cost of low back pain. *Othop Clin North Am*; 22:263-71.

- G –

Gatchel RJ, Mayer TG (2008) Evidence-informed management of chronic low back pain with functional restoration. *Spine* J; 8:65-9.

Genêt F, Autret K, Roche N, Lapeyre E, Schnirtzler A, Mandjui B, Manou B, Dziri C, Heulleuch H, Rejeb N, Oudghiri N, Revel M, Poiraudeau S (2009) Comparison of the repercussions of CLBP in four French-speaking countries. *Annals of Physical and rehabilitation Medicine;* 52: 717-728.

Genêt F, Poiraudeau S, Revel M (2002) Etude de l'efficacité et de l'observance à un an d'un programme court de rééducation assortie d'un programme dans la lombalgie chronique. *Ann readapt Med Phys* ; 45 : 265-72.

Genty M, Schidt D (2001) Utilisation de l'isocinétisme dans les programmes de rééducation du rachis, modalités pratiques, protocoles proposés. *Isocinétisme et rachis*. Ed Masson.

Gibson JN, Waddell G (2007) Surgical interventions for lumbar disc prolapse: updated Cochrane Review. *Spine* ; 32(16):1735-47.

Goetzel RZ, Hawkins K, Ozminkowski RJ, Wang S (2003) The health and productivity cost burden of the "top 10" physical and mental conditions affecting six large US employers in 1999. *J Occup Envrion Med*; 45:5-14.

Goldspink G (1978) Energy turnover during contractions of different types of muscle. *Biomechanics* VI A. Asmussen, E. and Jorgensen, A. Baltimore, Baltimore : University Park Press: 27-39.

Goubel F and Lensel-Corbeil G (2003) Biomécanique Eléments de mécanique musculaire. *Paris, Masson*.

Gourmelen J, Chastang JF, Ozguler A, Lanoë JL, Ravaud JF, Leclerc A (2007) Frequency of low back pain among men and women aged 30 to 64 years in France. Results of two national surveys. *Ann Réadapt Méd Phys;* 50:640-644.

Grardel B, Sutter B, Plais PY, Samaille V, Cappelaere A, David T, Chopin D, Smith S, Mayer TG, Gatchel RJ and Becker TJ (1985) Quantification of lumbar function. I: Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagital and axial planes in normal subjects. *Spine*; 10(8) 757-764.

Green HJ (1986) Characteristics of agiing human skeletal muscles. In: JR Sutton, RM Brock, eds. Sports medicine for the mature athlete. *Indianapolis: Benchmark Press*: 17-26.

Gremion G, Mahler F, Chantraine A (1996) Mesures isocinétiques de la force musculaire du rachis: influence de l'âge, de l'activité physique et des lombalgies. *Ann Réadaptation Méd Phys*; 39: 43-49.

Grillner S et Rossignol S (1978) On the initiation of the swing phase of locomotion in chronic spinal cats. *Brain Research;* 146, 269—277.

Gross DP and Battié MC (2005) Predicting timely recovery and recurrence following multidisciplinary rehabilitation in patients with compensated low back pain. *Spine* ; 30(2): 235-240.

Gülch RW (1994) Force-velocity relations in human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine;* 15, S2-S10.

Gür H, Gransberg L, VanDyke D, Knutsson E and Larsson L (2003) Relationship between in vivo muscle force at different speeds of isokinetic movements and myosin isoform expression in men and women. *European Journal of Applied Physiology* ; 88(6): 487-496.

Guskiewicz K, Lephart S, Burkholder R (1993) The relationship between sprint speed and hip flexion/extension strength in collegial athletes. *Isokinetic and Exercice Science*; 3 (2) : 111-6.

Guzman J, Esmail R, Karjalainen K, Malmivaara A, Irvin E, Bombardier C (2001) Multidisciplinary rehabilitation for chronic low back pain: systematic review. *BMJ* ; 322 : 1511-6.

- H –

Hadler NM (1995) The disabling backache: an international perspective. *Spine*; 20:640-9.

Hagen KB, Hilde G, Jamtvedt G, Winnem MF (2002) The Cochrane review of advice to stay active as a single treatment for low back pain and sciatica. *Spine*; 27: 1736-1741.

Haldeman S, Dagenais S (2008) What have we learned about the evidence-informed management of chronic low back pain? *Spine* ; 8:266-77.

Hadler NM, Curtis P, Gillings DB and Stinnett S (1987) A benefit of spinal manipulation as adjunctive therapy for acute low back pain: a stratified controlled trial. *Spine* ; 12(7): 702-706.

Häkkinen K, Komi PV and Kauhanen H (1987) Scientific evaluation of specific loading of the knee extensors with variable resistance, "isokinetic" and barbell exercises. *Medicine and Sport Sciences* ;26: 224-237.

Hall S (1985) Effect of attempt lifting speed on forces and torque exerted in the lumbar spine. *Med Sci Sports Exerc*; 15: 440-4.

Hansen JW (1964) Postoperative management in lumbar disc protrusions. I. Indictaion,s, methods and results. Follow-up on a trained and an untrained group of patients. *Acta Orthop Scand*; 17 (Suppl. 71):1-47.

Harridge SD, Bottinelli R, Canepari M, Pellegrino MA, Reggiani C, Esbjornsson M and Saltin B (1996) Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflugers Archives* 432(5): 913-20.

Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Aliba EN, Gansneder B, Ingersoll CD (2006) Quadriceps inhibition after repetitive lumbar extension exercise in persons with an history of low back pain. *J Athl Train*; a ;41 (3):264-9.

Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Aliba EN, Gansneder B, Ingersoll CD (2006) Reduced quadriceps activation after lumbar fatiguing paraspinal exercise. *J Athl Train* b;41 (1):79-86.

Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Aliba EN, Gansneder B, Ingersoll CD (2009) Jogging gait kinetic following fatiguing lumbar paraspinal exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology* ; 19; 458-464.

Haute Autorité de Santé : Douleur chronique : reconnaître le syndrome douloureux chronique, l'évaluer et orienter le patient. Synthèse des recommandations professionnelles. Consensus formalisé. *Paris,* HAS, décembre 2008.

Hartigan C, Rainville J, Sobel JB, Hipona M (2000) Long-term exercise adherence after intensive rehabilitation for CLBP. *Med Sports Exerc* ; 32 : 551-7.

Hautier CA, Linossier MT, Belli A, Lacour JR and Arsac LM (1996) Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 74(1-2): 114-8

Hazard RG, Fenwick JW, Kalisch SM, Redmond J, Reeves V, Reid S, et al (1989) Functional restoration with behavioral support. A one year prospective study of patients with chronic low back pain. *Spine*; 14 : 157-61.

Hayden JA, Chou R, Hogg-Jonhson S et al (2009) Systematic reviews of low back pain prognosis had variable methods and results-guidance for future prognosis reviews. *J Clin Epidemiol*; 62: 781-96.

Hérisson C (2000) Repos local et général dans le traitement des lombalgies communes. *Rev Prat.* ; 50:1774-8.

Henrotin Y, Rozenberg S, Balagué F, Leclerc A, Rouxo E, Cedraschi C (2006) European guidelines (COST B 13) for the management of low back pain. *Revue du Rhumatisme* ; 73 (2006) S35-S52

Herlant M, Schmidt D, Leflon P, Voisin P (1991) Evaluation de la force musculaire rachidienne (application aux séquelles de fractreus vertébrales). In : Heulen JN, Codine P, Simon L, Ed Isocinétisme et médecine de rééducation. *Paris, Masson* : 113-8.

Heuleu JN, Codine P and Simon L (1991) Isocinétisme et médecine de rééducation. *Edition Masson*.

Hill AV (1922) The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *Journal of Physiology* (London): 19-41.

Hill AV (1935) The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proc Roy Soc B;* 126:136-95.

Hill AV (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of Royal Society London* (Biol); 126: 136-195.

Hill AV (1951) The mechanics of voluntary muscle. *The Lancet* ; 24: 947-951.

Hillman M, Wright A, Rajaratnam G, Tennant A, Chamberlain MA (1996) Prevalence of low back pain in the community: implications for service provision in Bradford, UK. *J Epidemiol Community Health*.; 50(3):347-52.

Hislop H and Perrine J (1967) The isokinetic concept of exercise. *Physical Therapy*; 47(2): 114-117.

Hoyland JA, Freemont AJ, Jayson MI (1989) Intervertebral venous obstruction: a cause of periradicular fibrosis? *Spine* ; 14:558–568.

Hsu AL, Tang PF, Jan MH (2002) Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and rehabilitation*; 83:1130-7.

Huijing PA (1992) Mechanical muscle models. In: Strength and power in sport. *Edition Blackwell Scientific Publications.*

Hult L (1954) Cervical, dorsal and lumbar spinal syndromes. *Acta Orthop Scand* [suppl]; 15:1–76.

Hultman G, Nordin M, Saraste H and Ohlsen H (1993) Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *Journal of Spinal Disorders* ; 6(2): 114-123.

Huskisson EC (1974) Measurement of pain. *Lancet*; 2(7889):1127-31.

Huxley AF (1957) Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem* 7: 255-318.

- I –

Ingemann-Hansen T and Halkjaer-Kristensen J (1979) Force-velocity relationships in the human quadriceps muscles. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 11(2): 85-9.

INSERM. Expertise collective. Rachialgies en milieu professionnel : quelles voies de prévention ? *Ed. Inserm, Paris:* 1995.

INSERM. Expertise collective. Lombalgies en milieu professionnel: quels facteurs de risque et quelle prévention ? *Ed. Inserm, Paris*: 2000.

Ito T, Shirado O, Suzuki H, Takahashi M, Kaneda K, Strax TE (1996) Lumbar trunk muscle endurance testing: an inexpensive alternative to a machine for evaluation. *Arch Phys Med Rehabil;* 77:75-9.

Izquierdo M, Hakkinen K, Gonzalez-Badillo JJ, Ibanez J and Gorostiaga EM (2002) Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *European Journal of Applied Physiology* 87(3): 264-71.

- J -

Jenner JR, Barry M (1995) ABC of rheumatology. Low back pain. *BMJ.;* 310(6984):929-32.

Jousset N, Fanello S, Bontoux L, Dubus V, Billabert C, Vielle B, Roquelaure Y, Penneau- Fontbonne D, Richard I (2004) Effects of functional restoration versus 3 hours per week physical therapy: a randomized controlled study. *Spine*; 29(5):487-93;

Jowett RL, Fidler MW and Troup JDG (1975) Histochemical changes in the multifidus in mechanical derangements of the spine. *The Orthopedic Clinics of North America* ; 6(1): 145-161.

Julia M, Dupeyron A, Laffont I, Parisaux JM, Lemoine F, Bousquet PJ and Hérisson C (2010) Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* ; 53, 293-305.

Jull GA and Janda V (1987) Muscles and motor control in low back pain: assessment and management. In: Twomey, L.T., and Taylor, J.R. (editors) *Physical Therapy of the Low Back. Churchill Livingstone* 253-278.

- K -

Kaapa EH, Frantsi K, Sarna S, Malmivaara A (2006) Multidisciplinary group rehabilitation versus individual physiotherapy for chronic non specific low back pain: a randomized trial. *Spine*; 31:371-6.

Kapanji IA (1996) Physiologie articulaire. Tronc et rachis. 5ème édition. *Ed Maloine*.

Kea J, Kramer J, Forwell L, Birmingham T (2001) Hip abduction-adduction strength and one-leg hop tests : test-retest reliability and relationship to function in elite ice hockey players : *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* ;31 (8) :446-55.

Keel PJ, Wittig R, Deutschmann R, Diethelm U, Knusel O, Loschmann C et al (1998) Effectiveness of in-patient rehabilitation for sub-chronic and chronic low back pain by integrative group treatment program (Swiss Multicenter Study). *Scand J Rehab Med*; 30(4):211-9.

Keller A, Hellesnes J, Brox JI (2001) Reliabilty of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen Test and Astrand bicycle test. *Spine*; 26:771-7.

Kellis E., Baltzopoulos V (1996) Resistive eccentric exercise: effects of visual feedback on maximum moment ok knee extensors and flexors. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23, 120-124.

Kerkour K and Meier JL (1994) Evaluation comparative isocinétique des fléchisseurs et extenseurs du tronc de sujets sains et de lombalgiques. *Annales de Kinésithérapie* ; 21(1): 27-31.

Kippers V and Parker AW (1987) Toe-tuch test. A measure of its validy. *Physical Therapy*; 67: 1680-1684.

Kishino ND, Mayer TG, Gatchel RJ, McCrate Parrish M, Anderson C, Gustin L and Mooney V (1985) Quantification of lumbar function. Part 4: Isometric and isokinetic lifting simulation in normal subjects and low-back dysfunction patients. *Spine* ; 10(10): 921-927.

Koes BW, Van Tudler MW, Ostelo R, Burton K, Waddell G (2001) Clinical guidelines for the management of low back pain in primary care: an international comparison. *Spine*; 26(22):2504-14.

Kohles S, Barnes D, Gatchel R, Mayer T (1990) Improved physical performance outcomes after functional restiration tratment in patients with chronic low back. Early versus recent training results. *Spine*; 15: 1321-1324.

Kong WZ, Goel VK, Gilbertson LG and Weinstein JN (1996) Effects of muscle dysfunction on lumbar spine mechanics. *Spine;* 21(19): 2197-2207.

Konstantinou K, Dunn KM (2008) Sciatica: review of epidemiological studies and prevalence estimates. *Spine;* 22:2464-72.

Kopec JA, Esdaile JM, Abrahamowicz M, Wood-Dauphinee S, Lamping D et al (1995) The Quebec back pain disability scale : measurement properties. *Spine*; 20: 341-52.

Kopec JA, Esdaile JM, Abrahamowicz M et al (1996) The Quebec back pain disability scale : conceptualization and development. *J Clin Epidemiol* ; 49 :151-61.

Kuukkanen T, Malkia E (1998) Effects of a tree-month active rehabilitation program on psychomotor performance of lower limbs in subjects with low back pain: a controlled study with a nine-month follow-up. *Percept Mot Skills*; 87(3 pt 1):739–53.

- L –

Lanes TC, Gauron EF, Spratt KF, Wernimont TJ, Found EM, Weinstein JN (1995) Long-term follow-up of patients with chronic back pain treated in a multidisciplinary rehabilitation program. *Spine*; 20:801–6.

Lavignolle B, Senegas J, Honton JL, Guerin J, Caille JM (1989) Dénervation percutanée radiofréquence des facettes articulaires lombaires dans les lombalgies. *Rachis* ; 1, 1-10.

Lawlis GF, Cuencas E, Selby D, McCoy CE (1989) The development of the DALLAS Pain Questionnaire. An assessment of the impact of spinal pain on behavior. *Spine*; 14(5):511-6.

Lee JH, Nakamura Y, Kariva Y, Saita K, Ito K (1999) Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. *Spine;* 24: 54-5.

Lemaire A, Ripamonti M, Ritz M, and Rahmani A (2012) Influence of lower limbs strength on trunk flexion and extension in chronic low back pain patients. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering;* 15, 206–207.

Lindström I, Ohlund C, Eek C, Wallin L, Peterson LE, Fordyce WE et al (1992) The effect of graded activity on patient with subacute low back pain : a randomized prospective clinical study with an operant conditioning behavioral approach. *Phys Ther*; 72:279-90.

Lindström I, Ohlund C, Eek C, Wallin L, Peterson LE, Nachemson A (1992) Mobility, strength , and fitness after a graded activity program for patients with subacute low back pain. A randomized prospective clinical study with a behavioral therapy approach. *Spine*; 17:641-9.

Linton SJ (2000) Psychological risk factors for 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*; p. 57–78.

Linton SJ, Melin L, Gotestam KG (1984) Behavioural analysis of chronic pain and its management. Progress in behavioural modification. *New York: Academic press*.

Longo UG, Loppini M, Denaro L (2010) Rating sclas for low back pain. Br Med Bull; 94:81-144.

Luoto S, Hupli M, Alaranta H and Hurri H (1996) Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part II: Coefficient of variation in isokinetic measurement in maximal effort and in submaximal effort. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* ; 28(4): 207-210.

McCartney N, Heigenhauser GJ, Sargeant AJ and Jones NL (1983) A constant velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *Journal of Applied Physiology*; 55(1 Pt 1): 212-7.

Mac Cracken LM, Gross RT, Eccleston C (1996) The assessment of anxiety and fear in person with chronic pain: a comparison of instruments. *Bahv res Ther*; 34: 927-33.

McKenzie RA (1979) Prophylaxis inrecurrent low back pain. *N Z Med J* ; 89 : 22-3.

Maetzel A (2002) The economic burden of low back pain: a review of studies published between 1996 and 2001. *Best Practise and Resaerch Clinical Rheumatology*; Vol 16, No I: 23-30.

Malliou P, Gioftsidou A, Beneka A, Godolias G (2006) Measurements and evaluations in low back pain patients. *Scand J Med Sci Sports*; 16(4):219-30.

Malkia E, Junggren AE (1996) Exercices programs for subjects with low back disorders. *Scan J Med Sci Sports* 6: 73-81.

Manniche C, Hesselive G, Beutzen L, Christensen I, Lundberg E (1988) Clinical trial of intensive muscle training for chronic low back pain. *Lancet*; 2: 1473-1476.

Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P (1997) The use if the surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J rehab Res Dev*; 34:427-39.

Mannion AF, Dolan P (1994) Electromyographic median changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*; 20:920-7.

Mannion AF, Müntener M, Taimela S, Djorak J (1999) A randomized clinical trial of three active therapies for CLBP. S*pine*; 24: 2435-48.

Mannion AF, Müntener M, Taimela S, Dvorak J (2001) Comparison of three active therapies for chronic low back pain: results of a randomized clinical trial with one-year follow-up. *Rheumatology*; 40:772-8.

Marieb EN (1998) Anatomie et physiologie humaine. *De Boeck Université*. Version française de Human Anatomy and Physiology 4ème ed, 10, 342-354.

Martin A, Martin L, Morion B (1994) Theoretical and experimental behaviour of the muscle viscosity during maximal concentric actions. *European Journal of Applied Physiolgy*; 69:539-544.

Marty, M., Blotman, F., Avouac, B., Rozenberg, S. and Valat, J.P. (1998). Validation de la version française de l'échelle de Dallas chez les patients lombalgiques chroniques. *Revue du Rhumatisme* ; 65(2): 139-147.

Masquelier E (1991) L'école du dos chez les lombalgiques chroniques : Revue critique de la littérature. *Douleur et Analgésie* ; 4(4): 127-133.

Maurer BT, Stern AG, Kinossian B, Cook KD and Schumacher HR (1999) Osteoarthritis of the knee: Isokinetic quadriceps exercise versus an educational intervention. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation* ; 80(10): 1293-1299.

Mayer T, Barnes D, Nichols G, Kishino ND, Coval K, Piel B et al (1988) Progressive isoinertial lifting evaluation. II. A comparison with isokinetic lifting and disabled chronic low back pain industrial population. *Spine*; 13(9): 998-1002.

Mayer T, Gatchel RJ (1998) Functional restoration for spinal disorders: the sports medicine approach. *Philadelphia: Lea and Febiger*.

Mayer T, Gatchel RJ, Mayer H, Kishino ND, Keeley J, Mooney VA (1987) A prospective two-year study of functional restoration in industrial low back injury: an objective assessment procedure. *JAMA*; 258:1763-7.

Mayer T, Mooney V, Gatchel RJ, Barnes D, Terry A, Smith S, et al (1989) Quantifiying post-operative deficits of physical function folloxing spinal surgenry. *Clin Orthop relat res*; 244:147-56.

Mayer T, Smith S, Keeley J, Tabor J, Bovasso E, Gatchel RJ (1985) Quantification of lumbar function: II Sagittal plane trunk strength in chronic low back pain patients. *Spine*; 10:765-72.

Mayer T, Tabor J, Bovasso E, Gatchel RJ (1994) Physical progress and residual impairment quantification after functional restoration. Part I: lumbar mobility. *Spine*; 19:389-94.

Meier JL, Kerkour K (1992) Isocinétique et tronc: mesure de la force des fléchisseurs et des extenseurs du tronc chez le sujet sain et les lombalgiques. In : *L Simon*, ed. Expériences en rééducation locomotrice. *Paris : Masson* : 85-90.

Mellin G, Harkapaa K, Vanharanta H, Hupli M, Heinonen R, Jarvikoski A (1993) Outcome of a multimodal treatment including intensive physical training of patients with chronic low back pain. *Spine*; 18(7):825-9.

Melling G (1988) Correlations of hip mobility with degree of back pain and lumbar spinal mobility in chronic low back pain patients. *Spine* ; 69 : 605-9.

Merskey E, Bogduk E (1994) Classification of Chronic Pain. *IASP*. Second Edition. IASP Press ; pp.209-214.

Ministère de la Santé et des Solidarités. Plan d'amélioration de la prise en charge de la douleur 2006-2010. http://www.sante.gouv.fr/htm/dossiers/prog_douleur/index.htm

Mitchell RI, Carmen GM (1990) Results of a multicenter trial using an intensive active exercise program for the treatment of acute soft tissue and back injuries. *Spine*; 15:514-21.

Modic MT, Steinberg PM, Ross JS, Masaryck TJ, Carter JR (1988) Degenerative disk disease: assessment of changes in vertebral body marrow with MR imaging. *Radiology*; 166: 193–199.

Moffroid MT (1997) Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: Assessment, performance, training. *Journal of Rehabilitation Research and Development* ; 34(4): 440-447.

Molczyk L, Thigpen L, Eickhoff J, Goldgar D, Gallagher J (1991) Reliability of testing the knee extensors and flexors in healthy adults women using a Cybex II isokinetic dynamometer(1991). *J Orthop Sports Phys Ther*; 14:37-41.

Murphy AJ and Wilson GJ (1996) Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* ; 73(3-4): 353-7.

- N –

Nachemson AL (1973) Low back pain. Its etiology and treatment. *Clin Med* ; 78: 18.

Nachemson AL and Lindh (1969) Measurement of abdominal and back muscle strength with and without low back pain. *Scand J Rehab Med* ; I: 60.

Nakazawa K, Kawakami Y, Fukunaga T, Yano H and Miyashita M (1993). Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* ; 66(3): 214-20.

Netter FH (2002) Atlas d'Anatomie Humaine. *ed Maloine*.

Newton M, Thow M, Somerville D, Henderson I and Waddell G (1993) Trunk strength testing with iso-machines. *Spine*; 18(7): 812-824.

Nguyen C, Poiraudeau S, Revel M, Papelard A (2009) Lombalgie chronique : facteurs de passage à la chronicité. *Revue du Rhumatisme*; 76: 53.7-542.

Nies Byl N, Sinnott P (1991) Variations in balance and body sway in middle aged adults. Subjects with healthy back compared with subjects with low back dysfunction. *Spine*; 16:325–330.

Nielens H, Van Zundert J, Mairiaux P, Gailly J, Van Den Hecke N, Mazina D, Cambertin C, Bartholomeeusen S, De Gauquier K, Paulus D, Ramaekers (2006) Lombalgie Chronique. Good Clinical Practice (GCP). *Bruxelles: Centre fédéral d'expertise des soins de santé (KCE).*

Nordgren B, Schele R and Lindroth K (1980) Evaluation and prediction of back pain during military field service. *Scand J Rehab Med;* I2:1.

Nwuga VC (1982) Relative therapeutic efficacy of vertebral manipulation and conventional treatment in back pain management. *American Journal of Physical Medicine* ; 61(6): 273-278.

- O -

Olivier N, Lepretre A, Caby I, Dupuis MA, Prieur F (2008) Does exercise therapy for chronic low back pain require daily isokinetic reinforcement of the trunk muscle. *Ann Readapt Med Phys* ; 51: 284-291.

O'Neill CW, Kurgansky ME, Derby R and Ryan DP (2002) Disc stimulation and patterns of referred pain. *Spine* ; 27(24): 2776-2781.

Osternig LR (1986) Isokinetic dynamometry: Implications for muscle testing rehabilitation. *Exercise and Sport Sciences Reviews* ; 14: 45-80.

Ottenbacher K, Difabio RP (1985) Efficacity of spinal manipulation/mobilization therapy: a meta analysis. *Spine*; 10: 833-837.

- P -

Papageorgiou AC, Rigby AJ (1991) Low back pain. *Br J Rheumatol* ; 30:208–210.

Pengel LH, Herbert RD, Maher CG, Refshauge KM (2003) Acute low back pain: systematic review of its prognosis. *BMJ* ; 327(7410):323.

Perret C, Poiraudeau S, Fermanian J, Colau MM, Benhamou MA, Revel (2001) Validity, reliability, and responsiveness of the fingertip-to-floor test. *Arch Phys Med Rehabil ;* 82:1566-70.

Perrine JJ and Edgerton VR (1978) Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports* ; 10(3): 159-66.

Perrine DH (1993) Isokinetic exercise and assessment. *Edition Human Kinetics*.

Person RS (1974) Rhythmic activity of a group of human motoneurones during voluntary contraction of a muscle. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*; 36(6): 585-95.

Phélip X (1991) Les écoles du dos : vers une diversité de programmes. *Presse Médicale;* 17: 781-783.

Plamondon A, Marceau C, Stainton S, Desjardins P (1999) Toward a better prescription of the prone back extension exercise to strengthen the back muscles. *Scand J Med Sci Sports*; 9:226-32.

Plamondon A, Serresse O, Boyd K, Ladouceur D, Desjardins P (2002) Estimated moments at L5-S1 level and muscular activation of back extensor for six prone back extension exercises in healthy individuals. *Scand J Sci Sports*; 12:81-9.

Pocholle M and Codine P (1998) Isocinétisme et médecine sportive. *Edition Masson*.

Poiraudeau S, Duvallet A, Barbosa Dos Santos, Revel M (1999) Efficacité à un an d'un programme de reconditionnement à l'effort proposé à des lombalgiques lourdement handicapés. *Ann Readapt Med Phys* ; 42 :33-41.

Poiraudeau S, Lefevre MM, Fayad F, Rannou F, Revel M (2004) Low back pain. *EMC-Rhumatologie Orthopédie* ; 1 : 295-319.

Poiraudeau S, Nys A, Revel M (2001) Évaluation analytique des moyens thérapeutiques dans la lombalgie : prise en charge physique et fonctionnelle. *Rev Rhum* [E´d Fr] ; 68 : 154-9.

Poiraudeau S, Rannou F (2011) Mesures de l'évaluation rapports par le patient pour le retentissement fonctionnel dans la lombalgie commune. *Revue de Rhumatisme* ; 78 : S66-S69.

Poiraudeau S, Rannou F, Lefevre-Colau MM, Boutron I, Revel M (2004) Réadaptation du lombalgique à l'effort. Les programmes de restauration fonctionnelle. *Presse Med*; 33 :413-18.

Poiraudeau S, Rannou F, Revel M (2004) Low back pain: disability and evaluation methods, socio-economic impact. *EMC-Rhumatologie Orthopédie* ; 1: 320-327.

Poiraudeau S, Rannou F, Revel M (2007) Functional restoration programs for low back pain: a systematic review. *Ann Readapt Med Phys* ; 50:425-429.

Polatin PB, Kinney RK, Gatchel RJ, Lillo E and Mayer TG (1993) Psychiatric illness and chronic low-back pain. The mind and the spine-wiches goes first ? *Spine;* 18(1): 66-71.

- R -

Rackwitz B, de Bie R, Limm H, von Garnier K, Ewert T, Stucki G (2006) Segmental stabilizing exercises and low back pain. What is the evidence? A systematic review of randomized controlled trials. *Clin Rehabil* ; 20(7):553-67.

Rahmani A, Belli A, Kostka T, Dalleau G, Bonnefoy M and Lacour JR (1999) Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *Journal of Applied Biomechanics* ; 15: 337-344.

Rahmani A, Locatelli E and Lacour JR (2004) Differences in morphology and force/velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters. *European Journal of Applied Physiology* ; 91(4): 399-405.

Rahmani A, Viale F, Dalleau G, Lacour JR (2001) Force/velocity and power/velocity relationships in squatt excercise. *Eur J Appl Physiol*; 84: 227-232.

Raj PP (2008) Intervertebral disc: anatomy-physiology-pathophysiology-treatment. *Pain Pract*; 8(1):18-44.

Rambaud O, Rahmani A, Moyen B and Bourdin M (2008) Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench-press force. *Journal of Strength and Conditioning Research*; 22(2): 383-89.

Rannou F, Poiraudeau S, Revel M (1997) Les lombalgies communes. In Dougados M. La mesure. Méthodes d'évaluation des affections rhumatimales. *Ed. Expansion Scientifique Publication. Paris*; pp.221-59.

Rannou F, Revel M, Poiraudeau S (2003) Is degenerative disk disease genetically determined? *Joint Bone Spine* ;70: 3–5.

Ravazi D, Delvaux N, Farvaques C, Robaye E (1982) Validation de la version française du HADS dans une population de patients cancérieux hospitalizes. *Br J Psychiatry* ; 141 :518-23.

Revel M (1995) La rééducation dans la lombalgie commune : mise au point. *Revue du rhumatisme* ; 62(1): 37-47.

Ripamonti M, Colin D, Rahmani A (2008) Torque–velocity and power–velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. *Clinical Biomechanics;* 23(5): 520-526.

Ripamonti, M, Colin D, and Rahmani A (2011) Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. *Isokinetic and Exercise Sci* ; 19, 83-89.

Rissanen A, Kalimo H, Alaranta H (1995) Effects of intensive training ont he isokinetic strength and structure of lumbar muscles in patients with chronic low back pain. *Spine*; 20: 333-40.

Robert JJ, Blide RW, Mc Whorther K, Coursey C (1995) The effects of a work hardening program on cardiovascular fitness and muscular strength. *Spine;* 15:1187-93.

Rochcongar P (2004) Evaluation isocinétique des exten- seurs et fléchisseurs du genou en médecine du sport : revue de la littérature. *Ann Réadapt Med Phys*; 47 : 274-281.

Roques F, Felez A, Gleizes S, Van Des Bossche T, Boissezon X, Chatain M (2005) Isokinetic assessement of the muscles of the trunk in chronic low back pain patients. *Isokinetic exerc Sci* ;13(1):51.

Rossignol M, Rosenberg S, Leclerc A (2009) Epidemilogy of low back pain: What's new? *Revue de Rhumatisme* ; 76: 967-972.

Rossignol M, Suissa S and Abenhaim L (1988) Working disability due to occupational back pain: three-year follow-up of 2,300 compensated workers in Quebec. *Journal of Occupational Medicine*; 30(6): 502-505.

Rozenberg S (2000) Traitements anti-inflammatoires locaux et généraux de la lombalgie commune. *Rev Prat* ; 50:1789-92.

Rozenberg S (2001) Le traitement médicamenteux de la lombalgie commune. *Rev. Rhum* ;68(2):150-3.

Rozenberg S, Delval C, Rezvani Y, Olivieri-Apicella N, Kuntz JL, Legrand E, Valat JP, Blotman F, Meadeb J, Rolland D, Hary S, Duplan B, Feldmann JL, Shirado O, Kanneda

K, Ito T (1992) Trunk-muscle strength during concentric and eccentric contraction: A comparison between healthy subjects and patients with chronic low-back pain. *J Spinal Disord* ; 1992;5:175–82.

Rozenberg, S., Delval, C., Rezvani, Y., Olivieri-Apicella, N., Kuntz, J.L., Legrand, E., Valat, J.P., Blotman, F., Meadeb, J., Rolland, D., Hary, S., Duplan, B., Feldmann, J.L. and Bourgeois, P. (2002). Bed rest or normal activity for patients with acute low back pain: A randomized controlled trial. *Spine* ; 27 (14): 1487-1493.

- S –

Sale D, Norman R, Dainty D (1988) Evaluation de la force et de la puissance. In: MacDouaall J, Wenuer H. Green IH. Cd. Evaluation physiologique de l'athlète de haut niveau. *Montréal: Décatie* ; 1 l-52.

Sambrook PN, MacGregor AJ, Spector TD (1999) Genetic influences on cervical and lumbar disc degeneration: a magnetic resonance imaging study in twins. *Arthritis Rheum* ;42:366–372.

Sapega AA (1990). Current concepts review. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *American Journal of Bone and Joint Surgery* ; 72A: 1562-1574.

Sapega AA, Nicholas JA, Sokolow D and Saraniti A (1982) The nature of torque "overshoot" in Cybex isokinetic dynamometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise* ; 14(5): 368-375.

Sargeant AJ, Hoinville E and Young A (1981) Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology* ; 51(5): 1175-82.

Sargeant AJ and Rademaker AC (1996) Human muscle fiber types and mechanical efficiency during cycling. The physiology and pathophysiology of exercise tolerance. *Ward, S. E. New York, Plenum Press*; 247-251.

Schmidt D, Genty M (2004) Isokinetic or conventional physiotherapy in LBP rehabilitation. *Annales de réadptation et de médecine physique* ; 47:28-29.

Scholtes SA, Gombatto SP, Van Dillen RL (2009) Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. *Clinical Biomechanics ;* 24, 7-12.

Scholtes SA, Norton BJ, Lang C, Van Dillen LR (2011) The effect of within-session instruction on lumbopelvic motion during a lower limb movement in people with and people without low back pain. *Manual Therapy* ; 15 ; 496-501

Schumacker P, Delahaye H, Dupont L, Voisin P, Weissland T, Vanvelcenaher J (1999) Evaluation isocinétique à 6 mois, un an et deux ans d'une fracture du rachis. *Ann Readapt Med Phys*; 42:244-9.

Seck D, Vandewalle H, Decrops N and Monod H (1995) Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* ; 70(2): 161-8.

Sharp RL, Troup JP and Costill DL (1982) Relationship between power and sprint freestyle swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise*; 14(1): 53-56.

Shekelle PG, Adams AH, Chassin MR, Hurwitz EL and Brook RH (1992) Spinal manipulation for low-back pain. *Annals of Internal Medicine* ; 117(7): 590-598.

Shirado O, Ito T, Kikumoto T, Takeda N, Minami A, Strax T (2005) A novel back school using a multidisciplinary team approach featuring quantitative functional evaluation and therapeutic exercises for patients with chronic low back pain. *Spine;* 30(10):1219-25.

Shorten MR (1987) Muscle elasticity and human performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* ; 25: 1-18.

Sigmond AS, Snaith RP (1983) The hospital anxiety and depression scale. *Acta psychiatry Scand*; 67:367-70.

Slosar PJ (2002) Indications and outcomes of reconstructive surgery in chronic pain of spinal origin. *Spine*; 27(22):2555-62.

Smeets RJ, Vlaeyen JW, Hidding A, Kester AD, van der Heijden GJ, van Geel AC et al (2006) active rehabilitation for chronic low back pain: cognitive-behavioral, physical or both? First direct post-treatments results from a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*; 7:5.

Smith Mayer TG, Gatchel RJ, Becker TJ (1985) Quantification of lumbar function. Part I: isokinetic and trunk strength, measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine*; 10:754-64.

Smith D, McMurray N, Disler P (2002) Early intervention for acute back injury: can we finally develop an evidence-based approach? *Clin Rehabil;* 16:1–11.

Spengler DM, Bigos SJ, Martin NA, Zeh J, Fisher L, Nachemson A (1986) Back injuries in industry: a retrospective study. I. Overview and cost analysis. Spine; 11:241-5.

Sparup KH (1960) Lazte prognosis in lumbar disc herniation. *Munksgaard, Copenhagen*.

Spengler DM, Bigos SJ, Martin NA, Zeh J, Fisher L, Nachemson A (1986) Back injuries in industry: a retrospective study. I. Overview and cost analysis. *Spine*; 11:241-5.

Stucki RF, Waldburger M (2001) Approche multidisciplinaire de la lombalgie commune subaigüe et chronique : expérience suisse romande. *Rev Rhum;* 68 :178-84 [Ed Fr].

Sukenic S, Buskila D, Neumann L, Kleiner-Baumgarten A, Zimlichman S, Horowitz J (1990) Sulphur bath and mud pack treatment for rheumatoid arthritis at the Dead Sea Aera. *Ann Rheum Dis*; 49: 99-102.

Suzuki S, Watanabe S and Homma S (1982). EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. *Brain Res* ; 240, 245-258. .

- T –

Tait RC, Chibnall JT and Margolis RB (1990) Pain extent: relations with psychological state, pain severity, pain history, and disability. *Pain* ; 41(3): 295-301.

Ter Riet G, Kleijnen J and Knipschild P (1990) Acupuncture and chronic pain: a criteria-based meta-analysis. *Journal of Clinical Epidemiology*; 43(11): 1191-1199.

Tertti MO, Salminen JJ, Paajanen HE, Terho PH, Kormano MJ (1991) Low back pain and disk degeneration in children: a case-control MR imaging study. *Radiology*;180: 503–507.

Thorstensson A and Arvidson A (1982) Trunk muscle strength and low back pain. *Scan J rehab Med;* 14: 69-75.

Thorstensson A, Grimby G and Karlsson J (1976) Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*; 40(1): 12-6.

Tihanyi, J., Apor, P. and Fekete, G. (1982). Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* ; 48(3): 331-343.

Troisier O (1973) Verrouillage segmentaire. Sémiologie et traitement des algies discales et ligamentaires du rachis. *Paris : Masson* ; p. 447-54.

- V –

Valat JP (2005) Factors involved in progression to chronicity of mechanical low back pain. *Joint Bone Spine* ; 72:193-5.

Vandewalle H, Pérès G, Heller J, Monod H (1985) All-out anaerobic capacity test on cycle ergometers. A comparative study on men and women. *Eur J appl Physiol;* 54:222-9.

Vandewalle H, Pérès G, Heller J, Panel J, Monod H (1987) Force-velocity relationship and maximal power on cycle ergometer. Correlation with the height of vertical jump. *Eur J Appl Physio*l; 56:650-6.

Vanvelcenaher, J. (2003). Restauration Fonctionnelle du Rachis dans les lombalgies chroniques. *Editions Frison-Roche*.

Vanvelcenaher J, Boileau G, Chelihi D et al (1993) Moyens d'évaluation du rachis dans la lombalgie chronique. In : Blondel P, Domenach M, éd. *Lombalgies chroniques et médecine de rééductaion. Paris :Frison-Rochep*.25-7.

Vanvelcenaher J, Raevel D, O'Niel G, Voisin P, Struck P, Weissland T et al (1992) Programme de restauration fonctionnelle du rachis dans les lombalgies chroniques. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale, kinésithérapie. Médecine Physique et Réadaptation* 26-294-8-10, 1992-2 ; 13p

Vanvelcenaher J, Raevel D, O'Niel G, Voisin P, Struck P, Weissland T (1999) Programme de restauration fonctionnelle du rachis dans les lombalgies chroniques. *Encyc Med Chir. Paris*, kinésithérapie-médecine physique – réadaptation ; 26 :294-8.

Vanvelcenaher J, Voisin P, Struck P, Divay E, Goethales M, Aernoudts E et al (1994) Programme de restauration fonctionnelle du rachis (RFR) dans le cadre des lombalgies chroniques. Nouvelles approches thérapeutiques (1ère partie : données du problème évaluation). *Ann Readapt Med Phys* ; 37 :317-21.

Van Tulder M, Malmivaara A, Esmail R, Koes B (2000) Exercise therapy for low back pain. A systematic review within the framework of the Cochrane Collaboration back review group. *Spine*; 25: 2784-96.

Vautravers P, Isner-Horobeti ME (2000) Manipulations vertébrales dans le traitement des lombalgies communes. *Rev Prat;* 50:1784-7.

Verbunt JA, Seelen HA, Vlaeyen JW, van de Heijden GJ, Heuts PH, Pons K, Knottnerus JA (2003) Disuse and deconditioning in chronic low back pain: concepts and hypotheses on contributing mechanisms. *Eur J Pain;* 7(1):9-21.

Verfaille S, Delarue V, Demangeon S, Beuret-Blanquart F (2004) Evaluation à 4 ans d'un programme de reconditionnement à l'effort pour la lombalgie chronique. *Ann Readapt Med Phys* ; 48 :53-60.

Vézirian T., Voisin P and Vanhée JL (1996) Evaluation isocinétique des fléchisseurs et extenseurs du tronc avec et sans correction de la gravité. *Annales de Kinésithérapie* ; 23: 62-67.

Véron O, Tcherniatinsky E, Fayad F (2008) chronic low back pain and functional restoring program: application of the patient acceptable syndrome state. *Ann Readat med Phys* ; 51 : 642-9.

Versloot JM, Rozeman A, Van Son M and Van Akkerveeken PF (1992) The cost-effectiveness of a back school program in industry: a longitudinal controlled field study. *Spine;* 17(1): 22-27.

Vignon E, Vial B, Mathieu P, Bazin T, Vignon G (1989) Mesure des variations avec le temps de l'épaisseur des disques lombaires chez les lombalgiques. *Rev Rhum Mal Ostéoartic;* 56:369–374.

Villaume D (1999) La lombalgie commune : données épidémiologiques et question de santé publique. *Ann Kinesither* ; t.26, n°4, pp154-164. Masson, Paris.

Vitte E, Chevallier JM, Barnaud A (2007) Nouvelle anatomie humaine. Atlas médical pratique. Nomenclature international, française classique et anglo-saxonne. *Ed Vuibert – Pippa.*

Vlaeyen JWS, De Jong JR, Onghena P, Kerckhoffs-hanssen M, Kole-Snijders AM (2002) Can pain-related fear be reduced? The application of cognitive-behavioural exposure in vivo. *Pain Res Manag*; 7 (3): 144-53.

Vlaeyen JWS, Linton SJ (2000) Fear Avoidance and its consequence in chronic musculoskeletal pain: A state of the art. *Pain*; 85:317-32.

Voaklander DC, Beaulne AP, Lessard RA (1995) Factros related to putcome following a word hardening program. *J Occup Rehabil*;5:71-85.
Voisin P, Vanvelcenaher J, Vanhée JL, Bibre P, Divay P and Struck P (1994) Programme de restauration fonctionnelle du rachis (RFR) : pour une prise en charge active des lombalgiques chroniques. *Annales de Kinésithérapie* ; 21(7): 337-350.

- W -

Waddell G (1987) A new clinical model for the treatment of low back pain. *Spine;* 7:632-44.

Waddell G (1987) Volvo award in clinical sciences: a new clinical model for the treatment of low back pain. *Spine*; 12:632-44.

Waddell G (1993) Simple low back pain : rest or active exercise? *Ann Rheum Dis*; 52:317-19.

Waddell G, Burton AK (2005) Concepts of rehabilitation for the management of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*; 19(4):655-70.

Waddell G, Newton M, Henderson I, Somerville D, Main C (1993) A fear avoidance belief questionnaire (FABQ) and the role of fear avoidance belief in chronic low back pain and disability. *Pain*; 52:157-68.

Waldburger M, Balagué F, van Groenenwood P, Pirlet A (1997) Centre cantonal du traitement de la lombalgie (CCTL). *Scheiz Med Wochenschr*; 127 (Suppl) :12[résumé].

Ward NG (1986) Tricyclic antidepressants for chronic low back pain: mechanisms of action and predictors response. *Spine;* 11: 661-665.

Weis-Fogh T and Alexander RM (1977) The sustained power output from striated muscle. Scale effects in animal locomotion. *Pedley, T. J. London London : Academic*: 511-525.

Wells JB (1965) Comparison of Mechanical Properties between Slow and Fast Mammalian Muscles. *Journal of Physiology*; 178: 252-69.

Widrick JJ, Trappe SW, Blaser CA, Costill DL and Fitts RH (1996a) Isometric force and maximal shortening velocity of single muscle fibers from elite master runners. *American Journal of Physiology*; 271(2 Pt 1): C666-75.

Wilder DG, Aleksiev AR, Magnusson ML, Pope MH, Spratt KF and Goel VK (1996) Muscular response to sudden load: a tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine* ; 21(22): 2628-2639.

Williams PC (2000) Lesions of the lumbosacral spine: Part II. Chronic traumatic (postural) destruction of the lumbosacral intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Am* ; 19:690-703

Widrick JJ, Trappe SW, Costill DL and Fitts RH (1996b) Force-velocity and force-power properties of single muscle fibers from elite master runners and sedentary men. *American Journal of Physiology*; 271(2 Pt 1): C676-83.

Wieckiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Perrine JJ, Edgerton VR (1984) Muscle architecture and force-velocity relationships in human. *Journal of Applied Physiology*; 57:435-443.

Wik, V. (1995). Pain arising from the interspinous and supraspinous ligaments. *Australasian Musculoskeletal Medicine* ; 1: 21-31.

Wilkie DR (1950) The relationship between force and velocity in human muscle. *J Physiol* (London); 110:249-80.

- Y –

Yahia A, Jribi S, Ghroubi S, Elleuch M, Baklouti M, Elleuch MH (2011) Évaluation posturale et des forces musculaires du tronc et des membres inférieurs chez le lombalgique chronique. *Revue du rhumatisme*; 78 ; 166–172.

Yahia A, Ghroubi S, Kharrat O, Jribi S, Elleuch M, Elleuch MH (2009) A study of isokinetic trunk and knee muscle strength in patients with chronic sciatica. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*; 53 ; 239–249

Yamauchi J, Mishima C, Nakayama S and Ishii N (2009) Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *Journal of Biomechanics* ; 42(13): 2151-2157.

Yoshizawa H, O'Brien JP, Thomas-Smith W and Trumper M (1980) The neuropathology of intervertebral discs removed for low-back pain. *The Journal of Pathology* ; 132(2): 95-104.

Zachrisson-Forsell M (1981). The back school. *Spine* ; 6: 104-106.

Zhou Y, Abdi S (2006) Diagnosis and minimally invasive treatment of lumbar discogenic pain—a review of the literature. *Clin J Pain* ; 22:468-8

Annexe 1

Is knee extensor weakness in chronic low back pain related to trunk muscle imbalance?

A.Lemaire, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani

Soumis à Clinicla Rehabilitation

Is knee extensor weakness in chronic low back pain related to trunk muscle imbalance?

A. Lemaire *[‡†], M. Ripamonti [‡], M. Ritz [†], A. Rahmani [‡]

[‡] LUNAM Université, Université du Maine, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" EA4334, Avenue Olivier Messiaen, 72085 LE MANS CEDEX 9, France

[†] Centre de l'Arche, Pôle Régional Spécialisé en Médecine Physique et Réadaptation. 1 Boulevard Maule, 72650 Saint Saturnin

*corresponding author: alexandra.lemaire.etu@univ-lemans.fr ; tel: +330662314827

Abstract

Purpose: The aim of the present study was to compare lower limb muscle strength in chronic low back pain (CLBP) patients and healthy subjects (control group, CG) *i)* to investigate if there was an actual deficit in lower limb strength and power in CLBP and *ii)* to determine if this lower limb weakness was related to the trunk imbalance.

Methods: Twenty CLBP patients and fifteen healthy subjects performed isokinetic trunk flexions and extensions and knee extensions at several preset velocities. For both CLBP and CG, mechanical parameters, such as theoretical maximal isometric torque (T_0) and maximal power (P_{max}) were extrapolated from torque- and power-velocity relationships, respectively.

Results: Analyses showed that T_0 and P_{max} obtained in CG were significantly higher than in CLBP ($p<0.05$) whatever the considered movement (*i.e.*, trunk and knee flexion and extension). Slopes obtained from torque-velocity relationships were also significantly higher in CG than in CLBP ($p<0.05$), supporting the idea of a muscle weakness in CLBP. Although no relationship was observed between lower limb weakness and trunk

imbalance in CLBP, the significant lower strength of lower limbs observed in CLBP can be attributed to the deconditioning syndrome typically observed in these patients.

Conclusions: This study emphasizes the importance of lower limbs rehabilitation during muscle strengthening of CBLP.

Keywords: Isokinetic; Trunk muscles; Lower limbs; Low back pain; Torque and power-velocity relationships

Abbreviations

CG : control group

CLBP : chronic low back pain

e : extension

f : flexion

P_{max} : maximal power

T_0 : theoretical maximal isometric torque

T_{peak} : peak torque

Introduction

Muscular trunk training during rehabilitation programs is essential for chronic low back pain (CLBP) subjects (Ripamonti et al., 2011; Poireaudeau et al., 2004; Mayer et al., 1985). Indeed, CLBP is characterized by an imbalance between trunk flexor and extensor muscles inducing a significant functional impairment (Poiraudeau et al., 2007; Genty et al., 2001; Vanvalcenaher et al. 1992; Nachemson A, 1969). Nevertheless, several studies have also observed an alteration of the lower limbs function in CLBP. For instance, Scholtes et al. (2009) showed the impact of lower limbs on pelvis movement. Indeed, active limb movements may be associated with early lumbopelvic motion and increased symptoms in people with low back pain. Yahia et al. (2011) also demonstrated a postural muscle deficit in trunk and knee muscles in patients with chronic sciatica, suggesting that the lower limb rehabilitation must be considered in the management of these individuals. A deficiency of these muscles may have a negative impact on the back (Yahia et al, 2010). Muscle weakness in the lower limbs can lead to compensation of back muscles and induce low back pain (Hart et al., 2010). Previous studies focused on the relationships between lumbar fatigue and quadriceps fatigue during walking (Hultman et al. 1993, Hart et al. 2010, Hart et al. 2009; Hart et al. 2006). These studies observed a greater trunk muscle fatigue after quadriceps activation. Nevertheless, to the authors' knowledge, none of them focused on measuring the maximal torque and maximal power on lower limbs in CLBP, or measuring an imbalance for these parameters between both lower limbs.

The aim of the present study was *i)* to compare lower limbs muscle strength in CLBP and healthy subjects to investigate whether there was an actual deficit in strength and power in CBLP patients and *ii)* to determine if the weakness in lower limbs was related to the trunk imbalance.

2. Material and methods

2.1. Subjects

Thirty-five subjects, divided in two subgroups, participated in this study. Twenty CLBP male subjects following the Lombaction's protocol from Angers' hospital, in a five weeks multidisciplinary rehabilitation program proposed by Le Centre de l'Arche (Le Mans, France) were included in the study. They were all recruited by the clinician in charge of CLBP subjects in the establishment following the definition of CBLP proposed by the French Society of Rheumatology (*i.e.* back pain for at least 3 consecutive months) (Bernard and Dusquenoy, 2001). A control group (CG) was composed of fifteen healthy male subjects with no prior history of low back pain. Anthropometric data for both groups are presented in Table 1. All subjects volunteered to participate to the study and had no lower limbs injury or surgery. They were informed about the purpose of this study and signed consent forms ahead of assessment. Testing was carried out in accordance with the ethical standards laid down in the 1964 Helsinki Declaration. As there was a difference in body weight between CG and CLPB, results were normalized relatively to the subject body weight in order to avoid any underestimation in results, and to be able to compare the two groups.

2.2. Protocol

This protocol was carried out during three different sessions on three following days in a define order. Trunk flexions and extensions were tested on two different days (day 1 and 2), as recommended by Ripamonti et al (2008). The leg extension evaluation was performed on day 3. Each measurement was done during the first week of the rehabilitation program for CLBP.

2.2.1. Knee extension measurements

Isokinetic knee extensions of each leg were conducted using a Biodex System 4 dynamometer (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY). Care was taken to ensure that each participant was correctly positioned on the apparatus, with the lever arm individually adjusted relatively to body size. Subjects were seated on the adjustable chair with the axis of rotation of the dynamometer aligned with the knee joint centre (lateral femoral condyle). The upper body was then strapped to the back of the chair with two belts at the shoulder level. The hip was also strapped to fix the pelvis on the seat, to prevent the use of any other part of the body, and to keep a 90° hip angle (0° is full extension). The tested leg was attached to the lever arm of the dynamometer. The range of motion was

90°, with the full extension of the leg of the subject equal to 0°. Subjects were asked to hold the trunk strap with their hands (Fig. 1), without contracting the upper limbs.

After completing a 10 minute warm up on a cycle ergometer at 50 watts at 50 to 60 rpm, subjects performed four maximal isokinetic contractions (Baltzopoulos and Brodie, 1989) at five preset velocities (240, 180, 150, 120 and 90 deg/s). At each velocity, subjects were asked to perform the concentric knee extension as rapidly and forcefully as possible. The knee flexion was done passively, with an isokinetic velocity fixed at 300 deg/s. A one-second break was set between two consecutive contractions to avoid any possible influence of stretch-shortening cycle. A rest period of 4 min was observed between two preset velocity trials. To prevent fatigue and the influence of velocities, preset velocities were randomized between subjects. For each preset velocity, the trial with the highest peak torque was considered for further analysis. Verbal encouragements were given to the participants during all trials.

2.2.2. Trunk flexion and extension measurements

Trunk flexions and extensions were both conducted on a Biodex® isokinetic dynamometer (Model 900-240, Biodex Corporation, Shirley, NY, USA). Subjects were seated on a chair, with the dynamometer aligned bilaterally with the anterior superior iliac crests at the mid-axillary line of the trunk. The upper body was then strapped to the back of the chair, which comprised three fixable pads at the level of the head, the lumbar region and the bottom of the back, respectively. The legs were also strapped and positioned on tiptoes with a 15° maximal knee angle to minimize leg involvement in trunk flexion and extension (Smith et al. 1985). Subjects were asked to hold the trunk strap with their hand, without contracting the upper limbs. Arm musculature contraction was not measured: subjects were simply asked not to use their arms during the movement. If any arm movement was observed, the trial was not recorded and was repeated after a rest period of at least three minutes. Once the subject position was properly established, mechanical stops were positioned for the test, with a range of motion of 60° (from 90° to 30° relative to the horizontal axis). This amplitude was selected to prevent subjects working in non-conventional zones. This amplitude was recorded by the computerized monitor after the Biodex lever arm had been placed in front of the 90° and 30° graduations around the rotation axis. Trunk extensors and flexors were assessed on two different days. On the first, flexor muscles were evaluated. In the second session, at the same time on the following day, the extensor muscles were assessed. After a period of standardized warm-up, subjects performed trunk flexions and extensions to get used to the exercise before testing. During the test,

the subjects performed 5 contractions (Baltzopoulos and Brodie, 1989) at 120, 105 and 90°.s^{-1} and 3 at 75, 60 and 45°.s^{-1} respectively. Only the concentric part of the movement was considered. At a given preset velocity, subjects were asked to perform the concentric contraction as rapidly and forcefully as possible, and to return to their initial position without any effort during the eccentric contraction (isokinetic velocity was then fixed at 300°.s^{-1}). A one-second break was set between two consecutive contractions to avoid any possible influence of the eccentric part of the movement. A 4 min rest period was observed between two preset-velocity trials. For each selected velocity, the trial with the highest peak torque was considered representative. Verbal encouragements were given to the participants during all trials.

2.3. Data analysis

To avoid any underestimation of torque (Kellis and Baltzopoulos, 1996; Delitto, 1990; Baltzopoulos and Brodie, 1989) and to ensure data reliability, the inertia of the subject's limb and of the lever arm of the isokinetic device were measured ahead of testing. Calibrations were conducted with the subject seated with the leg at 30 degrees from the full extension for the lower limbs, and with the subject seated in the starting position for the trunk. In both conditions, the subject was asked to be completely relaxed. The gravitational errors of the considered segment and dynamometer input arm were estimated by measuring the dynamometer moment in these specific positions. Data were then recorded and automatically stored on a PC (sampling at 100 Hz) via an electronic interface card (Biodex Medical Systems Inc. X2151, Shirley, NY, USA).

2.2.4. Torque and power-velocity relationships

For each preset velocity, and whatever the considered movement and limb, peak torque (T_{peak}) was identified as the highest value attained during the period of constant velocity, which was determined from the raw data. Instantaneous peak power (P_{peak}) was then calculated as the product of T_{peak} and the corresponding preset velocity.

Linear torque-velocity relationships were then determined using T_{peak} measured at each preset velocity, for both lower limbs and trunk evaluations, and the corresponding preset velocity. Therefore T_{peak} was expressed as $T_{peak} = aV + b$, where V was the preset velocity and a and b the linear regression coefficients. From those relationships, the theoretical maximal isometric torque (T_0) was extrapolated as the intercept with the torque axe (V=0) and hence equal to the coefficient b. The maximal velocity can be also extrapolated from this relationship

and corresponds to the intercept with the velocity axe. This parameter is not detailed in this article as we consider more interesting to focus our attention on torque and power only. Power-velocity relationships were defined from second order polynomial relationships, and were determined using P_{peak} values measured at each preset velocity. The maximal power (P_{max}), corresponding to the apex of the power–velocity relationship, was extrapolated from the second order polynomial equation and were expressed as: $P_{peak} = cV^2 + dV + e$, where *c, d* and *e* were the second order polynomial regression coefficients. Throughout this paper, the indices "f" and "e" are used to identify flexion and extension results for the trunk, respectively (e.g. $T_{0,e}$ or $P_{max,f}$).

2.2.5. Statistical analysis

Data are presented as their mean (Standard Deviation). Skewness and Kurtosis analysis were used to verify the normality of distribution and homogeneity of variance in the data sets. All relationships (*i.e.*, torque-velocity and power-velocity) were described by linear or polynomial regressions. Corresponding coefficient of correlation (r) and level of significance (p) were also calculated. Differences between dominant and non-dominant lower limbs, dominant/non-dominant lower limb ratio, and between trunk flexor, trunk extensor and the trunk flexor/extensor ratio were analyzed from paired t tests for each group and from an unpaired t test between groups. Finally, simple and multiple regressions were also used to identify relationships between lower limbs and trunk mechanical parameters for each group. The significant level was set at $p < 0.05$.

3. Results

3.1. Trunk measurements

Considering all subjects, the torque-and power-velocity relationships exhibited a significant linear shape (r = 0.63-1 ; $p < 0.05$) and a second-order function (r = 0.86-1; $p < 0.05$) for both trunk flexion and extension, respectively. The torque- and power-relationships obtained from mean values for both CG and CLBP groups and for each velocity are presented in Fig. 1 and 2, respectively. Values of the mechanical parameters T_0 and P_{max} obtained during trunk flexion and extension are listed in Table 2. Whatever the considered group, $T_{0,e}$ and $P_{max,e}$ were significantly higher than those measured during trunk flexion. T_0 and P_{max} were significantly higher in CG compared to CLBP ($p < 0.05$) during both trunk flexion and extension (84.8 ±11.4 % *vs.* 85.2 ± 35.1 %, respectively).

P_{max} and T_0 where significantly higher in CG than in CLBP whatever the considered movement (*i.e.*, flexion and extension). Finally, Flexor/Extensor ratio showed no statistical difference between groups (0.77 ± 0.22 *vs.* 0.70 ± 0.16 for CG and CLBP, respectively).

3.2. Knee extension measurements

The torque- and power-relationships obtained from mean values for both CG and CLBP groups and for each velocity are presented in Fig 3 and 4, respectively.

Considering all subjects, the torque-velocity relationships exhibited a significant linear shape whatever the considered leg (r= 0.64-1; $p < 0.05$). The slopes of the torque-velocity relationships of lower limbs were higher ($p<0.001$) for CG (slope = 45.46 ± 5.29) than for CLBP (35.91 ± 5.77). The power-velocity relationships were then significantly described by a second-order function during both trunk flexion and extension (r = 0.8-1; $p <$ 0.05). Values obtained for T_0 and P_{max} during knee extensions are presented in table 2.

T_0 was 5.5% higher ($p < 0.05$) for the dominant leg compared to the non-dominant leg in CG, whereas there was no difference between limbs in CBLP. According to Sapega (1990), a deficit lower than 10% between the sound and the healthy side can be considered negligible. This hypothesis is supported by the fact that results showed no statistical difference for P_{max} between the two lower limbs in CG. This result will not be discussed, as it will not provide additional information. Consequently, results for lower limbs are the average of data from both limbs.

T_{peak} obtained for each preset velocity (*i.e.,* 90, 120, 150, 180 and 240°/s) for CG were higher ($p < 0.05$) than those measured for CLBP. Thus, T_0 obtained for CG (19.2 %; 2.59 ± 0.33 $Nm.kg^{-1}$) were significantly higher

($p<0.001$) than those measured for CLBP (2.10 ± 0.42 $Nm.kg^{-1}$). This significant difference was also obtained for P_{max} (19.8 %; 6.31 ± 1.4 $W.kg^{-1}$ *vs.* 5.05 ± 1.07 $W.kg^{-1}$; $p = 0.03$). Nevertheless, lower limb ratios showed no statistical difference between CG and CLBP (1.07 ± 0.12 *vs.* 1.02 ± 0.27, respectively).

Finally, no relationships between lower limbs and trunk strength or power were observed whatever the considered group.

4. Discussion

4.1. Trunk measurements

The purpose of the present study was to analyze the lower limb strength of CLBP patients. It was hypothesized that the strength and/or power of CBLP subjects' lower limbs would be lower than those measured in a healthy control group. Comparison between groups was based on mechanical parameters extrapolated from torque-and power velocity relationships established from isokinetic devices. Results showed that relationships obtained from both lower limbs and trunk muscles were in accordance with those previously obtained in several studies focusing on the similar limbs evaluation (Yamauchi et al, 2009; Thorstensson et al, 1976; Perrine and Reggie Edgerton, 1978, Ripamonti et al, 2008). As it was shown by Ripamonti et al. (2011), CLBP has no influence on trunk torque- and power-velocity relationships, but also on the lower limbs relationships.

Concerning trunk flexion and extension movements, results obtained in the present study were in accordance with those demonstrated in previous studies comparing healthy subjects and CLBP (Yahia et al, 2011; Yahia et al, 2010; Roques et al, 2005; Thorstensson and Arvidson, 1982a; Thorstensson and Arvidson, 1982b). Indeed, T_{0e} was higher than T_{0f} for CG and CLBP. T_0 and P_{max} obtained for the CG was significantly higher than those determined for the CLBP ($p < 0.05$) during both trunk flexion and extension movement with a more important impairment for trunk extensor relative to trunk flexor. These results were expected and are in accordance with previous studies (Ripamonti et al, 2011; Crossman et al, 2004; Elfving et al, 2003). This is explained by the CLBP deconditioning, defined by a loss of function of the trunk muscles (Mayer et al, 1985) with specific deficits of lumbo-pelvic extensors and decreased resistance to fatigue (Vanvelcenaher et al, 1992). Lumbar syndrome probably caused the further loss of lumbar muscle strength and may explain the imbalance of trunk musculature and the inability for CLBP to develop power.

4.2. Knee extension measurements

CG showed higher values for knee extensor muscle than CLBP for T_0 and P_{max} (+19.2% and +19.8% respectively). These results are in accordance with previous studies, where authors measured instantaneous peak power for one or two given velocity for lower limbs in CLBP (Poiraudeau et al, 2001; Duvallet et al, 2000 ; Bibré et al, 1997; Lee et al., 1995 ; Yahia et al, 2010 ; Ho et al, 2005). Thus, Bernard et al. (2008) found that, in teenagers, CLBP is associated with quadriceps endurance weakness. This deconditioning focuses on back muscle, and in particular trunk extensor, but also reach lombo-pelvic muscle (Mayer et al, 1985; Poiraudeau et

al, 2001) that are related to lower limbs muscle. In fact, these muscles are highly stressed during daily living activities such as walking. The decline in physical activity related to CLBP increased the wasting syndrome that can be found in the trunk but also in the lower limbs. Statistical difference obtained between CLBP and CG for T_0 and P_{max} showed that low back pain could be related to lower limbs muscle weakness. This can be explained by the deconditioning syndrome and the deconditioning circle (Poireaudeau et al, 2004). The physical activity decline and the fear of movement in CLBP causes a decrease in strength and power (Ripamonti et al, 2011 ; Poireaudeau et al, 2001) and physical changes in the back muscle composition (Poireaudeau et al, 2004; Revel, 1995), but also probably in the lower limbs. The fact that there is no statistical relationships between lower limb muscle weakness and trunk in CG and CLBP can also be explained by the fact that knee extensor muscle are not directly in relation with trunk muscle (Netter, 2002). Further experiments are underway to study the impact of back pain on muscles in direct connection with the back muscles, the flexor and extensor muscles of the hip.

The present study showed a torque and power lower limb muscle weakness in CLBP subjects. This is in agreement with previous studies assuming that lower limb muscle can be linked to CLBP. For example, Hart et al. (2006) showed that lower limb fatigue induce a more rapid onset on back muscle fatigue. This may result in neuromuscular and biomechanical changes during prolonged aerobic exercise in CLBP subjects. Yahia et al. (2010) reminded that synergies exist between trunk muscles and lower limb muscles in posture maintenance and emphasize the importance of assessing the knee muscle strength in subjects with low back pain. In the same way, the present study showed a relationship between CLBP and knee muscle weakness. Moreover, CLBP is related to muscle atrophy and fatty involution in the back in subjects with CLBP before rehabilitation program (Poireaudeau et al, 2004; Revel, 1995). Atrophy, which is supported by the lower values obtained for T_0 in the present study, and the fatty involution should also be responsible to the lower limb weakness found in CLBP. Previous studies indicated that rehabilitation program based on the complete body muscular program and training improve the well-being of CLBP patients (Poireaudeau et al, 2001 ; Poireaudeau et al, 2004). This emphasizes the importance of taking lower limb strength into account during a rehabilitation program.

Conclusion

In summary, the present study showed that T_{peak} measured for each preset velocity, and also T_0 and P_{max} obtained from torque and power-velocity relationships, were significantly lower in CLBP compared to values obtained for healthy subjects, whatever the considered muscle group (*i.e.*, knee extensor and trunk flexor and extensor muscles). Although a statistical relationship could not be observed, one can probably linked the weakness of the lower limbs to the imbalance of the trunk muscle in low back pain, since patients suffer from a deconditioning syndrome. The lack of relationship between knee extensor and trunk muscles can be due to the fact that these two muscular groups are not directly linked. Thus, further investigations are underway to study hip flexor and extensor muscles to observe a possible decline of this muscular group, and a relationship with the trunk muscle imbalance in CLBP.

Acknowledgements

The authors want to thank the Centre de l'Arche for the use of Biodex and participants to the study.

Experiments comply with the current laws of France.

The authors declare that they have no conflict of interest.

References:

Baltzopoulos V, Brodie DA (1989) Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. Sports Medicine. 8,101-116.

Bernard JC, Bard R, Combey A, Boussard D, Begue C, Salghetti AM (2008) Muscle assessment in healthy teenagers. Comparison with teenagers with low back pain. Ann. Med. Phys. 51, 274-283.

Bernard JC, Dusquenoy (2001) Classification of low back pain. Rev Rhum. 68:145-9.

Crossman K, Mahon M, Watson P, Oldham J, Cooper R (2004) Chronic Low Back Pain-Associated Paraspinal Muscle Dysfunction is not the Result of a Constitutionally Determined "Adverse" Fiber-type Composition Spine: 29 ; 628-634.

Delitto A (1990) Isokinetic dynamometry. Muscle Nerve. 13, 53-7.

Duvallet A, Poiraudeau S (2000) Evaluation de la condition physique chez le patient lombalgique chronique. Lombalgie et évaluation. Paris : masson. p.44-53.

Elfing B, Deredig A, Gunnar N (2003) Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble - electromyography and health-related factors. Clinical Biomechanics 18 ; 619-630.

Genty M, Schmidt D (2001) Utilisation de l'isocinétisme dans les programmes de rééducation du rachis, modalités pratiques, protocoles proposés. In isocinétisme et rachis. Ed. Masson. p.99-106

Hart JM (2005) Quadriceps inhibition and gait kinetics following fatiguing isometric lumbar paraspinal exercise. Sports medicine/athletic training. Charlotteesville VA: University of Virginia. 138p.

Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Aliba EN, Gansneder B, Ingersoll CD (2006) Quadriceps inhibition after repetitive lumbar extension exercise in persons with an history of low back pain. J Athl Train a;41 (3):264-9.

Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Aliba EN, Gansneder B, Ingersoll CD (2006) Reduced quadriceps activation after lumbar fatiguing paraspinal exercise. J Athl Train b; 41 (1):79-86.

Hart JM, Fritz JM, Kerrigan DC, Aliba EN, Gansneder B, Ingersoll CD (2009) Jogging gait kinetic following fatiguing lumbar paraspinal exercise. Journal of Electromyography and Kinesiology 19; 458-464.

Hart JM, Ingersoll CD (2010) Quadriceps EMG frequency content following isometric lumbar extension exercise. Journal of Electromyography and Kinesiology 20 ; 840-844.

Ho CW, Chen LC, Hsu HH, Chiang SL, Li MH, Jiang SH et al. (2005) Isokinetic muscle strength of the trunk and bilateral knees in young subjects with lumbar disc herniation. Spine 30(18 E):528-33.

Hultman G, Nordin M, Saraste H et al (1993) Body composition, endurance, strength, cross sectional aera, and density of MM erector spinae in men with low back pain and without. J Spina Disord 6:114-23.

Kellis, E., Baltzopoulos, V (1996) Resistive eccentric exercise: effects of visual feedback on maximum moment ok knee extensors and flexors. Journal. Orthopedic Sports Physical. Therapy. 23, 120-124.

Lee JH, Ooi Y, Nakamura K (1995) Measurement of muscle strength of the trunk and the lower extremities in subjects with chronic low back pain or history. Spine 20:1994-6.

Mayer T, Smith S, Keeley J et al. (1985) Quantification of lumbar function: II. Sagittal plane trunk strength in chronic low back pain patients. Spine 10:765-72.

Nachemson A, Limath M (1969) Measurement of abdominal and back muscle strength with and without low back pain. Scand J Rehabil Med 1:60-3.

Netter FH (2002) Atlas d'Anatomie Humaine ed Maloine.
Perrine JJ, Reggie Edgerton V (1978) Muscle force-velocity and power-velocity relationship under isokinetic loading. Med. Sci. Sports. Vol. 10, No.3, pp.159-166.

Poiraudeau S, Duvallet A, Revel M (2001) Intérêt de l'évaluation isocinétique des membres inférieurs au cours d'un programme de restauration fonctionnelle chez les lombalgiques chroniques. In : Isocinétisme et rachis. Ed Masson p.90-93.

Poiraudeau S, Rannou F, Lefevre Colau MM, Boutron I, Revel M (2004) Réadaptation du lombalgique à l'effort. Les programmes de restauration fonctionnelle. Presse Med ; 33 :413-18. Masson, Paris.

Poiraudeau S, Rannou F, Reval M (2007) Intérêt du réentrainement à l'effort dans la lombalgie : le concept de restauration fonctionnelle. Annales de réadaptation et de médecine physique 50 4196-424.

Revel M (1995) La rééducation dans la lombalgie commune : mise au point. Rev. Rhum. Ed. Fr. 62, 37-47.

Ripamonti M, Colin D, Rahmani A (2008) Torque–velocity and power–velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. Clinical Biomechanics, 23(5): 520-526.

Ripamonti M, Colin D, Rahmani A (2011) Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. Isok. and Exerc Sci.19, 83-89.

Roques F, Felez A, Gleizes S, Van Des Bossche T, Boissezon X, Chatain M (2005) Isokinetic assessement of the muscles of the trunk in chronic low back pain patients. Isokinetic exerc Sci 13(1):51.

Sapega AA (1990) Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. J Bone Joint Surg Am 72:1562-74.

Scholtes SA, Gombatto SP, Van Dillen RL (2009) Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. Clin. Biomech. 24, 7-12.

Smith S, Mayer TG, Gatchel RJ, Becker TJ (1985) Quantification of lumbar function, part 1: Isokinetic and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. Spine 10, 754-764.

Thorstensson A, Arvidson A (1982) Trunk muscle strength and low back pain. Scand J Rehab Med 14: 69-75.

Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J (1976) Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. Journal of apply physiology Vol.40, No1.

Thorstensson A, Nilsson J (1982) Trunk muscle strength during constant velocity movements. Scand J Rehab Med 14:61-68.

Vanvalcenaher J, Raevel D, O'Miel G, Voisin P, Stuck P, Weissland T, et al (1992) Programme de restauration fonctionnelle du rachis dans les lombalgiques chroniques. Encycl Med Chir. Parsi : Elsevier ; Kinésithérapie-Médecine Physique-Réadaptation 26-294-8-10, 13p.

Yahia S, Ghroubi O, Kharrat S, Jribi M, Elleuch MH, Elleuch (2010) Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 53 ; 239–249.

Yahia A, Jribi S, Groubhi S, Elleuch M, Baklouti S, Habib Elleuch M (2011) Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. Joint Bone Spine 78 ; 291-297.

Yamauchi J, Mishima C, Nakayama S, Ishii N (2009) Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. Journal of biomechanics 42 ; 2151-2157.

Table 2. Maximal torque (T_0) and maximal power (P_{max}) obtained for trunk flexion and extension in control group (CG) and chronic low back pain group (CLBP).

	Trunk									
	CG				CLBP					
	Flexion		Extension		Flexion		Extension		Statistical power	
	M (SD)	SEM	M (SD)	SEM	M (SD)	SEM	M (SD)	SEM	Flexion	Extension
T_0 (Nm.kg^{-1})	2.7(0.5)	0.1	3.6(0.6)*	0.2	2.2(0.5)‡	0.2	3.0(0.4)‡*	0.2	0.57	0.69
P_{max} (W.kg^{-1})	4.83(1.5)	0.42	7.1(2.5)*	0.7	3.5(1.4)‡	0.3	5.7(2.2)‡*	0.6	0.59	0.79

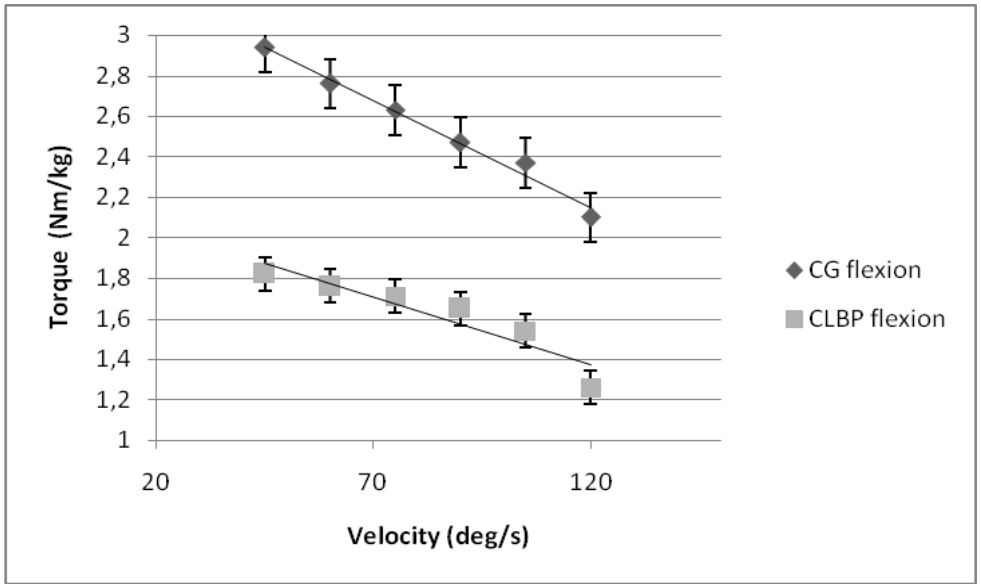
‡: $p<0.05$ significant difference between the two groups within the considered mouvement
*: $p<0.05$ significant difference between flexion and extension within a considered paired group

Table 3. Maximal torque (T_0) and maximal power (P_{max}) obtained for lower limbs in control group (CG) and chronic low back pain group (CLBP). results are presented as Mean (Standard Deviation).

	Lower limbs				
	CG		CLBP		Statistical power
	M (SD)	SEM	M (SD)	SEM	Flexion
T_0 (Nm.kg^{-1})	2.6 (0.3)	1.5	2.1 (0.3)‡	1.7	0.91
P_{max} (W.kg^{-1})	6.3 (1.4)	4.3	5.05 (1.67)‡	5.8	0.95

‡: $p<0.05$ significant difference between the two groups within the considered mouvement

Figure 1: Torque-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) for flexor and extensor trunk muscles.



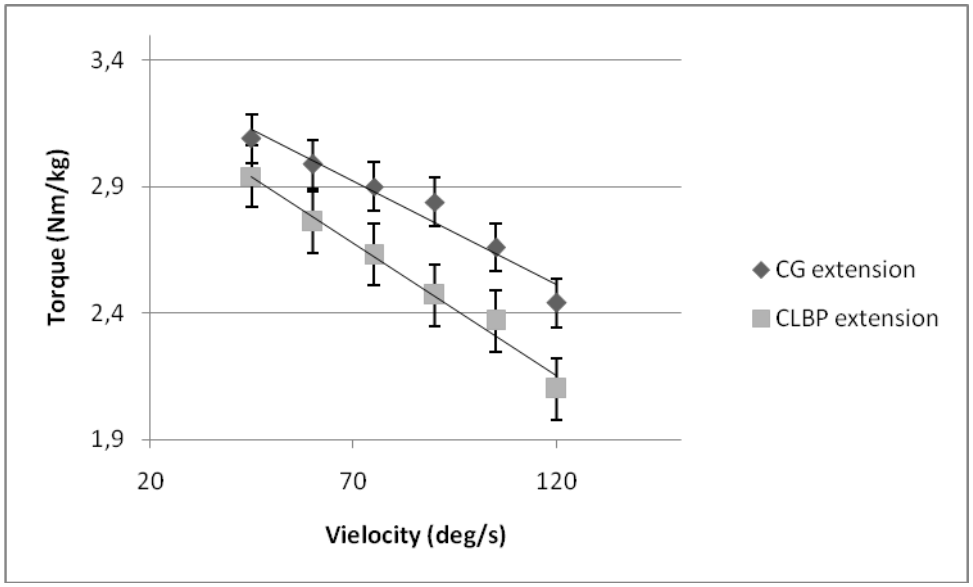
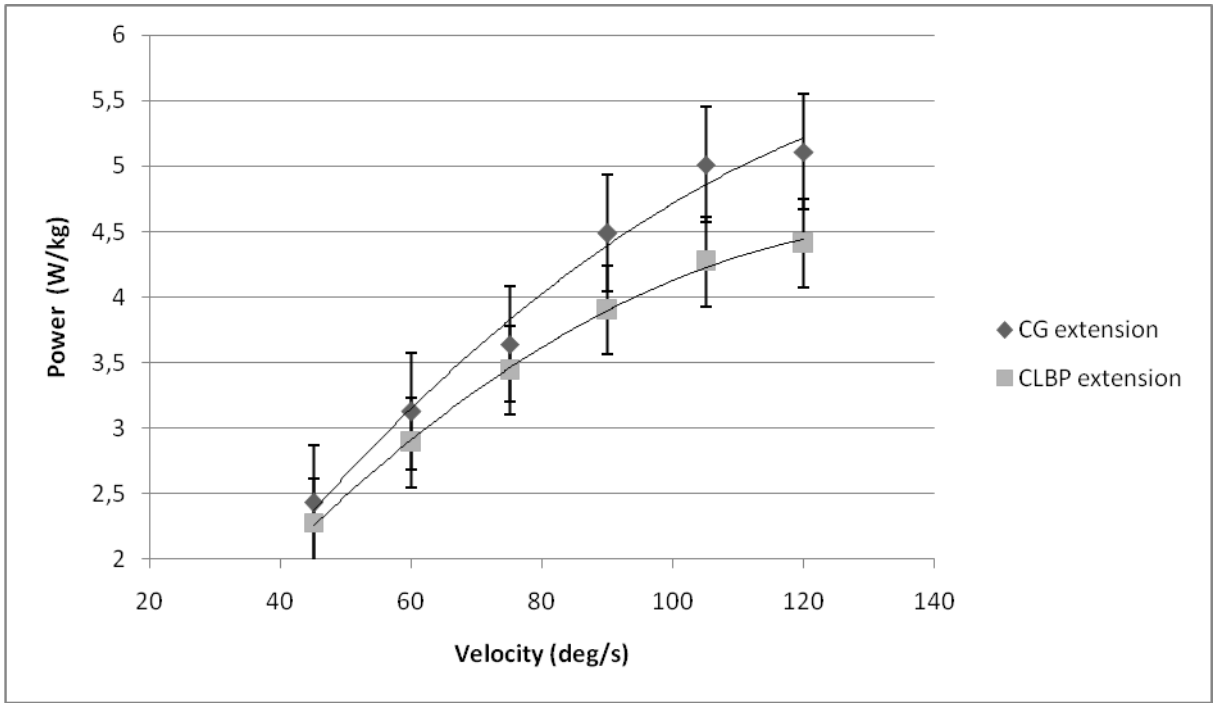


Figure 2: Power-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) for flexor and extensor trunk muscles.



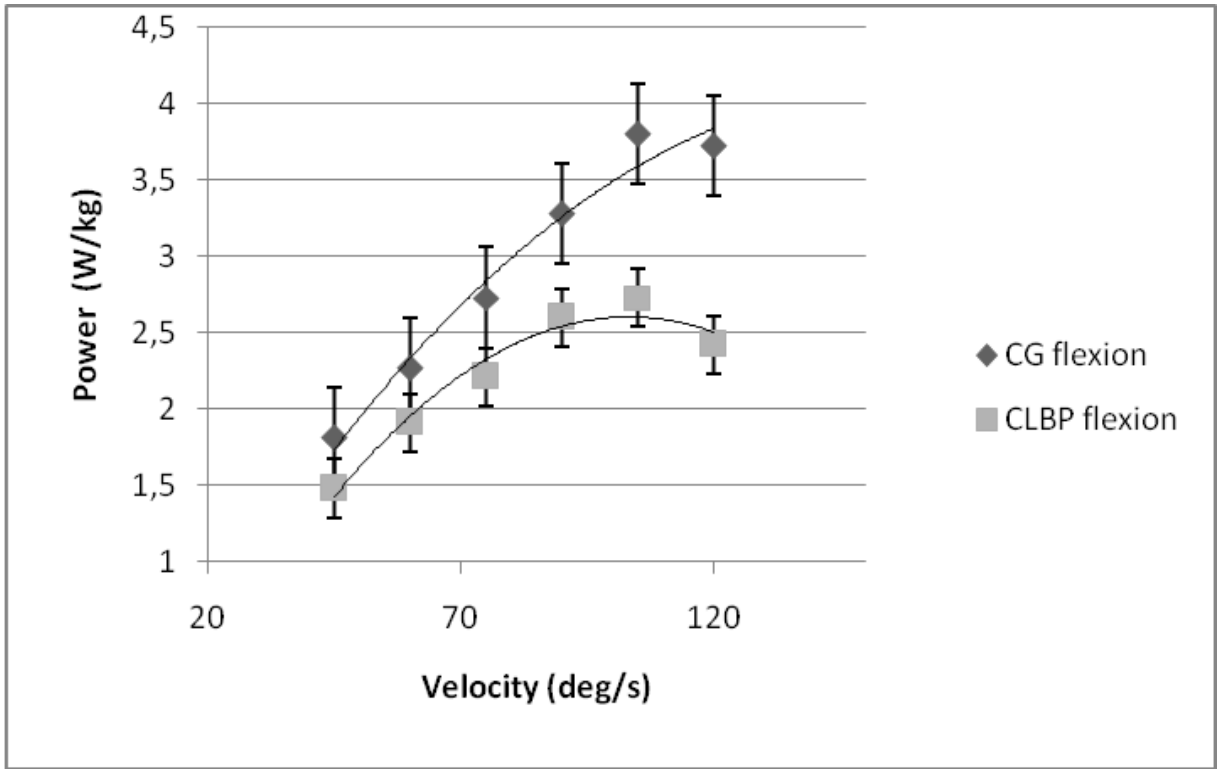


Figure 3: Torque-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) for lower limb.

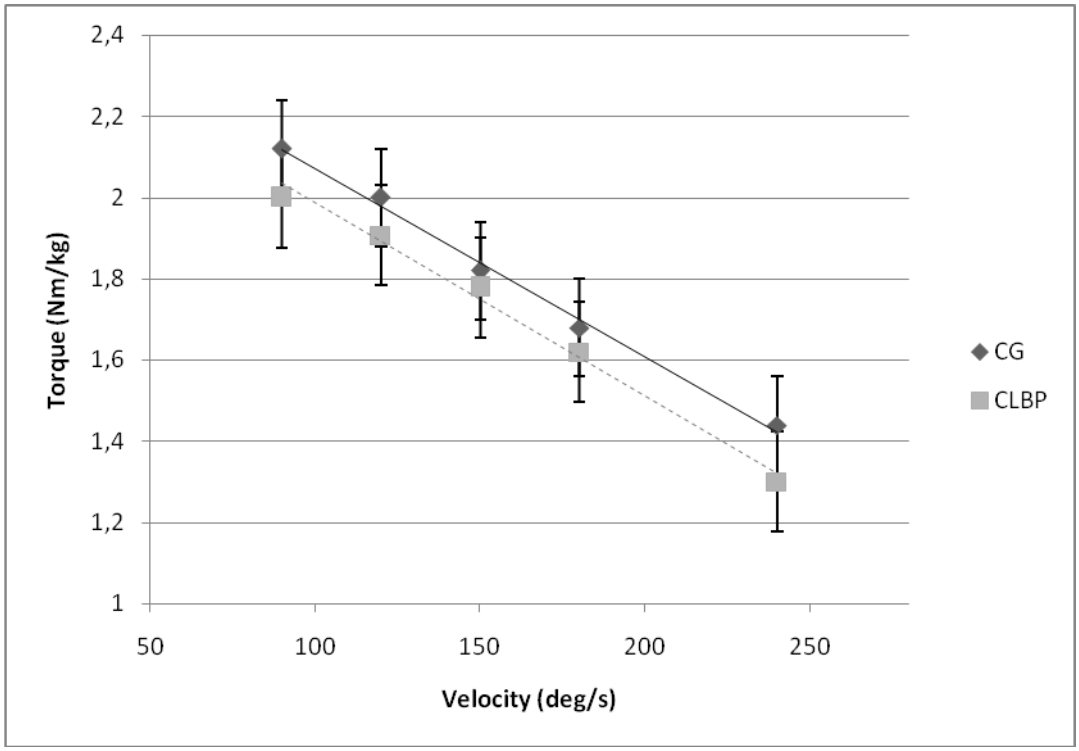
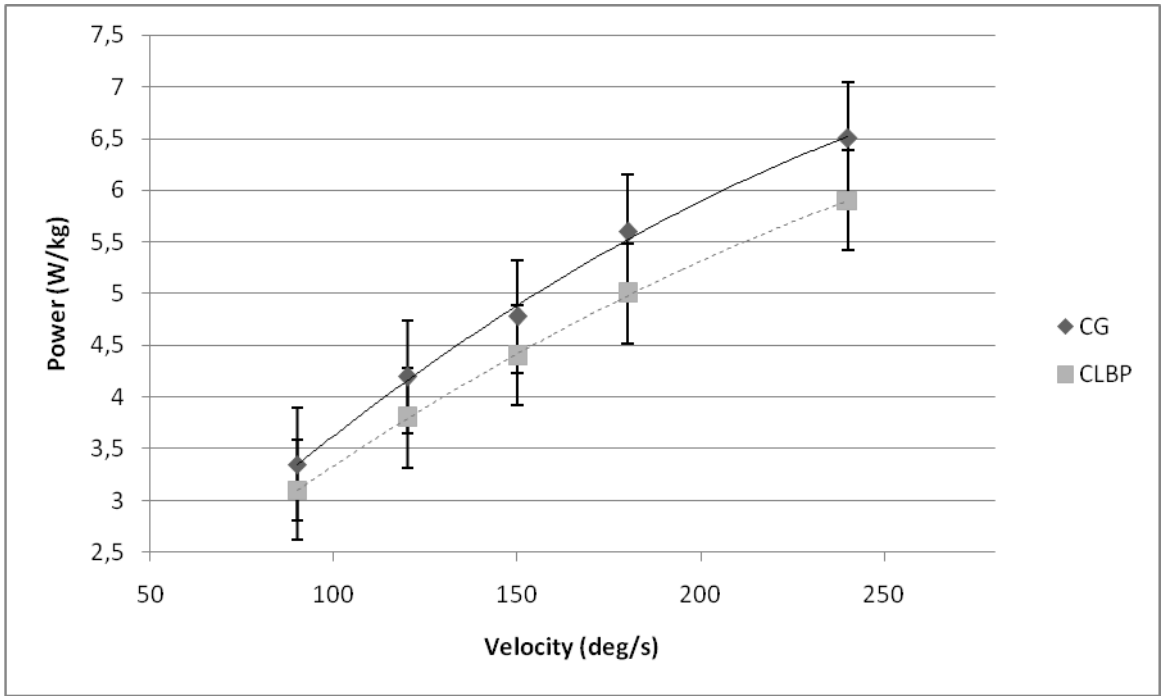


Figure 4: Power-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) for lower limb.



Annexe 2

Influence of lower limbs strength on trunk flexion and extension in chronic low back pain patients

A.Lemaire, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani

Accepté dans CMBBE, Vol 15, Suppl 1, ISSN :1025-5442 ; 2012

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering
Vol. 15, No. S1, September 2012, 206–207

Influence of lower limbs strength on trunk flexion and extension in chronic low back pain patients

A. Lemaire[a,b]*, M. Ripamonti[a], M. Ritz[b] and A. Rahmani[a]

[a]*Laboratoire 'Motricité, Interactions, Performance', EA4334, Université du Maine, Le Mans, France;* [b]*Centre de l'Arche, Pôle Régional Spécialisé en Médecine Physique et Réadaptation, Saint-Saturnin, France*

Keywords: isokinetic; force–velocity; power–velocity; trunk and lower limbs imbalances

1. Introduction

Chronic low back pain (CLBP) is characterised by an imbalance in trunk flexor and extensor muscles inducing a significant functional impairment. This can lead to a complex rehabilitation support and long and costly work stoppages for society (Dagenais et al. 2008). Many studies have focused on quantifying trunk muscle quality in CLBP (Mayer et al. 1994). Thus, the force–velocity and power–velocity relationships give us an interesting overview about each individual muscle properties (Ripamonti et al. 2011), in particular for trunk and lower limbs.

If the trunk reinforcement is essential for CLBP, the lower limbs rehabilitation seems to have its own importance. The impact of lower limbs on pelvis movement and links with CLBP have been previously demonstrated (Scholtes et al. 2009), suggesting that the rehabilitation of the lower limbs must be considered in the management of CLBP. Indeed, a deficiency or an imbalance at this level may have a negative impact on their backs. The imbalance between the lower limbs may probably affect the upper joints, inducing impacts and compensatory attitudes that should be responsible for pain. Nevertheless, only few studies focused on relationships between lower limbs and trunk (Bernard et al. 2008), and to our knowledge, no study is interested in measuring the maximal force on lower limbs in CLBP and establishing the possible imbalance between the two lower limbs.

The aim of this study was to determine whether (i) there is an actual lower limbs imbalance in patients with low back pain and (ii) to relate it, if it is possible, to the trunk muscle imbalance.

2. Methods

Thirteen CLBP patients participated in the study (41 ± 10 years, 82.8 ± 29 kg, 179 ± 14 cm). Subjects were included in a 5 weeks multidisciplinary programme for CLBP proposed in Le Centre de l'Arche. Physical evaluations were done during the first week of support. Inclusion of patients in the programme follows the protocol established by the CHU Angers' Lombaction.

Knee extensions and trunk flexions and extensions were performed on a Biodex isokinetic dynamometer. Subjects were asked to produce a maximal effort by mobilising muscles as quickly as possible to produce a full extension. Only the concentric part of the movement was considered.

2.1 *Knee extensions*

Subjects were seated on the Biodex chair with an adjustable angle of 90° at the hip joint and fastened with belts at the chest, the thigh and the ankle. Tibia was attached to the lever arm of the Biodex. Each subject had to perform four maximal contractions of the quadriceps at 240, 180, 150, 120 and 90° s^{-1}. Range of motion was 90° (0° corresponding to the straight leg).

2.2 *Trunk flexion and extension*

Subjects were asked to realise trunk flexions and extensions in a sitting position with their upper body strapped to the back of the chair, their legs strapped and positioned on tiptoes with a 15° maximal knee angle to minimise their involvement in trunk flexion and extension. Once the position was properly set, mechanical stops were positioned to allow a trunk flexion/extension with maximal amplitude of 60°. Trunk flexors and extensors were assessed on two consecutive days, and five contractions were performed at 120, 105, and 90° s^{-1} and three contractions at 75, 60 and 45° s^{-1}.

2.3 *Protocol*

For each protocol, a time rest of one second between two contractions was imposed to avoid the use of the eccentric phase between two consecutive extensions. Recovery time between two preset velocities was 250 s. For each selected velocity, only the trial with the highest peak torque produced was considered for the data analysis.

*Corresponding author. Email: alexandra.lemaire.etu@univ-lemans.fr

ISSN 1025-5842 print/ISSN 1476-8259 online
© 2012 Taylor & Francis
http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2012.713678
http://www.tandfonline.com

2.4 Data analysis

Values obtained from force–velocity and power–velocity relationships were plotted, allowing external mechanical parameters extrapolation: the maximum moment (T_0), the maximum power (P_{max}) and the maximum velocity contraction (V_0).

2.5 Statistical analysis

Normality of data was checked. Differences between dominant lower limb (DLL) and non-DLL (NDLL) were analysed from a Student's t-test. Simple and multiple regressions were used to identify relationships between lower limbs and trunk mechanical parameters. The significant level was set at $p < 0.05$.

3. Results and discussion

Mechanical parameters determined from the torque–velocity and power–velocity are listed in Table 1. T_0 and P_{max} were significantly higher for the trunk extensor than for the flexor one ($p < 0.05$), with no statistical difference for V_0. These results are in accordance with those previously found in the literature (Ripamonti et al. 2011). They can be explained by (i) the muscle atrophy and fatty involution observed in subjects with CLBP before rehabilitation programme (Revel 1995) and (ii) the inability for these patients to mobilise muscles and to use lumbo-pelvic articulation (mobility and proprioception) during trunk flexion and extension comparing to healthy subjects (Mayer et al. 1994).

Concerning the lower limbs, a significant difference in P_{max} was observed between the dominant (that obtained a higher value for P_{max}) and the NDLL ($p < 0.05$), while T_0 and V_0 showed no significant difference. These results support an imbalance between the two lower limbs, suggesting that CLBP patients are unable to produce the same effort with their lower limbs, whereas healthy people seem to be able to mobilise each muscular chain in the same way (Maupas et al. 2002). This should be taken into account during the CLBP rehabilitation since these muscular groups are often used during daily activities (Revel 1995).

Table 1. Torque–velocity and power–velocity relationships: maximal moment (T_0), maximal velocity (V_0) and maximal power (P_{max}) for DLL, NDLL and trunk flexor and extensor in CLBP patients.

	Lower limbs		Trunk	
	Right	left	Flexion	Extension
T_0 (Nm kg^{-1})	2.53	2.62	2.26‡	3.19
	0.43	0.67	0.75	0.63
V_0 (° s^{-1})	499	462	261	353
	83.2	89.6	85.4	141
P_{max} (W kg^{-1})	6.17*	5.64	2.60‡	5.84
	1.53	1.03	0.83	2.51

Notes: Values are mean (SD). *$p < 0.05$, significantly different from left lower limb. ‡$p < 0.05$, significantly different from trunk extension.

Nevertheless, the results of this study failed to demonstrate any relationship between lower limbs and trunk imbalances. Further investigations including a larger number of subjects are needed to confirm the absence of relation between the two muscular groups. Moreover, it should probably be more interesting to study hip flexor and extensor to reveal any relationships between hip and trunk.

4. Conclusion

This study revealed a leg extension imbalance, in addition to the classical trunk imbalance in CLBP patients. This opens several perspectives in this patients' rehabilitation. Even if this study did not establish any relationship between leg and trunk imbalances, it would be interesting to complete this study by studying maximal torque during hip flexion and extension in CLBP patients. Indeed, the importance of pelvic femoral body building is recognised during CLBP rehabilitation whereas only few studies deal with it.

Acknowledgements

The authors are grateful to the participants for their involvement in this study, and to the Centre de l'Arche for the use of Biodex.

References

Bernard JC, Bard R, Combey A, Boussard D, Begue C, Salghetti AM. 2008. Muscle assessment in healthy teenagers. Comparison with teenagers with low back pain. Ann Med Phys. 51:274–283.

Dagenais S, Caro J, Haldeman S. 2008. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. Spine. 8(1):8–20.

Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, André JM. 2002. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. Gait Posture. 16:304–312.

Mayer T, Tabor J, Bovasso E, Gatchel RJ. 1994. Physical progress and residual impairment quantification after functional restoration. Part 1. Lumbar mobility. Spine. 19: 389–394.

Revel M. 1995. La rééducation dans la lombalgie commune: mise au point. Rev Rhum Ed Fr. 62:37–47.

Ripamonti M, Colin D, Rahmani A. 2011. Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. Isokinet Exerc Sci. 19:83–89.

Scholtes SA, Gombatto SP, Van Dillen RL. 2009. Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. Clin Biomech. 24:7–12.

Annexe 3

Evaluation of hip flexor and extensor muscle using torque- and power-velocity relationships in chronic low back pain subjects: Comparison with healthy subjects.

A.Lemaire, A. Lisembart, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani

Soumis à Journal of Rehabilitation Medicine

Evaluation of hip flexor and extensor muscle using torque- and power-velocity relationships in chronic low back pain subjects: Comparison with healthy subjects.

Short title: Hip muscle strength evaluation in chronic low back pain subjects

A. Lemaire *‡, A. Lisembart‡, M. Ripamonti ‡, M. Ritz †, A. Rahmani ‡

‡ LUNAM Université, Université du Maine, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" EA4334, Avenue Olivier Messiaen, 72085 LE MANS CEDEX 9, France

† Centre de l'Arche, Pôle Régional Spécialisé en Médecine Physique et Réadaptation. 1 Boulevard Maule, 72650 Saint Saturnin

A. Lemaire : phD student

A. Lisembart : master

M. Ripamonti :phD

M. Ritz : doctor

A. Rahmani : Pr

Abstract

Objective: The aim of the present study was to examine hip muscle in chronic low back pain (CLBP) patients and to compare results obtained with healthy subjects (control group, CG) *i)* to evaluate hip flexor and extensor muscles torque and power production capacity, and *ii)* to determine whether a possible imbalance can be related to the trunk muscles.

Subjects: Twelve CLBP patients and twenty CG.

Methods: CLBP and CG performed isokinetic trunk and hip flexions and extensions at several velocities. Mechanical parameters, such as theoretical maximal isometric torque (T_0) and maximal power (P_{max}) were extrapolated from torque- and power-velocity relationships.

Results: T_0 and P_{max} extrapolated and slopes obtained from torque- velocity relationships were significantly higher in CG than CLBP ($p<0.05$), whatever the considered movement, showing a muscle weakness in CLBP. A significant difference was obtained between right and left side for CLBP for P_{max} during hip extension supporting the idea of an imbalance at this level. Although no relationship was clearly observed between hip weakness and trunk weakness for CLBP, results obtained for CLBP could be attributed to deconditioning syndrome and to muscle inhibition typically observed in these subjects.

Conclusions: This study shows the importance to take into account hip muscle rehabilitation in CLBP support.

Key words : hip ; trunk ; low back pain, isokinetic ; torque and power velocity

1 Introduction

Chronic low back pain (CLBP) is characterized by an imbalance between trunk flexor and extensor muscles (Ripamonti et al. (1); Poireaudeau et al. (2); Mayer et al. (3)) responsible for significant functional impairment (Poiraudeau et al. (4) ; Genty et al. (5) ; Vanvalcenaher et al. (6) ; Nachemson and Lindh, (7)), inducing a complex rehabilitation program (Poireaudeau et al. (8)). Trunk reinforcement during rehabilitation program is essential for CLBP subjects (Ripamonti et al. (1); Mayer et al. (3)). Nevertheless, other muscles should be considered. In a previous study, Scholtes et al. (9) showed relationships between lower limbs and pelvis movement in CLBP. Indeed, authors showed that people with low back pain who play rotation-related sports may move their lumbopelvic region to a greater extent and earlier during lower limb movements than people without low back pain. Recently, focusing our attention on the leg extensor muscles, we observed higher torque (19.2%) and power (19.8%) production in healthy subjects (CG) compared with CLBP patients (Lemaire et al. (10)). Even if no relationship can be revealed between the leg extensor muscles in CLBP and the trunk imbalance, it can't be denied that these two statements (*i.e.*, trunk imbalance and weakest leg extensor strength) are linked, and can be explained by a CLBP inactivity, fear relative to daily movement life, and finally to the CLBP deconditioning syndrome. These previous studies suggest that both lower limb and pelvis muscles must be considered in the management of CLBP rehabilitation. If some previous studies focused on lower limbs in CLBP (Lemaire et al. (10) ; Yahia et al. (11) ; Scholtes et al. (9)), to the authors' knowledge, no study aimed at studying hip muscles, which are anatomically directly linked to trunk muscles. Indeed, several hip flexor and extensor muscles have their proximal insertions on the trunk (Vitte et al. (12)). Deconditioning syndrome that occurs on trunk muscles and its consequences on muscle properties (Poiraudeau et al. (13)) would also have an impact on hip muscles. This impact

could probably be also linked to low back pain, since these muscles have an important postural and dynamic role especially at lumbar spine (Marieb (14)).

The aim of the present study was then *i)* to evaluate hip flexor and extensor muscles force production capacity using torque- and power-velocity relationships in both CLBP and healthy subjects, and *ii)* to determine whether a possible imbalance in CLBP hip muscle strength can be related to the trunk muscles.

2 Methods

2.1. Subjects

Twenty-seven subjects signed an informed consent to participate in this study. A control group (CG) was composed of fifteen healthy male with no prior history of low back pain. Healthy subjects were recruited in the rehabilitation centre or from a call of voluntary, and should respect the anthropometric' characteristics of the low back pain patients to allow group's comparison.

Chronic Low Back Pain (CLBP) group was composed of twelve subjects included in a five weeks multidisciplinary rehabilitation. This program was proposed by The Centre de l'Arche (Le Mans, France), following the Lombaction's protocol from Angers' hospital. All the CLBP patients were recruited by the head clinician in charge of CLBP program of the rehabilitation establishment following the definition proposed by the French Society of Rheumatology (*i.e.* back pain for at least 3 months) (Bernard and Dusquenoy (15)). Anthropometric data for both groups are presented in Table 1. None of the subjects had any hip or lower limb injury or surgery. Testing was carried out in accordance with the ethical standards laid down in the 1964 Helsinki Declaration. Since the two groups presented a significant difference in weight

values, results were normalized relatively to the subjects' body weight in order to allow comparison between groups.

2.2. Protocol

Protocol of the present study was carried out during three different sessions on three following different days with the same protocol for both groups. Trunk flexion and extension were tested on day 1 and 2 respectively, as recommended by Ripamonti et al. (16). The hip flexion and extension evaluation were realized on the third day. Each measurement was done during the first week of CLBP rehabilitation program, at the CLBP entrance.

2.2.2. Trunk flexion and extension measurements

Trunk flexions and extensions were both conducted on a Biodex® isokinetic dynamometer (Model 900-240, Biodex Corporation, Shirley, NY, USA). Subjects were seated on a chair, with the dynamometer aligned bilaterally with the anterior superior iliac crests at the mid-axillary line of the trunk. The upper body was then strapped to the back of the chair, which comprised three fixable pads at the level of the head, the lumbar region and the bottom of the back. Legs were also strapped and positioned on the footrest with a 15degrees maximal knee angle to minimize leg involvement in trunk flexion and extension (Smith et al. (17)). Subjects were asked to hold the trunk strap with their hands, without contracting the upper limbs. Arm musculature contraction was not measured: subjects were simply asked not to use their arms during the movement. If any arm movement was observed, the trial was not recorded and was repeated after a rest period of at least 4 minutes. Once the subject position was properly established, mechanical stops were positioned for the test, with a range of motion of 60 degrees (from 90 to 30 degrees relatively to the horizontal axis). This amplitude was selected to prevent subjects working in non-conventional zones. This amplitude was recorded by the

computerized monitor after the Biodex lever arm had been placed in front of the 90and 30 degrees graduations around the rotation axis.

Trunk extensors and flexors were assessed on two different days. On the first day, flexor muscles were evaluated, whereas the extensor muscles were assessed at the same time on the following day. After a period of standardized warm-up - completion of a 10 minutes warm up on a cycle ergometer (50 watts at 50 to 60 rpm) - each subjects performed submaximal trunk flexions and extensions before the testing session. During the test, subjects performed 5 contractions (Baltzopoulos and Brodie, (18)) at 120, 105 and 90deg.s^{-1} and 3 at 75, 60 and 45deg.s^{-1}. Only the concentric part of the movement was considered. At a given preset velocity, subjects were asked to perform the concentric contraction as rapidly and forcefully as possible, and to return to their initial position without any effort during the eccentric contraction (isokinetic velocity was then fixed at 300°.s^{-1}). A one-second break was set between two consecutive contractions to avoid any possible influence of the eccentric part of the movement. A 4 minutes rest period was observed between two preset-velocity trials. Verbal encouragements were given to the participants during all trials.

2.2.1 Hip flexion and extension measurements

Hip flexions and extensions were conducted using a calibrated Biodex System 4 dynamometer (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY). The motor axis was aligned with the major trochanter. Subjects were lying on their back on the Biodex with an angle of 15 degrees at the hip joints to prevent induced lordosis. Subjects were fastened with belts at the chest, pelvis and thigh to minimize the contribution of the body parts that were not supposed to be involved in the movement. Subjects had to keep their hand crossed on the chest. Thigh of tested hip was attached to the level arm of the Biodex (Fig. 1). The tested hip

was attached to the lever arm of the dynamometer. If any compensation with the back was observed, the trial was not recorded and was repeated after a rest period. Range of motion during hip flexion and extension evaluation was 75 degrees (starting position at 15 degrees straight leg – 0 degree corresponding to complete hip extension - and end position leg bend with 90 degrees at the hip joint).

After a standardized warm up (*i.e.* the same one as before trunk tests), subject was asked to perform 3 submaximal trials at each preset velocity (*i.e.* 180, 150, 90, 60 and 45°/s) during a familiarization session preceding the criterion test. During the testing session, subjects performed four maximal contractions at the five preset velocities. Velocity order was randomized to avoid any fatigue or velocity effect. Hip side evaluation (*i.e.* left or right) was also randomized. At each velocity, subjects were asked to perform maximal concentric flexions and extensions as rapidly and forcefully as possible. A 1-s break was set between two consecutive contractions to avoid any possible influence of the stretch-shortening cycle.

2.3. Data Analysis

To avoid any underestimation of torque (Parker et al. (19); Kellis et al. (20) ; Delitto (21)) and to ensure data reliability, the inertia of the participant's limb and of the lever arm of the isokinetic device were measured ahead of testing. This calibration was conducted with the participant lying on the back with hip angle of 70 degrees (90 degrees corresponding to complete hip extension), straight leg for hip measurements, and with the subject seated in the starting position for the trunk. In both conditions, the subject was asked to be completely relaxed. The gravitational errors of the tested segment and dynamometer input arm were estimated by measuring the dynamometer moment in these specific positions. Data were then

recorded and automatically stored on a PC (sampling at 100 Hz) via an electronic interface card (Biodex Medical Systems Inc. X2151, Shirley, NY, USA).

2.4. Torque- and power-velocity relationships

For each preset velocity, and whatever the considered movement and limb, peak torque (T_{peak}) was identified as the highest value attained during the period of constant velocity, which was determined from the raw data. Instantaneous peak power (P_{peak}) was then calculated as the product of T_{peak} and the corresponding preset velocity.

Linear torque-velocity relationships were then determined using T_{peak} measured at each preset velocity, for both lower limbs and trunk evaluations. Therefore T_{peak} was expressed as $T_{peak} = aV + b$, where V was the preset velocity and a and b the linear regression coefficients. From those relationships, the theoretical maximal isometric torque (T_0) was extrapolated as the intercept with the torque axe (null velocity) and hence equal to the coefficient b. The maximal velocity was also extrapolated from this relationship and corresponds to the intercept with the velocity axis. This parameter is not detailed in this article as we consider more interesting to focus our attention on torque and power only. Power-velocity relationships were defined from second order polynomial relationships, and were determined using P_{peak} values measured at each preset velocity. The maximal power (P_{max}), corresponding to the apex of the power–velocity relationship, was extrapolated from the second order polynomial equation and were expressed as: $P_{peak} = cV^2 + dV + e$, where c, d and e were the second order polynomial regression coefficients. Throughout this paper, the indices “f” and “e” are used to identify flexion and extension results.

2.2.5. Statistical analysis

Data are presented as their mean (Standard Deviation). Skewness and Kurtosis analysis were used to verify the normality of distribution and homogeneity of variance in the data sets. All relationships (*i.e.*, torque-velocity and power-velocity) were described by linear or polynomial regressions. Corresponding coefficient of correlation (r) and level of significance (p) were also calculated. An ANOVA was used to analyzed results obtained for right (R) and left (L) hip side values during flexion and extension, hip flexor/extensor ratio obtained for both sides, and trunk flexion and extension parameters for each group. An ANOVA was also used to compare results obtained between CG and CLBP for each mechanical parameter. Thus, slopes obtained for CG and CLBP from torque-velocity relationships during hip flexion and extension were compared using an unpaired t test. Finally, simple and multiple regressions were also used to identify relationships between hip and trunk mechanical parameters for each group. The significant level was set at $p < 0.05$.

3 Results

3.1. Trunk measurements

Considering all subjects, the torque- and power-velocity relationships exhibited a significant linear shape (r = 0.63-1; $p < 0.05$) and a second-order function (r = 0.86-1; $p < 0.05$) for both trunk flexion and extension, respectively. The torque and power-relationships obtained from mean values for both CG and CLBP groups and for each velocity are presented in Fig. 2 and 3 respectively.

Values obtained for T_0 in CG during flexion (2.7 ± 0.5 Nm/kg) and extension (3.6 ± 0.6 Nm/kg) were significantly higher than values obtained in CLBP (2.0 ± 0.6 Nm/kg and 3.0 ±

1.1 Nm/kg for flexion and extension respectively; $p < 0.05$). In the same way, P_{max} obtained in CG was significantly higher during both flexion (4.8 ± 1.5 W/kg ; $p < 0.05$) and extension (7.1 ± 2.5 W/kg ; $p < 0.05$) than P_{max} obtained in CLBP (3.0 ± 1.1 W/kg during flexion and 4.7 ± 1.9 W/kg during extension respectively ; $p < 0.05$). Thus, whatever the considered group, $T_{0,e}$ and $P_{max,e}$ were significantly higher than those measured during trunk flexion ($p < 0.05$).

Finally, Flexor/Extensor ratio showed no statistical difference between groups (0.77 ± 0.22 *vs.* 0.70 ± 0.16 for CG and CLBP, respectively).

3.2 Hip measurements

Values obtained for right and left sides for T_0 and P_{max} during hip flexions and extensions for both groups are presented in table 2.

The torque- and power-relationships obtained, for both CG and CLBP are presented in Fig 4 and 5, respectively. Considering all subjects, the torque-velocity relationships exhibited a significant linear shape whatever the considered movement (flexion: $r = 0.8$ - 1; $p < 0.05$; extension: ($r = 0.78$ - 1; $p<0.05$). The power-velocity relationships were then significantly described by a second-order function during both trunk flexion and extension ($r = 0.95$ - 1; $p < 0.05$ and $r = 0.94$ - 1; $p < 0.05$, respectively). Slopes of the torque-velocity relationships of hip were higher ($p<0.05$) for CG in flexion (slope = 44.9 ± 10.6 for right side and 44.0 ± 12.7 for left side) than for CLBP (slope = 27.9 ± 7.0 for right side and 28.0 ± 6.8 for left side). In the same way, slopes obtained from torque-velocity relationships during hip extension are higher for CG (slope = 44.9 ± 10.6 for right side and 44.02 ± 12.7 for left side than for CLBP (slope = 27.9 ± 7.1 for right side and 28.0 ± 6.8 for right side and left side respectively).

T_{peak} obtained for each preset velocity (*i.e.*, 45, 60, 90, 150 and 180deg/s) for CG were significantly higher ($p < 0.001$) than those measured for CLBP for both flexion and extension movements.

Consequently, T_0 obtained for CG were significantly higher ($p<0.05$) than those measured for CLBP (difference obtained between groups during flexion: 10% for both sides; difference obtained between groups during extension and 47% for right side and 19% for left side). This significant difference was also obtained for P_{max} with higher values obtained for CG than for CLBP (difference obtained between groups during flexion: 43% for dominant side and 62% for non dominant side; difference obtained between groups during extension: 82% for dominant side and 79% for non dominant side). Considering all subjects, results obtained for both hip flexion and extension showed no difference between dominant and non dominant sides except for P_{max} in CLBP during extension.

Hip ratios showed statistical difference between CG and CLBP for right side (0.6 ± 0.2 *vs.* 0.8 ± 0.2, respectively; $p<0.05$) and left side (0.6 ± 0.2 *vs* 0.7 ± 0.1, respectively; $p<0.05$).

Finally, no relationships between lower limb and trunk strength or power were observed whatever the considered group.

4. Discussion:

The purpose of the present study was to analyze hip muscle strength of CLBP patients. It was hypothesized that hip strength and/or power of CLBP would be lower than those measured in a healthy control group, presenting the same anthropometrical characteristics. It was also hypothesized that this muscle weakness would be linked to trunk muscle deficit in CLBP. Comparison between groups (*i.e.* CG and CLBP) was based on mechanical parameters

extrapolated from torque-and power velocity relationships established during isokinetic hip and trunk flexion and extension from isokinetic devices. Results showed that relationships obtained from trunk and hip muscles were in accordance with those previously obtained in several studies focusing on trunk (Ripamonti et al. (16)) or lower limbs (Yamauchi et al. (22); Thorstensson et al. (23); Perrine et Edgerton (24)). Our study showed that low back pain has no influence on torque- and power-velocity relationships for hip muscles.

Regarding trunk movements, results obtained in the present study were in accordance with those reported in previous studies comparing healthy and CLBP patients. Indeed, strength and power produced by healthy subjects were significantly higher than those obtained from CLBP patients (Yahia et al. (25); Yahia et al. (25); Roques et al. (26); Thorstensson and Arvidson (27)). This significant difference was also observed from torque- and power-velocity relationships analysis. Results showed that extrapolated T_{0e} was significantly higher than T_{0f}, whatever the considered group, and T_0 and P_{max} obtained for CG were significantly higher than those determined for the CLBP ($p < 0.05$) during both trunk flexion and extension movement with a more important impairment for trunk extensor relative to trunk flexor. These expected results are in accordance with previous studies (Ripamonti et al. (1); Crossman et al. (28); Elfving et al. (29)), and are explained by the CLBP deconditioning, defined by a loss of function of the trunk muscles (Mayer et al. (3)) with specific deficits of lumbo-pelvic extensors and decreased resistance to fatigue (Vanvelcenaher et al. (6)). Lumbar syndrome probably caused the further loss of lumbar muscle strength and may explain the imbalance of trunk musculature and the inability for CLBP to develop power.

Considering healthy subjects, results obtained for both hip flexion and extension showed no difference between right and left sides, whatever the considered mechanical parameter. This is in agreement with previous study performed with healthy subjects (Costa et al. (30)). In CLBP, no difference was obtained between the two sides for T_0. Nevertheless, a statistical difference between right and left side was obtained for P_{max} during hip extension measurement, with higher values obtained for right side. Regressions drawn showed that P_{max} obtained during hip extension was not linked to any other mechanical parameter whatever the considered limb (*i.e.*, hip or trunk). This difference obtained for P_{max} between the two sides in CLBP support the point that hip muscles rehabilitation should be taken into account. Indeed, hip extensor muscles fit on the trunk (*i.e.* psoas major, iliacuss; Vitte and Chevallier, (31)) and could be responsible for muscular compensation. The inability for CLBP to achieve operably movement could induce abnormal movement and generate back pain. Muscles weakness should be the reason but also the consequence of low back pain consequence. In both cases, it seems essential to make an accurate assessment of flexor and extensor hip muscles.

Results obtained for T_{peak} from hip muscles in CG were in accordance with those obtained in previous similar studies (Costa et al. (30); Julia et al. (32); Dugailly (33); Arokoski et al. (34)), supporting the protocol used in the present study. Focusing on CLBP patients, results showed significant lower values than those obtained in CG, whatever the considered parameter (*i.e.,* T_o, P_{max} and T_{peak} measured at each preset velocity). This can probably be considered as a consequence of the deconditioning syndrome conventionally referred in CLBP (Poiraudeau et al. (13), Poireaudeau et al. (8)) for trunk muscles (Mayer et al. (3); Poiraudeau et al. (13)). Nevertheless, it is obvious that trunk muscles are not the only ones affected by this deconditioning. (Netter, (35)). Decline of daily activity in CLBP increased the

wasting syndrome that can be found in trunk, in lower limbs (Lemaire et al. (10)) and probably in hip muscle and can be responsible for a decrease in strength and power at these levels (Ripamonti et al. (1); Lemaire et al. (10); Poireaudeau et al. (13)). In the same way, hip muscle weakness found in this study for CLBP can also be explained by muscle atrophy, which is supported by the lower values obtained for T_0 in CLBP. Thus, physical changes in the back muscle composition (Poireaudeau et al. (2); Revel (36)) such as fatty involutions or muscle fiber atrophy (Bibré et al. (37)), or the alteration of muscle contractile properties found in CLBP for trunk muscles (Mayer et al. (3); Linton et al. (38)) could be extended to hip muscle and explain results obtained for T_0 and P_{max} during hip evaluation.

Ratios obtained for CLBP are significantly different from those obtained for CG, which is in agreement with previous studies (*e.g.,* 0.57 for Arokoski et al. (34)). These results showed a hip flexor and extensor muscles deficit for CLBP patients, with a more marked deficit for extensor. These results should be linked to the fact that CLBP are not able to mobilize their muscular chain in the same way as healthy subjects. Indeed, Scholtes et al. (9) showed that healthy subjects were able to demonstrate a greater maximal lumbopelvic motion modification after instructions than CLBP. Another explanation would be that CLBP are scared to move. This kinesiophobia (Linton et al. (38) may be responsible for inhibitions and for a decrease in strength and power that can contribute to immerse patients in the spiral of deconditioning (Poireaudeau et al. (2)).

Finally, no relationship was observed between trunk muscle parameters or imbalance and hip muscle parameters whatever the considered group. Nevertheless, the high statistical differences observed for mechanical parameters between the two groups, and in particular for

hip extensors, indicate the importance to take hip muscle rehabilitation into account during CLBP caring. Previous studies showed that rehabilitation program based on the complete body muscular program and training improved the well-being of CLBP patients (Poireaudeau et al., 2001; Poireaudeau et al., 2004). It should be interesting to establish a specific hip muscles rehabilitation program in CLBP and to assess whether it has a real impact on chronic low back pain.

A potential limitation of the current study is that there is no clear relationship between hip and trunk. It should be interesting to evaluate more CLBP subjects using electromyography during everyday life activity, such as walking, and to determine whether an imbalance at hip level should be link to trunk weakness and trunk imbalance in CLBP. It should also be interesting to investigate whether there is an effective physiological modification at hip muscle level, as it is found in trunk muscle.

Another potential limitation of the current study is that we used isokinetic evaluation to assess hip muscle in CG and CLBP. The subject's position during the assessment was remote from the usual hip flexion and extension movements. In addition, torque and power of these muscular groups are not markedly required in daily life activities, which could limit our results. It might be interesting to evaluate these hip muscles closer to their physiological functioning conditions. It might also be interesting to evaluate endurance of these muscles to verify if links exist between the lack of trunk muscle endurance characteristic of low back pain and hip muscle.

4 Conclusion

The present study revealed a hip flexor and extensor muscles weakness for CLBP in addition to the classical trunk imbalance. Despite no relationship was observed between trunk and hip muscular imbalance, the present study enlightened new perspectives in the CLBP support. It should be interesting to evaluate hip muscles systematically at the beginning of the rehabilitation so as to propose the most suitable program for patients. It should also be interesting to introduce specific torque and power exercises for these muscles so as to limit trunk muscular compensations induced by muscle weakness at hip level that could occur in low back pain.

Acknowledgments

The authors are grateful to the participants for their involvement in this study and to the Centre de l'Arche for the use of Biodex system.

References

(1) Ripamonti, M., Colin, D., and Rahmani, A. (2011) Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. Isokinetic and Exercise Sci.19, 83-89.

(2) Poiraudeau S, Rannou F, Revel M (2004) Low back pain: disability and evaluation methods, socio-economic impact. EMC-Rhumatologie Orthopédie 1: 320-327

(3) Mayer T, Smith S, Keeley J, Tabor J, Bovasso E, Gatchel RJ (1985) quantification of lumbar function: II Sagittal plane trunk strength in chronic low back pain patients. Spine; 10:765-72.

(4) Poiraudeau S, Rannou F, Revel M (2007) Functional restoration programs for low back pain: a systematic review. Ann Readapt Med Phys 50:425-429.

(5) Genty M, Schidt D (2001) Utilisation de l'isocinétisme dans les programmes de rééducation du rachis, modalités pratiques, protocoles proposés. Isocinétisme et rachis. Ed Masson.

(6) Vanvelcenaher J, Raevel D, O'Niel G, Voisin P, Struck P, Weissland T et al (1992) Programme de restauration fonctionnelle du rachis dans les lombalgies chroniques. Encyclopédie Médico-Chirurgicale, kinésithérapie Médecine Physique et Réadaptation 26-294-8-10, 1992-2 ; 13p.

(7) Nachemson AL and Lindh (1969) Measurement of abdominal and back muscle strength with and without low back pain. Scand J Rehab Med I: 60.

(8) Poiraudeau S, Lefevre MM, Fayad F, Rannou F, Revel M (2004) Low back pain. EMC-Rhumatologie Orthopédie 1 : 295-319.

(9) Scholtes, S.A., Gombatto, S.P., Van Dillen, R.L., 2009. Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. Clinical Biomechanics. 24, 7-12.

(10) Lemaire, A., Ripamonti, M., Ritz, M., and Rahmani, A. 2012. Influence of lower limbs strength on trunk flexion and extension in chronic low back pain patients. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 15, 206–207.

(11) Yahia A, Jribi S, Ghroubi S, Elleuch M, Baklouti M, Elleuch MH (2011) Évaluation posturale et des forces musculaires du tronc et des membres inférieurs chez le lombalgique chronique. Revue du rhumatisme 78 ; 166–172.

(12) Vitte E, Chevallier JM, Barnaud A (2007) Nouvelle anatomie humaine. Atlas médical pratique. Nomenclature international, française classique et anglo-saxonne. Ed Vuibert – Pippa.

(13) Poiraudeau S, Nys A, Revel M (2001) Évaluation analytique des moyens thérapeutiques dans la lombalgie : prise en charge physique et fonctionnelle. Rev Rhum [E´d Fr] ; 68 : 154-9.

(14) Marieb, E. N. (1998). Anatomie et physiologie humaine. De Boeck Université. Version française de Human Anatomy and Physiology 4ème ed, 10: 342-354.

(15) Bernard JC, Dusquenoy (2001) Classification of low back pain. Rev Rhum. 68:145-9.

(16) Ripamonti M, Colin D, Rahmani A (2008) Torque–velocity and power–velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. Clinical Biomechanics, 23(5): 520-526.

(17) Smith Mayer TG, Gatchel RJ, Becker TJ (1985) Quantification of lumbar function. Part I: isokinetic and trunk strength, measures in sagittal and axial planes in normal subjects. Spine; 10:754-64.

(18) Baltzopoulos, V. and Brodie, D.A. (1989). Isokinetic dynamometry: applications and limitations. Sports Medicine 8(2): 101-116.

(19) Parker M., Ruhling R., Bolen T., Edge R., Edwards S. 1983. Aerobic training and the force-velocity relationship of the human quadriceps femoris muscle. J Sci Sports Med, 23, 136-147.

(20) Kellis E., Baltzopoulos V. 1996. Resistive eccentric exercise: effects of visual feedback on maximum moment ok knee extensors and flexors. J Orthop Sports Phys Ther, 23, 120-124.

(21) Delitto A. 1990. Isokinetic dynamometry. Muscle Nerve, 13, 53-57.

(22) Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S. and Ishii, N. (2009) Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. Journal of Biomechanics 42(13): 2151-2157.

(23) Thorstensson A, Grimby G and Karlsson J (1976) Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. Journal of Applied Physiology 40(1): 12-6.
Thorstensson A and Arvidson A (1982) Trunk muscle strength and low back pain. Scan J rehab Med 14: 69-75.

(24) Perrine JJ and Edgerton VR (1978) Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. Medicine and Science in Sports 10(3): 159-66.

(25) Yahia A, Ghroubi S, Kharrat O, Jribi S, Elleuch M, Elleuch MH (2010) A study of isokinetic trunk and knee muscle strength in patients with chronic sciatica. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 53 ; 239–249.
(26) Roques F, Felez A, Gleizes S, Van Des Bossche T, Boissezon X, Chatain M (2005) Isokinetic assessement of the muscles of the trunk in chronic low back pain patients. Isokinetic exerc Sci 13(1):51.

(27) Thorstensson A and Arvidson A (1982) Trunk muscle strength and low back pain. Scan J rehab Med 14: 69-75.

(28) Crossman K, Mahon M, Watson P, Oldham J, Cooper R (2004) Chronic Low Back Pain-Associated Paraspinal Muscle Dysfunction is not the Result of a Constitutionally Determined "Adverse" Fiber-type Composition Spine: 29 ; 628-634.

(29) Elfing B, Deredig A, Gunnar N (2003) Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble - electromyography and health-related factors. Clinical Biomechanics 18 ; 619-630.

(30) Costa, R.A., Magalhaes de Oliveira, L., Watanabe, S.H., Jones, A. and Natour, J. 2010. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. Clinics (Sao Paulo), 65(12): 1253-1259.

(31) Vitte E, Chavallier JM, Barnaud A (2007) Nouvelle anatomie humaine. Atlas médical pratique. Nomenclature international, française classique et anglo-saxonne. Ed Vuibert – Pippa.

(32) Julia M, Dupeyron A, Laffont I Parisaux JM, Lemoine F, Bousquet PJ. and Hérisson C (2010) Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 53, 293-305.

(33) Dugailly, P.M. (2005). Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: a reproducibility study. Isokinetics and Exercise Science 5;13: 129-37.

(34) Arokoski, M.H., Arokoski, J.P., Haara, M., Kankaanpaa, M., Vesterinen, M. and Niemitukia, L.H. 2002. Hip muscle strength and muscle cross-sectional area in men with and without hip osteoarthritis. Journal of Rheumatoly 29(10): 2185-95.

(35) Netter FH (2002) Atlas d'Anatomie Humaine ed Maloine.

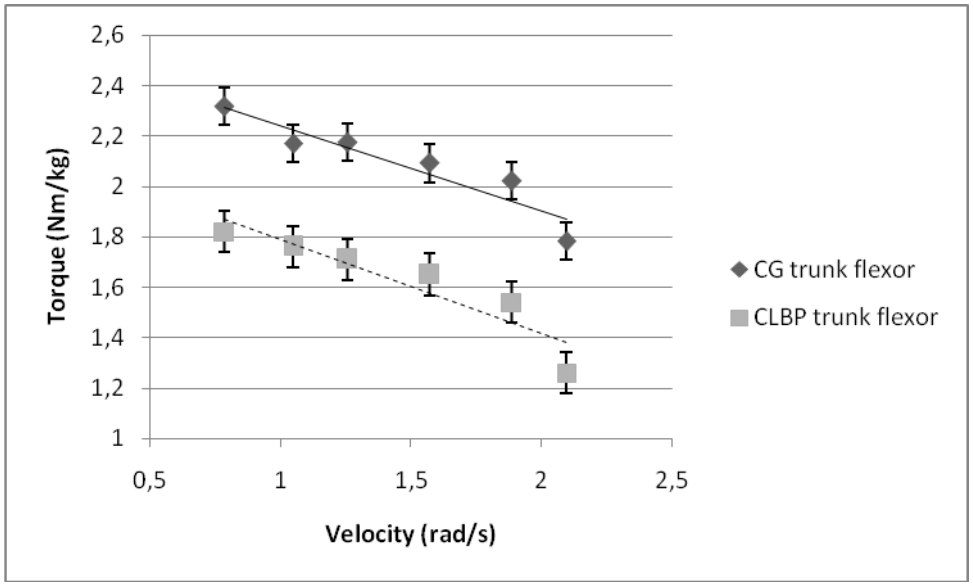
(36) Revel, M. (1995) La rééducation dans la lombalgie commune : mise au point. Revue du rhumatisme 62(1): 37-47.

(37) Bibré, P., Voisin, P. and Vanvelcenaher, J. (1997). Ischio-jambiers et lombalgies chroniques. Annales de Kinésithérapie 24(7): 328-334.

(38) Linton SJ, Melin L, Gotestam KG (1984) Behavioural analysis of chronic pain and its management. Progress in behavioural modification. New York: Academic press.

Figure 1: Initial subject's positions during hip flexion (left picture) and extension (right picture) contractions.

Figure 2: Torque-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) for flexor and extensor trunk muscles.



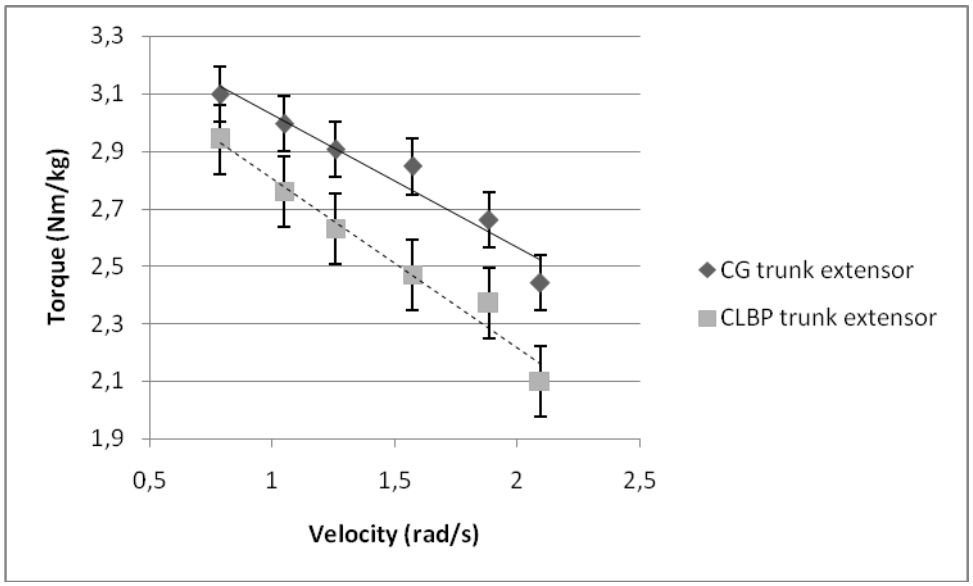
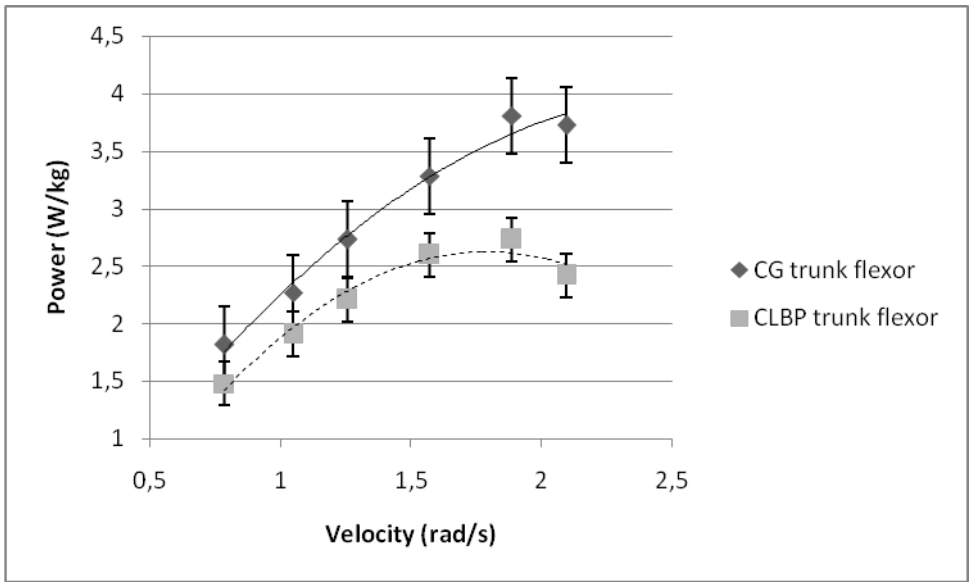


Figure 3. Power-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) for flexor and extensor trunk muscles.



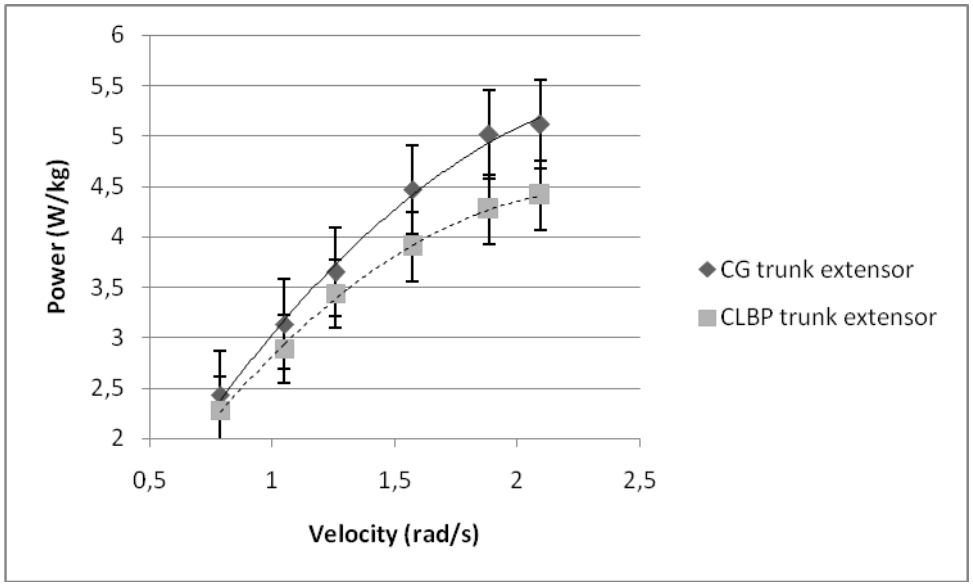
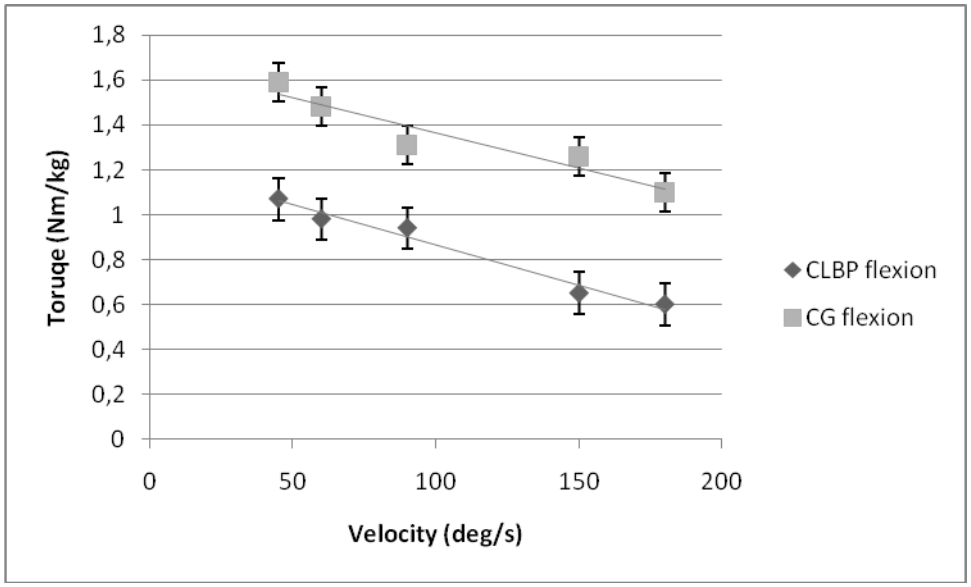


Figure 4. Torque-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) during hip flexion (flexion) and hip extension (extension) for right side.



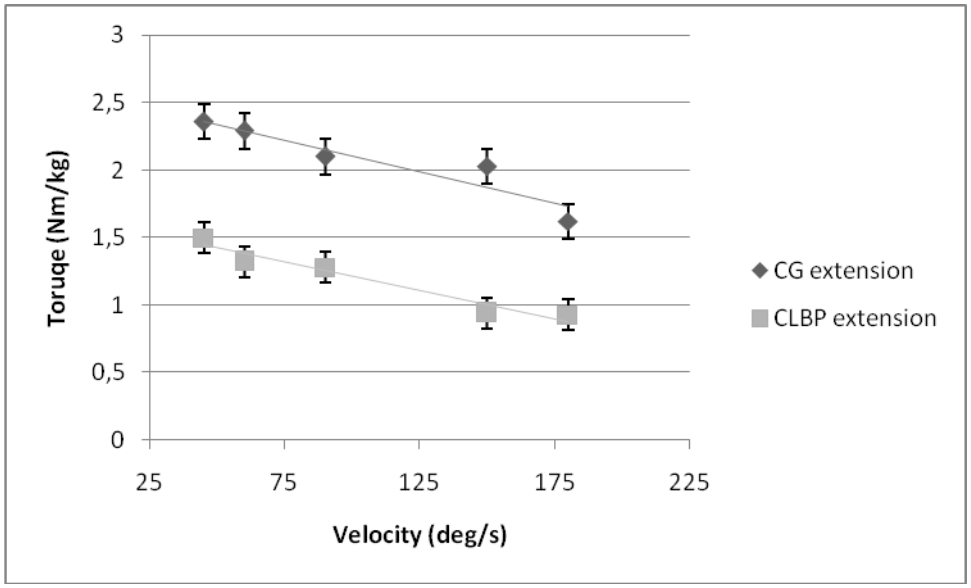
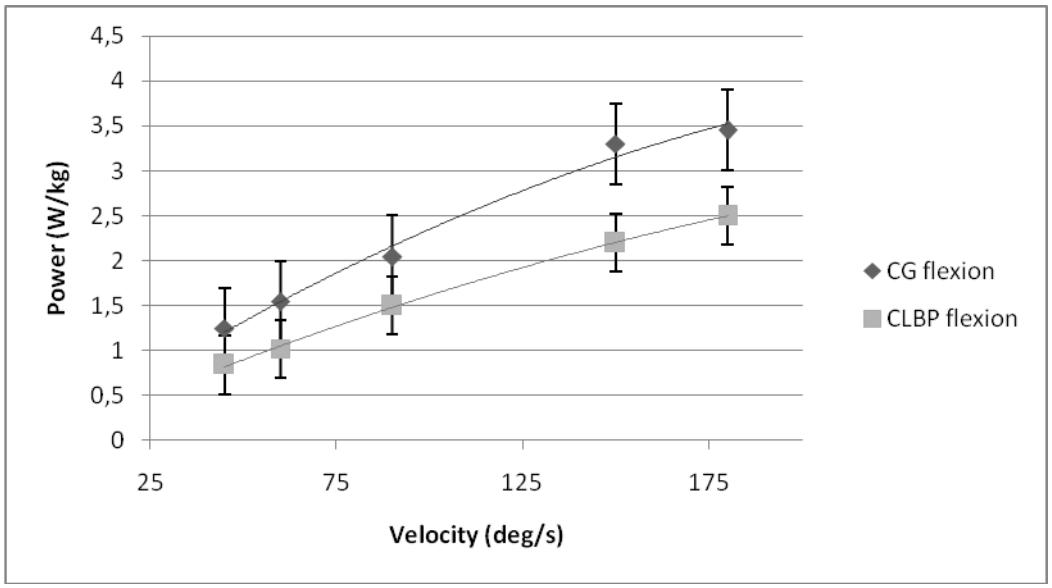


Figure 5. Power-velocity relationships obtained for control group (CG) and for low back pain group (CLBP) during hip flexion (flexion) and hip extension (extension) for right side.



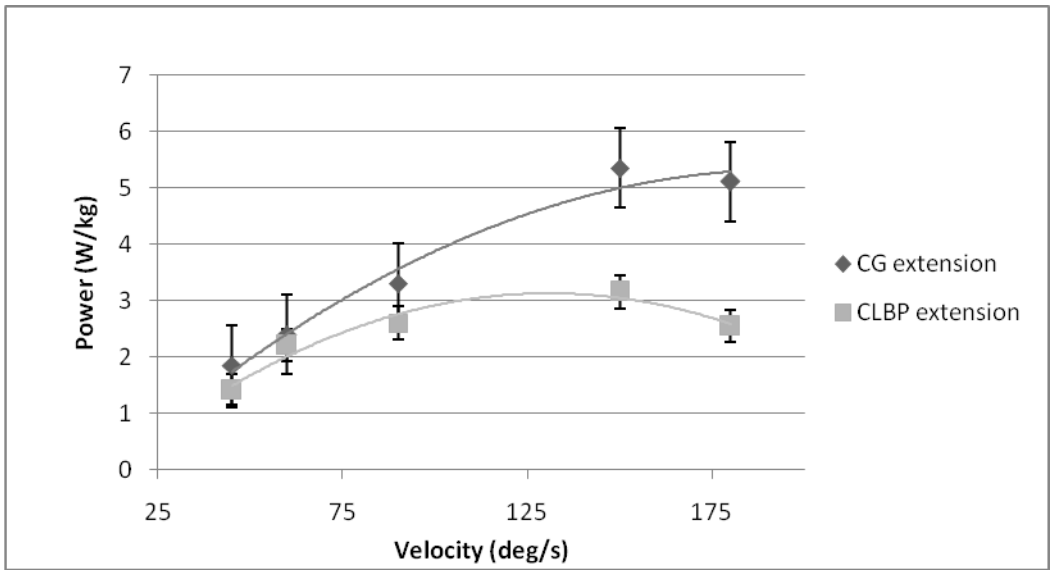


Table1. Anthropometrics data for chronic low back pain (CLBP) and control groups (CG). Data are means (standard deviation)

	CLBP	CG	*p*
Age (years)	42.4 (7.4)	40.5 (5)	ns
Height (m)	1.7 (4.5)	1.8 (6.7)	ns
Weight (kg)	91.8 (29.6)	72.4 (8.7)	$p < 0.05$

ns: non-significant difference

Table 2. Torque-velocity and power-velocity relationships: maximal moment (T_0) and maximal power (P_{max}) **for right side (R) and left side (L) for hip** flexion (Flex) and hip extension (Ext), and for trunk flexor (Flex) and extensor (Ext) muscles in both groups: chronic low back pain patients (CLBP) and control group (CG). Values are Mean (SD).

	Hip					
	CG		CLBP			
	Flex	Ext	Flex R	Ext R	Flex L	Ext L
T_0 (Nm.kg^{-1})	1.6 (0.4)	2.6 (0.6)	0.9 (0.3)‡	1.4 (0.5)‡	0.9 (0.3)‡	1.3 (0.4)‡
P_{max} (W.kg^{-1})	4.5 (1.4)	9.1 (6.5)	2.0 (1.8)‡	2.7 (1.7)‡	1.6 (1.1)‡	1.8* (0.8)‡

* **p<0.05, significantly different in a paired group**

‡: p<0.05, significant difference between the two groups within the considered mouvement

Annexe 4

Relationships between hip muscles and trunk flexor and extensor muscles in chronic low back pain patients : a preliminary study.

A.Lemaire, A. Lisembart, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani

Accepté dans CMMBE, Vol. 16, Suppl. 2, ISSN : 1025-5842

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2013
Vol. 16, No. S1, 161–163, http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2013.815938

Relationships between hip muscles and trunk flexor and extensor muscles in chronic low back pain patients: a preliminary study

A. Lemaire[a,b]*, M. Ripamonti[a], M. Ritz[b] and A. Rahmani[a]

[a]*Laboratoire 'Motricité, Interactions, Performance', EA4334, Université du Maine, France;* [b]*Centre de l'Arche, Pôle Régional Spécialisé en Médecine Physique et Réadaptation, France*

Keywords: isokinetic; trunk muscles; lower limbs; low back pain

1. Introduction

Chronic low back pain (CLBP) is characterised by an imbalance between trunk flexor and extensor muscles responsible for significant functional impairment, inducing a complex rehabilitation programme. In a previous study (Lemaire et al. 2012), a significant difference on torque and power leg extensor production was observed between CLBP patients and healthy subjects, but the impact on CLBP was not clearly demonstrated. Nevertheless, previous studies showed that lower limbs must be considered in the CLBP rehabilitation (Scholtes et al. 2009). Indeed, low back pain seems to be related to lower limbs, and particularly with pelvis muscle. Studying hip flexor and extensor muscles seems to be interesting as these muscles have an important postural and dynamic role especially at lumbar spine (Marieb 1998) and can therefore induce pain in CLBP.

The aim of this study was (i) to evaluate hip flexor and extensor muscles using torque–velocity and power–velocity relationships and (ii) to determine whether a possible imbalance in CLBP patients can be related to the trunk muscles.

2. Methods

Eleven CLBP patients (42.4 ± 7.4 years, 91.8 ± 29.6 kg, 173 ± 4.5 cm) included in a 5-week multidisciplinary rehabilitation programme proposed by The Centre de l'Arche (Le Mans, France), volunteered to participate in this study following the Lombaction's standardised protocol from Angers' University Hospital.

2.1 *Protocol*

Hip and trunk flexions and extensions were performed on a Biodex isokinetic dynamometer at three different days (day 1: hip; days 2 and 3: trunk flexion and trunk extension, respectively). Subjects were asked to produce a maximal effort by mobilising muscles as quickly as possible to produce a full movement. Only the concentric part of the movement was considered.

2.2 *Hip flexion and extension*

Subjects were lying on their back on the Biodex with an angle of 10° at the hip joints to prevent induced lordosis, and fastened with a belt at the chest, the ischium and the thigh for the leg that does not work. Subjects had to keep their hand crossed on their chest. Thigh of tested hip was attached to the level arm of the Biodex (Figure 1). Each subject had to perform four maximal contractions of the extensor and the flexor muscles of the hip at 180, 150, 90, 60 and 45° s^{-1}. Range of motion was 60° (starting position at 10° straight leg and end position leg bend with 70° at the hip joint).

2.3 *Trunk flexion and extension*

Subjects were asked to realise trunk flexion and extension in a sitting position with their upper body strapped to the back of the chair, their legs strapped and positioned on tiptoes with a 15° maximal knee angle to minimise their involvement in trunk flexion and extension. Once the position was properly set, mechanical stops were positioned to allow a trunk flexion/extension with maximal amplitude of 60°. Five contractions were performed at 120, 105 and 90° s^{-1} and three at 75, 60 and 45° s^{-1}.

For each isokinetic measurement, a rest time of 1 s between two contractions was imposed to avoid the use of the eccentric phase between two consecutive contractions. Each preset velocity was spaced by 250 s. For each

*Corresponding author. Email: alexandra.lemaire.etu@univ-lemans.fr

© 2013 Taylor & Francis

jj

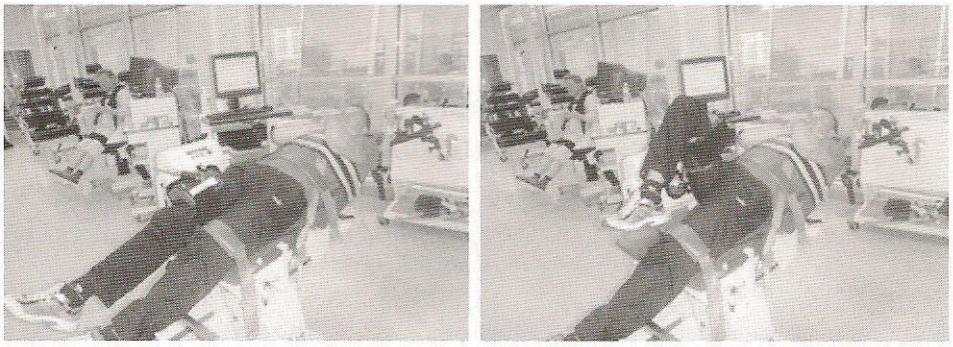


Figure 1. Subjects' position during hip flexion and extension evaluation.

selected velocity, only the trial with the highest peak torque produced was considered for the data analysis.

2.4 *Data analysis*

Values obtained from force-velocity and power–velocity relationships were plotted, allowing an extrapolation of external mechanical parameters: the maximum moment (T_0), the maximum power (P_{max}) and the maximum velocity contraction (V_0).

2.5 *Statistical analysis*

Normality of data was checked. A Student's paired *t*-test was used to compare the results obtained for dominant and non-dominant sides for hip flexions and extensions, and for trunk flexions and extensions. Simple and multiple regressions were used to identify relationships between hip and trunk mechanical parameters. The significant level was set at $p < 0.05$.

3. Results and discussion

Mechanical parameters determined from the torque–velocity and power–velocity are listed in Table 1. T_0 and P_{max} were significantly higher for the trunk extensor than for the flexor muscles ($p < 0.05$), with no statistical difference for V_0 (maximal velocity) as shown in previous studies (Ripamonti et al. 2011).

Results obtained for both hip flexion and extension showed no difference between dominant and non-dominant sides, whatever the considered mechanical parameter. This was in agreement with previous results realised with healthy subjects (Costa et al. 2010). Nevertheless, the hip flexion:extension ratio, equal to 0.70 in the present study, was higher than the ratio obtained in healthy subjects (0.57 for Arokoski et al. 2002). These results showed a deficit in hip extensor and flexor muscles for CLBP patients, with a more marked deficit for extensor muscles. This could be explained by the deconditioning syndrome observed in CLBP (Poiraudeau et al. 2004) and suggest that patients are not able to mobilise their muscular chain in the same way as healthy subjects.

Table 1. Torque–velocity and power–velocity relationships: maximal moment (T_0), maximal velocity (V_0) and maximal power (P_{max}) for dominant side (D) and non-dominant side (ND) for hip flexion (Flex) and hip extension (Ext), and for trunk flexor (Flex) and extensor (Ext) in two groups: CLBP patients and control group (CG).

	T_0 (Nm kg^{-1})	V_0 (s^{-1})	P_{max} (W kg^{-1})
Hip			
Flex D	0.9	475.6	2.7
	(0.3)	(177.5)	(1.8)
Flex ND	0.9	426.4	1.8
	(0.3)	(206.8)	(1.1)
Ext D	1.4	277.8	2.0
	(0.5)	(99.4)	(1.7)
Ext ND	1.3	335.3	1.6
	(0.4)	(148.9)	(0.8)
Trunk			
Flex	2.0	340.6	3.0
	(0.6)	(91.6)	(1.1)
Ext	3.0	377.2	4.7
	(0.7)*	(105.8)	(1.9)*

Note: Values are mean (SD). *Significantly different from trunk flexion ($p < 0.05$).

Simple and multiple regressions showed no relationships between T_0, V_0 and P_{max} obtained for trunk flexor and extensor muscles, and hip flexor and extensor muscles. Nevertheless, a preliminary study (personal data) evaluating trunk and hip in healthy subjects showed relationships between each mechanical parameter (i.e. T_0, P_{max} and V_0) obtained for trunk and for hip extensor. These first results suggest that hip extensor muscular weakness should be related to low back pain. This hypothesis needs to be confirmed. Investigations including more healthy subjects are in progress.

This should be taken into account during the CLBP rehabilitation since these muscular groups are often used during daily activities (Marieb 1998), but they are not especially trained during a rehabilitation programmes. It

should be interesting to establish a specific hip muscles' rehabilitation programme in CLBP and to assess whether they have a real impact or not on CLBP.

4. Conclusions

This study revealed a weakness in hip flexor and extensor muscles for CLBP in addition to the classical trunk imbalance. These results induced new perspectives in the CLBP support. It should be interesting to evaluate hip muscles systematically and to introduce a specific torque and power work for these muscles in CLBP rehabilitation.

Acknowledgements

The authors are grateful to the participants for their involvement in this study and to the Centre de l'Arche for the use of Biodex.

References

Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, Kankaanpaa M, Vesterinen M, Niemitukia LH. 2002. Hip muscle strength and muscle cross-sectional area in men with and without hip osteoarthritis. J Rheumatol. 29(10):2185–2195.

Costa RA, Magalhaes de Oliveira L, Watanabe SH, Jones A, Natour J. 2010. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. Clinics (Sao Paulo). 65(12):1253–1259.

Lemaire A, Ripamonti M, Ritz M, Rahmani A. 2012. Influence of lower limbs strength on trunk flexion and extension in chronic low back pain patients. Comput Methods Biomech Biomed Eng. 15:206–207.

Marieb EN. 1998. Anatomie et physiologie humaine. 4ème ed. De Boeck Université. Version française de Human Anatomy and Physiology, Vol. 10; p. 342–354.

Poiraudeau S, Lefevre Colau MM, Fayad F, Rannou F, Revel M. 2004. Lombalgies. EMC-Rhumatologie. Orthopédie. 295–319.

Ripamonti M, Colin D, Rahmani A. 2011. Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. Isokinet Exerc Sci. 19:83–89.

Scholtes SA, Gombatto SP, Van Dillen RL. 2009. Differences in lumbopelvic motion between people with and people without low back pain during two lower limb movement tests. Clin Biomech. 24:7–12.

j Annexe 5

Agreement of three vs. eight isokinetic preset velocities to determine knee extensor torque- and power- velocity relationships

A.Lemaire, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani

Accepté dans Isokinetic and Exercise, 2013

Agreement of three *vs.* eight isokinetic preset velocities to determine knee extensor torque- and power-velocity relationships

A. Lemaire *[‡†], M. Ripamonti [‡], M. Ritz [†], A. Rahmani [‡]

[‡] LUNAM Université, Université du Maine, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" EA4334, Avenue Olivier Messiaen, 72085 LE MANS CEDEX 9, France

[†] Centre de l'Arche, Pôle Régional Spécialisé en Médecine Physique et Réadaptation. 1 Boulevard Maule, 72650 Saint Saturnin

*corresponding author : alexandra.lemaire.etu@univ-lemans.fr ; tel : +330662314827

Paper submitted: 5.4.13, paper accepted: 2.8.13

ABSTRACT

Background. Torque and power-velocity relationships obtained during isokinetic evaluation can be useful for rehabilitation program. Nevertheless, their determination requires a substantial number of measures using different velocities, inducing time-consuming protocols.

Objective. The aim of the present study was to assess the agreement between a short isokinetic protocol, including three angular velocities (P_3) and a longer one including eight angular velocities (P_8).

Methods. Sixteen healthy male subjects performed isokinetic knee extensions at several preset velocities during two protocols. The first included eight velocities ranging from 60 to 270°/s (P_8), whereas the second (P_3) consisted of three velocities (90, 180 and 240°/s). Mechanical parameters: theorical maximal isometric torque T_0, theorical maximal velocity V_0, and maximal power P_{max}, were extrapolated from torque- and power-velocity relationships for both P_8 and P_3.

Results. The torque- and power velocity relationships drawn from each protocol were in agreement since no significant differences were found for either each extrapolated mechanical parameters, between the slopes of the torque-velocity relationships, or between the polynomial regression coefficients of the power-velocity relationships resulting from P_8 and P_3.

Conclusion. The agreement between the short and long protocols allows reduction of fatigue and loss of motivation that may occur during full velocities testing particularly during rehabilitation program.

KEY WORDS*:* protocols agreement, mechanical parameters, torque and power-velocity relationships.

INTRODUCTION

Torque- and power-velocity relationships determined from isokinetic measurements are useful for quantifying various parameters of individual muscular capacity [1-2]. For example, Clemençon et al [3] have shown that maximal power was of value in the determination of physical performance in older adults. Indeed, leg power and corresponding optimal velocity were found to be significantly correlated with physical performance as measured by 6-m walking speed, chair-stand time and stair-climb time. These results may provide more incentive for power/velocity-oriented training as a means of improving functional status. Recently, Ripamonti et al. [4] have demonstrated that maximal power could be used as a quantitative factor for the chronic lower back pain. Comparing healthy and low back pain male subjects, maximal power was the only parameter which showed a significant difference ($P < 0.01$) between the two populations for both trunk flexion and extension movement. The authors concluded that rehabilitation programs should thus focus on strength training for the extensor muscles whereas the flexor group should follow velocity exercise session.

Several studies have clearly demonstrated a linear torque (force)-velocity relationship whatever the type of contraction and the movement considered [5, 6, 7, 8, 9, 10, 11], leading to a second order polynomial power-velocity relationship [8, 10]. Some indicators of muscle function may be derived from these relationships. Theoretical maximal isometric force or torque (T_0) and theoretical maximal velocity (V_0) are defined as the intersection of the linear torque–velocity relationship with the torque and velocity axes, respectively [11, 12]. In addition, the parabolic power–velocity relationship gives a specific parameter: optimal velocity (V_{opt}), corresponding to maximal power (P_{max}).

As mentioned above, determination of these parameters has practical applications particularly during rehabilitation. Extrapolating muscular parameters from the torque and power–velocity relationships enables patients to be safely assessed against adapted resistance. Nevertheless, establishing these relationships requires six to eight measurements (*i.e.* maximal moment and power at several preset velocity) [13], and even more in some cases [14]. Consequently, the evaluating sessions take a long time and may induce fatigue and loss of motivation that can influence the shape of torque-velocity relationships [9] which may in turn lead to complications in the clinical evaluation.

The purpose of the present study was therefore to assess the agreement in extrapolated parameters from torque- and power-velocity relationships between 3 and 8 test velocities in order to examine the feasibility of test optimization.

METHOD

Participants. Sixteen healthy men with neither a history of low back pain nor a trauma to the lower limbs volunteered to participate in the study. Their mean±SD age, height and body mass were 29.3 (11.5) years, 1.79 (0.16) m, 74.2 (13.5) kgf, respectively. The tests were part of a more general assessment session including an evaluation of the lower limbs (knee and hip). Testing was carried out in accordance with the Helsinki regulations. Informed consent forms were signed, ahead of assessment. To familiarize the participants with isokinetic knee extensions, several sub-maximal exercises were also performed.

Protocol.

Isokinetic knee extensions of the right leg (dominant leg for each participant) were conducted using a calibrated Biodex System 4 dynamometer (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley,

NY). Care was taken to ensure that each participant was correctly positioned in the apparatus, with the lever arm individually adjusted for body size. To avoid any underestimation of torque [5, 16, 17] and to ensure data reliability, the inertia of the participant's limb and of the lever arm of the isokinetic device were measured ahead of testing. This calibration was conducted with the participant sat with the leg at 30° from full extension and completely relaxed. The gravitational errors of the test segment and dynamometer input arm were estimated by measuring the dynamometer moment in this specific position.

Testing was conducted in the seated position with the motor axis aligned with the lateral femoral condyle. The trunk was then strapped to the back of the chair with two belts at the shoulders' level. The hip was also strapped to fix the pelvis on the seat, to prevent the use of any other part of the body, and to keep a 90° angle according to the manufacturer indications. The tested leg was attached to the lever arm of the dynamometer. The subjects were asked to hold the trunk strap with their hand, without contracting the upper limbs. If any arm movement was observed, the trial was not recorded and was repeated after a rest period of 4 minutes controlled by a stopwatch. The tested RoM was 90° with full extension of the leg identified as 0°.

After completing a 10 minutes warm up on a cycle ergometer: 50 watts at 50 to 60 rpm, a familiarization session followed during which subjects were asked to perform 3 submaximal trials at each preset velocity before the criterion test. During the testing session, subjects performed four maximal contractions at eight preset velocities, entitled as protocol P_8: 270, 240, 210, 180, 150, 120, 90 and 60°/s. However the velocity order was randomized. During the next session, one week later, at the same time, subjects were tested at 240, 180 and 90°/s, entitled as protocol P_3. The order of the protocols was randomized namely some subjects were tested with P_8 first, while others were initially tested with P_3. At each velocity, subjects

were asked to perform the concentric extensions as rapidly and forcefully as possible. The return movement was done passively at a speed of 300°/s. A 1-s break was set between two consecutive contractions to avoid any possible influence of stretch-shortening cycle. A rest period of 4 minutes was maintained between two preset velocity trials. For each preset velocity, the trial presenting the highest peak torque was considered representative of the maximal capacities of the subjects. Verbal encouragements were given to the participants during all trials.

Data analysis. The Peak torque (T_{peak}) was identified as the highest value attained during the period of constant preset velocity. The instantaneous peak power (P_{peak}, highest power value at the same preset velocity) was calculated as the product of T_{peak} and the constant corresponding angular velocity.

The torque-velocity relationships were determined separately for P_8 and P_3. As these relationships took a largely linear form, the theoretical maximal isometric torque (T_0) and the theoretical maximal velocity (V_0) were extrapolated as the intercept with the torque and velocity axes, respectively. Therefore T_{peak} was expressed as $T_{peak} = aV + b$, where V was the preset velocity and a and b - the linear regression coefficients. T_0 was obtained for V=0 and hence equal to the coefficient b, whereas V_0, which is the velocity corresponding to T=0 was then equal to –b/a.

The power-velocity relationships, which took the form of a second order polynomial were determined using P_{peak} values measured at each preset velocity (i.e. P_8 and P_3) for each protocol). The power velocity relationships were expressed as: $P_{peak} = cV^2 + dV + e$, where c, d and e were the second order polynomial regression coefficients. The highest point of the

power–velocity relationship, maximal power (P_{max}) was also extrapolated from the second order polynomial curve.

A third experimental condition (P'_3) was defined from P_8: the torque and power-velocity relationships were established from the 240, 180 and 90°/s velocities measurements of $P8$, and the external mechanical parameters (T_0, V_0 and P_{max}) were extrapolated.

Statistical analysis. Data are presented as mean ± standard deviation (SD). Statistical analyses were realized with Statview (5.0). Linear and polynomial regressions were used to describe the torque-velocity and power-velocity relationships, respectively. The corresponding coefficient of correlation (r) and level of significance (p) were also given.

Normality of distribution and homogeneity of variance in the torque data sets were checked with the Skewness and Kurtosis analysis. The mechanical parameters (T_o, V_o and P_{max}) determined from the torque- and power-velocity relationships during P_8, P_3 and P'_3 were assessed using ANOVA with repeated measures. A paired student t test was also used to compare both the slopes of the torque-velocity relationships drawn from P_8 and P_3 and the polynomial regression coefficients defining the power-velocity relationships during the two protocols. A Bland-Altman analysis [18] was carried out to compare the mechanical parameters derived from the two protocols. The absolute bias between two methods was calculated as: absolute bias = [(reference method-other method)/reference method)]*100. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$ for all statistical procedures.

RESULTS

The torque-velocity relationships exhibited a significant linear shape which were valid for P_8 and P_3 as a whole group (mean values) and for each subject (r = 0.72-1, $p < 0.05$) **(Fig. 1)** The power-velocity relationships were significantly described by a second-order function, for both P_8 and P_3 (r = 0.83-1, $p < 0.05$), and valid only for the ascending part of the curve **(Fig. 2).**

Values of the mechanical parameters T_0, V_0 and P_{max} obtained during P_8, P_3 and P'_3 are listed in **Table 1.** No significant difference was observed between the different parameters. Moreover, comparison between the slopes of the torque-velocity relationships showed no statistical differences (slope = 9.1± 0.3 for P_8, *vs.* 9.9 ± 1.5 for P_3). Similarly, the coefficients describing the power-velocity relationship during P_8 were not different from those applicable in P_3.

Finally, the Bland and Altman plots comparing two methods are presented in **Fig. 3**. The **absolute bias between the two** protocols was lower than 3% for T_o, P_{max} and V_o whereas it was lower than 12% between P_8 and P'_3 and between P_3 and P'_3.

DISCUSSION

Results of the present study show that the torque- and power velocity relationships can actually be determined from as little as 3 distinct velocities. Whatever the considered protocol, torque- and power-velocity relationships obtained during P_8 and P_3 were in agreement with those currently reported in the literature [5, 6, 7, 8, 9, 10, 11]. Furthermore, the findings derived from the two protocols were individually valid irrespective of the relationships. This was also supported by the non-significant difference between the slopes and polynomial coefficients describing the torque-velocity and power-velocity relationships for P_8 and P_3, respectively. Thus, 3 instead of 8 velocities are sufficient for this purpose. The power-velocity relationships failed to observe a complete evolution, in particular the descending part of the curve, in accordance with previous studies [7, 8]. This can be explained by the constraint of the maximal velocity tested in this study. Noteworthy, using higher velocities could induce, for some subjects, an extreme test condition that they could not fulfill. Moreover, performing knee extension at higher velocities may not necessarily modify the power-velocity relationship. First it should be realized that already at lower velocities, the isokinetic sector is very limited [19]. Secondly, the results indicated that the maximal power extrapolated from the second order equation of the power-velocity relationships was not significantly different from the highest power obtained at the highest preset velocity (270°/s). Thus, extrapolating P_{max} from the polynomial equation is generally acceptable [7].

The validity of a shorter protocol is also supported by the non-significant differences between the mechanical parameters extrapolated from P_8 and P_3. The mean bias (lower than 3%) and the fact that every points are in the range of the 2SD obtained in Bland and Altman plots evidenced acceptable accuracy for T_o, V_o and P_{max} and support the validity of P_3. In the same way, the mechanical parameters determined from P'_3 have shown no statistical difference

compared to those extrapolated from P_8 and P_3. This result leads us to explain why the protocol P_3 was done. Indeed, P'_3 was actually defined from P_8 by suppressing mathematically five preset velocities. Nevertheless, it should be kept in mind that this artificial mean should not represent the real effort produced by the participant during the evaluation. The motivation and engagement of the patient could be influenced by the time spent on the isokinetic device during P_8, where about 45 minutes are needed to complete the protocol compared to about 15 min that are spent using P_3.

A short protocol is therefore efficient in the context of rehabilitation where it is important to evaluate the subjects at several time points [3, 8, 21, 22]. Determination of the mechanical parameters from a short protocol including only three experimental points had practical applications. Firstly, a shorter protocol permits gain of time. This can be very important for clinical implication because it allows examining a higher number of patients per day. Secondly, a shorter protocol reduces the fatigue phenomenon and the loss of motivation that can influence results. Thirdly, the shorter time spent to perform the evaluation authorizes the clinicians to realize a complete physical analyze, including the two lower limbs during the same session, to allow measuring imbalance for example.

CONCLUSION

This study showed the agreement of a short knee extension protocol, including only three preset velocities, and pointed out the idea that the external mechanical parameters determined from the torque-velocity and power-velocity relationships obtained from this shorter protocol were reasonable compared to a longer protocol including eight velocities. As part as the clinical evaluation or in sport evaluation, a shorter protocol *i)* allows including or testing more people (30 minutes of evaluation instead of 1h30 for each subject), *ii)* reduces the fatigue phenomenon and the loss of motivation that can occur during a longer protocol.

REFERENCES

[1] Genty M., Schmidt D. 1999. Place de l'isocinétisme dans le réentrainement à l'effort du lombalgiques chronique In : Hérisson C., Revel M., Ed. *Rééducation physique et lombalgie. Masson*, 76-82.

[2] Gülch R.W. 1994. Force-velocity relations in human skeletal muscle. *Inl J Sports Med, 15*, 2-10.

Rochcongar P. 2004. Evaluation isocinétique des extenseurs et fléchisseurs du genou en médicine du sport : revue de littérature. *Am J Phys Med Rehabil, 47*, 274-281.

[3] Clémençon, M., Hautier, C.A., Rahmani, A., Cornu, C., Bonnefoy, M. 2008. Potential Role of Optimal Velocity as a Qualitative Factor of Physical Functional Performance in Women Aged 72 to 96 Years. *Arch Phys Med Rehabil*, 89, 1594-1599.

[4] Ripamonti, M, Colin, D., Rahmani, A. 2011. Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. *Isokinetics and Exercise Science* 19, 1–7.

[5] Parker M., Ruhling R., Bolen T., Edge R., Edwards S. 1983. Aerobic training and the force-velocity relationship of the human quadriceps femoris muscle. *J Sci Sports Med, 23*, 136-147.

[6] Perrine J., Edgerton V.R.. 1978. Muscle force-velocity and power velocity relationships under isokinetic loading. *Med Sci Sports, 10*, 159-166.

[7] Rahmani A., Viale F., Dalleau G., Lacour J.R. 2001. Force and power-velocity relationships in squat exercise. *Eur J Apply Physiol, 84*, 227-232.

[8] Rambaud O., Rahmani A., Moyen B., Bourdin M. 2008. Importance of the upper-limb inertia in calculating bench press force. *J Strength Cond Res, 22*, 383-389.

[9] Ripamonti M., Colin D., Rahmani A. 2008. Torque-velocity and power-velocity relationships during isokinetic trunk flexion and extension. *Clin Biomech, 23*, 520-526.

[10] Taylor N.A.S., Cotter J.D., Stanley S.N., Marshall R.N. 1991. Functional torque velocity and power-velocity characteristics of elite athletes. *Eur J Apply Physiol, 62*, 116-121.

[11] Vandewalle H., Peres G., Heller J., Panel J., Monod H. 1987. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Apply Physiol, 56*, 650-656.

[12] Driss, T., Vandewalle, H. and Monod, H. 1998. Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players. Correlation with the vertical jump test. *J of Sports Med and Physical Fitness* 38(4): 286-293.

[13] Yamauchi J., Mishima C., Fujiwara M., Nakayama S., Ishii N. 2007. Steady-state force-velocity relation in human, multi-joint movement determined with force clamp analysis. *J Biomech, 40*, 1433-1442.

[14] Chow J.W. 1998. Knee joint forces during isokinetic knee extensions: a case study. *Clin Biomec, 14*, 329-338.

[15] Baltzopoulos V., Brodie D.A. 1989. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med, 8*, 101-116.

[16] Delitto A. 1990. Isokinetic dynamometry. *Muscle Nerve, 13*, 53-57.

[17] Kellis E., Baltzopoulos V. 1996. Resistive eccentric exercise: effects of visual feedback on maximum moment ok knee extensors and flexors. *J Orthop Sports Phys Ther, 23*, 120-124.

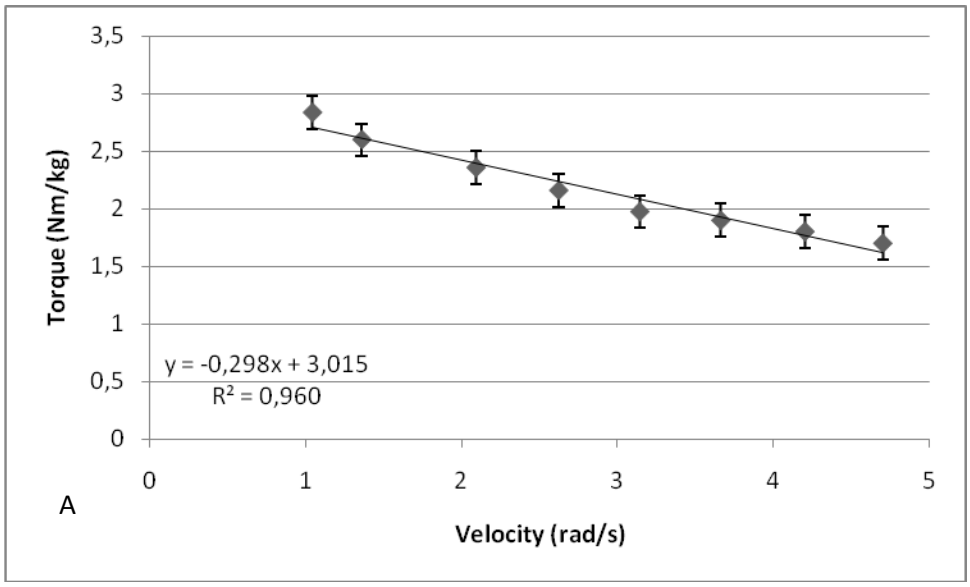
[18] Bland J.M., Altman D.G. 1986. Statistical methods for assessing agreement between the two methods of clinical measurement. *Lancet 1 (8)*, 307-310.

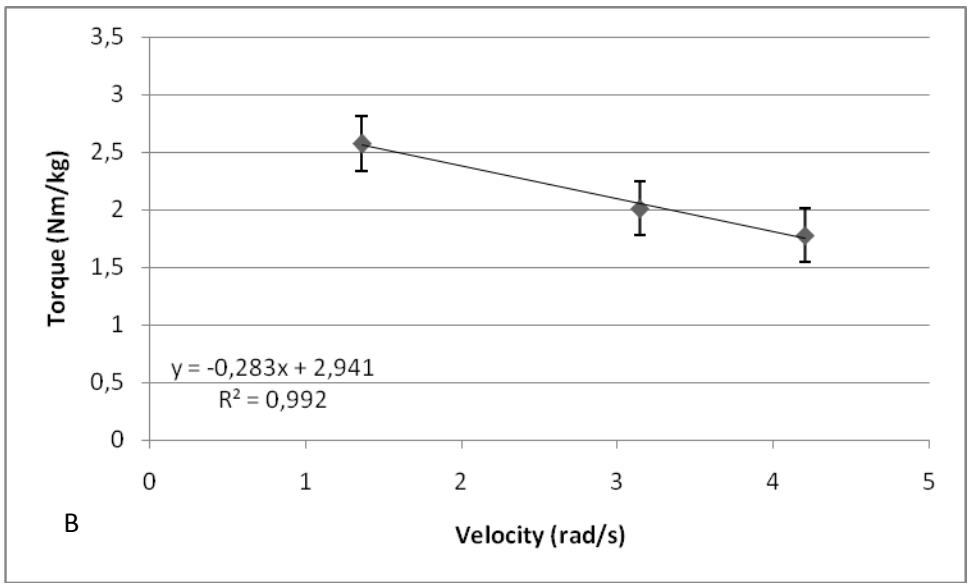
[19] Dvir Z. Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications. *2nd edition*, Elsevier-Churchill Livingstone, Edinburgh, 2004).

[20] Bishop K.N., Durrant E., Allsen P.E., Merrill G. 1991. The effect of eccentric strength training at various speeds on concentric strength of the quadriceps and hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther, 13*, 226-230.

[21] Mannion A.F., Jakeman P.M., Willan P.L. 1992. Effects of isokinetic training of the knee extensors on isometric strength and peak power output during cycling. *Eur J Apply Physiol, 65*, 370-375.

Figure 1. Torque-angular velocity relationships obtained for the mean values obtained for both subject in P_8 (A) in P_3 (B) and in $P_{3'}$(C).





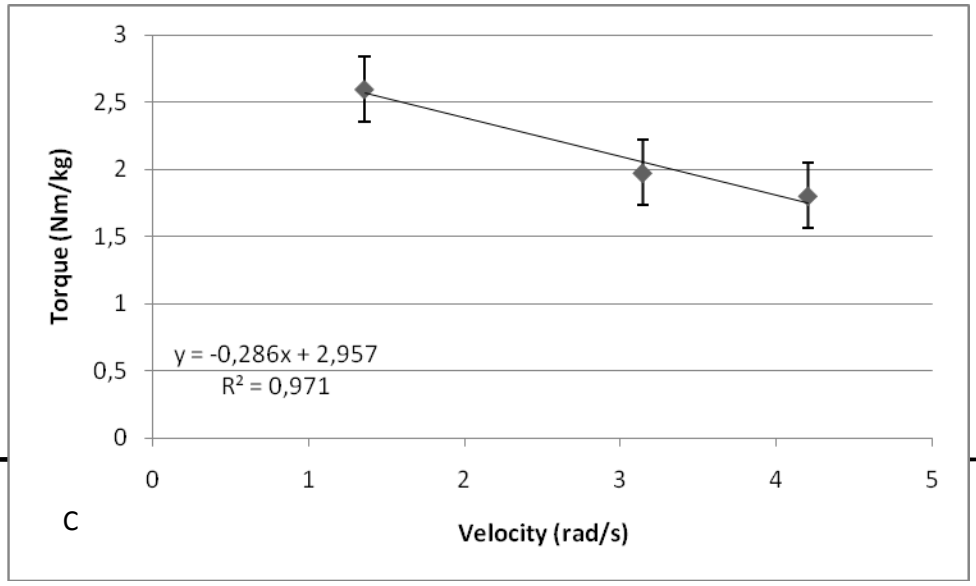
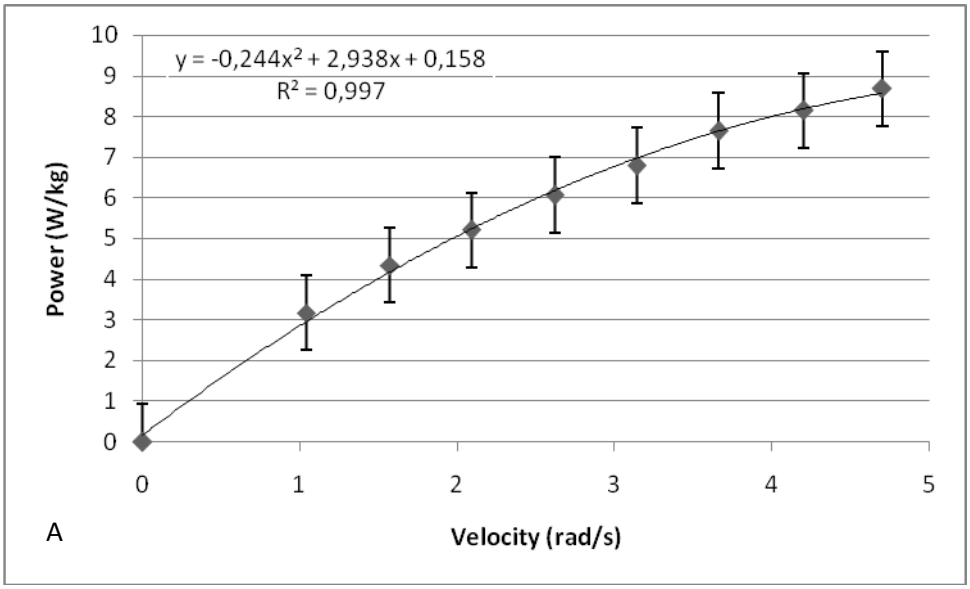
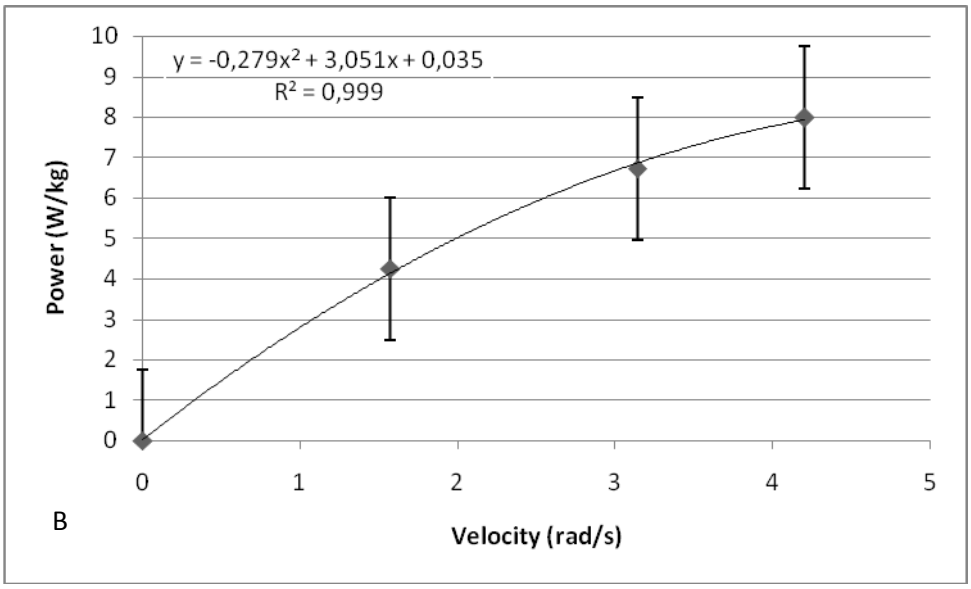


Figure 2. Power-angular velocity relationships obtained for the mean values obtained for both subject in P_8 (A) in P_3 (B) and in P_3 (C





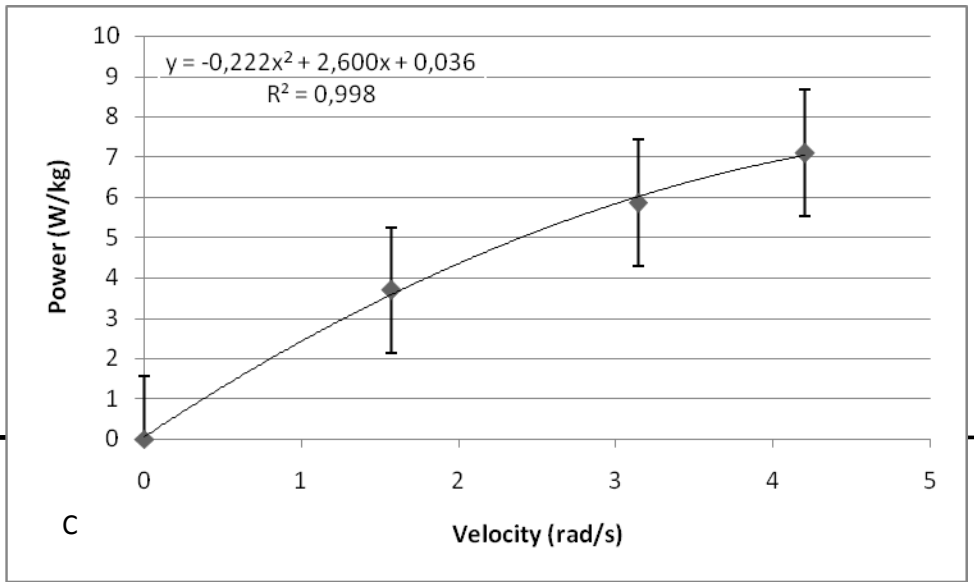


Figure 3. Bland and Altman plots of differences between P_8, P_3 and P'_3 for torque (T_o), velocity (V_o) and power (P_{max}). The solid horizontal corresponds to the mean bias. Upper and lower horizontal lines represent the limit of agreement (mean ± 1.96 SD of the difference between methods).

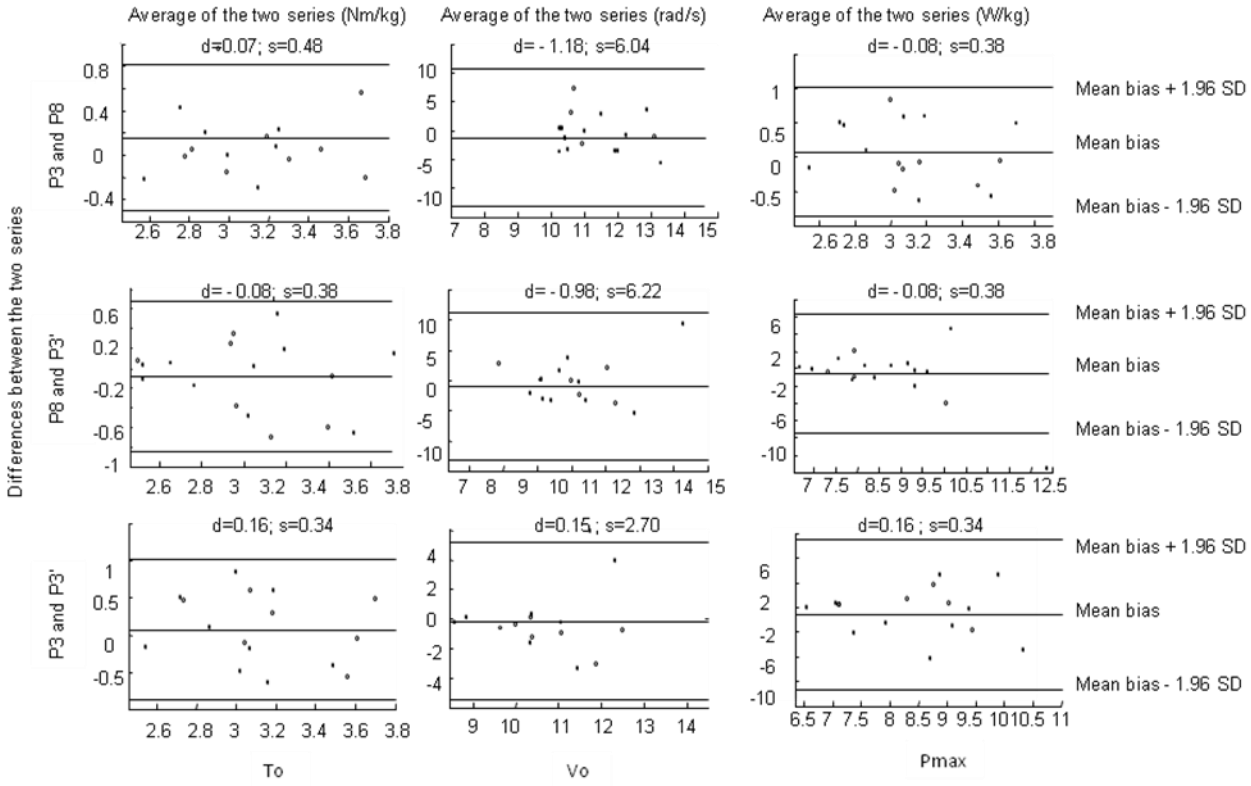


Table 1. Values of the mechanical parameters T_0 (Nm/kg), V_0 (rad/s) and P_{max} (W/kg) obtained during P_8, P_3 and P'_3, and the absolute bias between two methods. Values are Mean (SD).

	P_8	P_3	P_3'	SP (%)
T_0 (Nm/kg)	3.1 (0.3)	3.1 (0.5)	8.3 (4.7)	92,7
V_0 (rad/s)	11.1 (0.6)	10.7 (0.5)	15.1 (11.4)	89,9
P_{max} (W/kg)	10.7 (3.8)	8.8 (1.1)	10.6 (9.3)	95,9

Annexe 6

Effect of velocity on muscular coordination during isokinetic lifting: a preliminary study on healthy subjects

J. Frère, A. Lemaire, A. Lai-Man, M. Ripamonti, M. Ritz, A. Rahmani

µ

Accepté dans CMMBE, Vol. 15, Suppl.1, ISSN : 1025-5842 ; 2012

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering
Vol. 15, No. S1, September 2012, 162–164

Effect of velocity on muscular coordination during isokinetic lifting: a preliminary study on healthy subjects

J. Frère[a]*, A. Lemaire[a,b], A. Laï-Man[a], M. Ripamonti[a], M. Ritz[b] and A. Rahmani[a]

[a]*Laboratoire 'Motricité, Interactions, Performance' (EA 4334), Université du Maine, 72085 Le Mans Cedex 09, France*
[b]*Centre de l'Arche, Saint Saturnin, France*

Keywords: muscle synergies; non-negative matrix factorisation; surface electromyography

1. Introduction

Evaluating lifting capacity of chronic low back pain patients (CLBPs) is relevant to determine the effect of a rehabilitation programme on neuromuscular function. Within the scientific literature, the lifting task is widely studied with different populations, contraction modes and loadings/velocities. It has been shown that increasing the lifting speed increased the peak L5/S1 moments (Lavender et al. 2003) and that neuromuscular coordination (limb kinematic and myoelectric activity) was affected by the load magnitude (Scholz et al. 1995). The increase in the load induced a later lumbar spine extension relative to the knee extension and a delayed onset of back extensor muscle activity.

However, the lifting task requires the activation of almost the full muscular chain and little is known about the effect of lifting speed on the whole-body neuromuscular coordination. Thus, the aim of this study was to determine the effect of five velocities on muscular coordination through the muscle synergies' paradigm during isokinetic lifting tasks on healthy subjects.

2. Methods

In this study, 10 male volunteers (age: 38 ± 5 years, height: 180 ± 6 cm, weight: 74 ± 10 kg) without previous history of low back pain participated. Each participant carried out three consecutive isokinetic lifting–lowering cycles at five linear velocities: 0.26, 0.39, 0.52, 0.65 and 0.79 m s^{-1} (Lift Simulation, Biodex System 4 Pro, New York, USA). The lifting was carried out as fast and strong as possible between a standardised starting (the arms extended with the shoulders above the bar positioned just below the patella) and final (standup with the arms extended) position, while the lowering was passive. Except for the starting and final positions, no instruction was given to the subjects relating to the lifting technique.

Surface myoelectric activity was continuously recorded (sampling rate: 2000 Hz, Delsys Myomonitor IV, Boston, MA, USA) on 14 muscles (TB, *triceps brachii*; DS, *deltoideus pars spinalis*; TZ, *trapezius pars descendens*; ES, *erector spinae* at T3, T12 and L4 level; LD, *latissimus dorsi*; G_{max}, *gluteus*; ST, *semitendinosus*; BF, *biceps femoris*; RF, *rectus femoris*; VL, *vastus lateralis*; GL, *gastrocnemius lateralis* and TA, *tibialis anterior*) during the lifting–lowering cycles. All EMG data were band-pass filtered (20–400 Hz), rectified and low-pass filtered at 5 Hz. The two last lifting–lowering cycles were time normalised (−100% to 100%, with 0 as the final position).

For each condition (i.e. velocity), a non-negative matrix factorisation (NMF) algorithm (Turpin et al. 2011) was applied to extract muscle synergies. NMF is a decomposition technique assuming that the initial EMG matrix is composed of linear combinations of a smaller number of underlying elements, called muscle synergies. Each muscle synergy (Figure 1) is composed of a temporal component (C is the synergy activation coefficient) and a fixed component (W is the muscle synergy vector).

The synergy activation coefficient represents the common time profile of several muscles, while the muscle synergy vector reflects a scaling coefficient of each of these muscles. The number of synergies that provided at least 90% of the variance accounted for (VAF) was selected.

To quantify the effect of the isokinetic velocity, the similarity of the muscle synergy vectors (W) and synergy activation coefficients (C) among the five conditions was, respectively, quantified with Pearson's correlation coefficient (r) and correlation coefficient (r_{max}) at the maximum of the cross-correlation function. One-way ANOVA was used to determine the effect of isokinetic velocity on the time delay of the synergy activation coefficients. The threshold of significance was set at $P < 0.05$.

*Corresponding author. Email: julien.frere@univ-lemans.fr

ISSN 1025-5842 print/ISSN 1476-8259 online
© 2012 Taylor & Francis
http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2012.713672
http://www.tandfonline.com

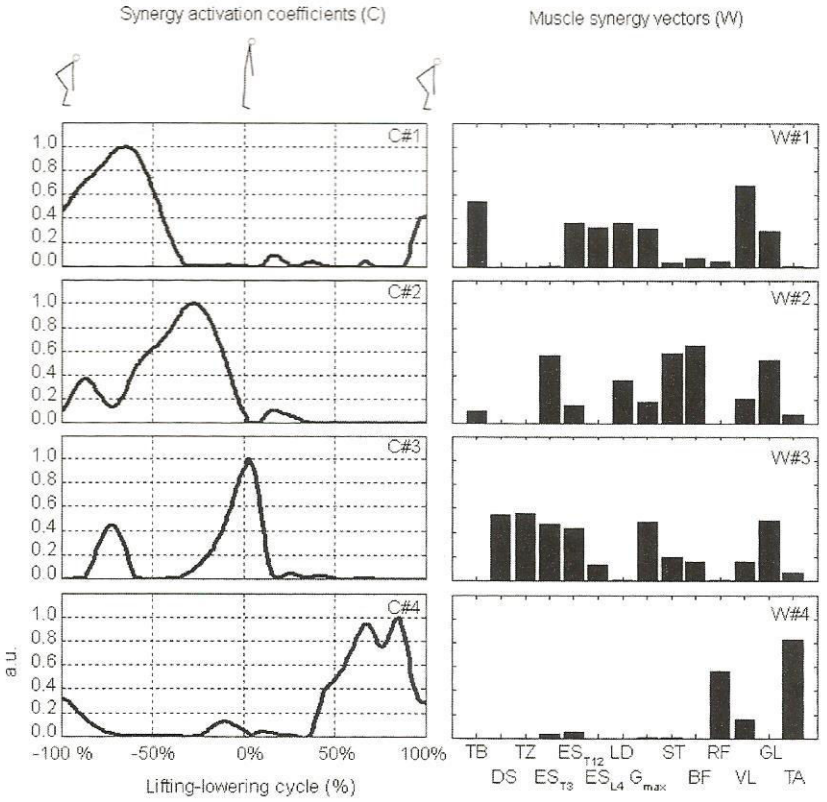


Figure 1. Typical example of the four extracted muscle synergies for one subject at 0.52 m s^{-1}.

3. Results and discussion

Generally, three or four muscle synergies accounted for most of the variability independently of the five isokinetic velocities. To characterise typical muscle coordination of all the lifting–lowering cycles, we then extracted four independent muscle synergies (Figure 1), regardless of the actual number of synergies required to account for the minimum criterion of 90% of VAF.

Moderate effect of the isokinetic velocity was found on muscle synergy vectors as the r values were 0.48 ± 0.19, 0.44 ± 0.15, 0.51 ± 0.18 and 0.58 ± 0.32 for **W**#1, **W**#2, **W**#3 and **W**#4, respectively. However, the effect of isokinetic velocity on the activation coefficients was low with high values of r_{max} (0.86 ± 0.06, 0.89 ± 0.05, 0.88 ± 0.05 and 0.79 ± 0.06 for *C*#1, *C*#2, *C*#3 and *C*#4, respectively). Also, there was no effect of the isokinetic velocity on the time delay (Figure 2) of the activation coefficients among the four muscle synergies ($P = 0.45$, $P = 0.65$, $P = 0.59$ and $P = 0.67$ for *C*#1, *C*#2, *C*#3 and *C*#4, respectively).

The muscle synergies during the lifting task were generally similar to those found during rowing (Turpin et al. 2011). At the beginning of the lifting, the first synergy mainly involved back (ES_{T12}, ES_{L4} and LD), elbow and knee extensor muscles (TB and VL). Concerning the second synergy, at the middle of the lifting, muscles of the upper part of the back were engaged as well as the hip extensor (ST and BF) and plantar flexor muscles (GL). With the aim to pull the bar as strong as possible until the final position, the participants mainly activated the shoulder (DS and TZ), hip extensor (G_{max}) and plantar flexor muscles within the third synergy. Finally, to control the passive lowering phase, knee extensor (RF) and dorsal flexor muscles (TA) were activated.

The muscle synergies determined in this study were little affected by the pre-selected isokinetic velocities. From a neuromuscular point of view, the lifting strategies were similar whatever the movement constraint. This result disagreed with previous (Scholz et al. 1995) and would be explained by the movement standardisation in our study.

4. Conclusions

This study considered the whole-body neuromuscular coordination among several lifting speeds and showed that an intermediate velocity could be used to assess, in a safe manner, the lifting capacity and the neuromuscular coordination of CLBPs. However, further studies are needed to completely learn about the muscular function

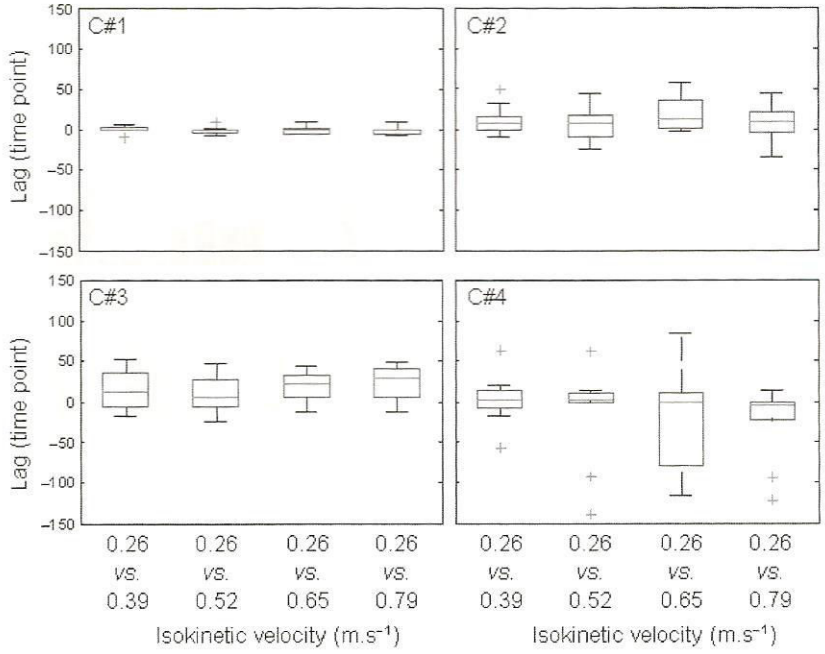


Figure 2. Time delay between the synergy activation coefficients.

during lifting by concomitantly taking into account the level of muscle activity or the functional aspect of the muscle synergies by the calculation of the net muscle moments from inverse dynamics.

Acknowledgements

The authors are grateful to Nicolas Turpin (University of Nantes, France) for his support relative to the muscle synergy extraction.

References

Lavender SA, Andersson GB, Schipplein OD, Fuentes HJ. 2003. The effects of initial lifting height, load magnitude, and lifting speed on the peak dynamic L5/S1 moments. Int J Ind Ergonom. 31:51–59.

Scholz JP, Millford JP, McMillan AG. 1995. Neuromuscular coordination of squat lifting, I: effect of load magnitude. Phys Ther. 75:119–132.

Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. 2011. Effect of power output on muscle coordination during rowing. Eur J Appl Physiol. 111:3017–3029.

Annexe 7

Interest of video analysis for the lower back pain patients: a preliminary study

A.Lemaire, M. Ripamonti, Y. Delpierre, M. Ritz, A. Rahmani

µ

Accepté dans CMMBE, Vol. 14, Suppl.1, ISSN : 1025-5842 ; 2011

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering
Vol. 14, No. S1, August 2011, 243–245

Interest of video analysis for the lower back pain patient: a premilinary study

A. Lemaire[a]*, M. Ripamonti[a], Y. Delpierre[a,b], M. Ritz[b] and A. Rahmani[a]

[a]*Laboratoire Motricité, Interactions, Performance, EA 4334, Université du Maine, avenue Olivier Messiaen, 72085 Le Mans Cedex 9, France;*[b]*UAM Centre de l'Arche, 1 bd de Maule, 72650 St Saturnin, France*

Keywords: low back pain; video analysis; electromyography

1. Introduction

Exercise therapy programme is a multidisciplinary programme in which physical training is a main component (Poiraudeau et al. 2004). Since 1985, Van Wingerden et al. (2008) have shown, especially for erector spinae (ES) in chronic low back pain (LBP) patients, a loss of rachidian mobility and a muscular performance decrease. Trunk stiffness is one of the most evaluated parameters during the rehabilitation programme. However, these evaluations, based on the finger/floor distance (FFS), do not take individual's particularities into account and do not give any information about muscle activity, muscular imbalance and strategies used during the flexion movement. To our knowledge, only a few movement motion analyses take an interest in the chronic LBP patient. One previous study analysed the forward-bending movement (Rémy-Néris et al. 2001) and another one considered both flexion and extension and trunk inclination after vertebra break (Stuelcken et al. 2010).

The purpose of this preliminary study is to evaluate the kinematic of the back during trunk flexion/extension movement in LBP patient included in a rehabilitation programme and to compare these results with a control group (CG). This was done to objectively evaluate the trunk subject's mobility. Through EMG, muscular activity was also determined to analyse the possible readjustment during the rehabilitation programme.

2. Methods

Eighteen subjects volunteered to participate in this study and were assigned to one of two subgroups: a LBP group ($n = 13$, six women and seven men; 42 ± 12 years; 169.6 ± 15.6 cm and 72.3 ± 25.3 kg) and a CG ($n = 5$, three men and two women; 27.8 ± 19.2 years; 172.8 ± 17.8 cm; 71.9 ± 12.1 kg).

LPB group followed an intensive multidisciplinary rehabilitation programme for 5 weeks based on muscle development exercise and stretching. Subjects were included according to Lombaction's protocol (Angers' hospital) based on validated physical and psychological test and scales (Bontoux et al. 2004).

Motion analysis and EMG were practiced at the first and the fifth week of the programme. CG was not particularly athletic.

2.1 *Motion analysis*

Motion analysis was done using a Vicon 250 system (50 Hz) (Vicon OMG plc, London, England). Retro-reflective passive markers were arranged as shown in Figure 1. Nine markers for the trunk were divided into three parts (the entire back, the thoraco-lumbar segment and the lumbar segment, in reference with verticality): C7, T10, sacrum (SACR), on the back (RBAK, LBAK), on the shoulders (RSHO, LSHO), on the middle of the posterior (MEIP) and anterior (LASI) backbone, one on each middle finger extremity (EXFI) and two on the lower limbs between the second space on each foot (SSFO).

2.2 *Muscle activity*

ES activity, recorded with a two wireless EMG electrodes (Aurion, 1000 Hz), was analysed with spectrograms after screening (500–600 Hz) to define the frequency, and amplitude evolutions were recorded during the movement. Initial and final times were defined from the speed of the marker located in C7 between the beginning and the end of the movement (Olsen 2005). The movement was standardised on 500 points. To valid the curve, results were compared with the one obtained by Olsen (2005).

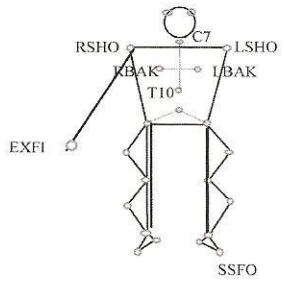
2.2.1 *Protocol*

Subjects were asked to realise one trunk flexion and extension from the orthostatic reference position. No recommendations on speed movement were given.

*Corresponding author. Email: alexandra.lemaire.etu@univ-lemans.fr

ISSN 1025-5842 print/ISSN 1476-8259 online
© 2011 Taylor & Francis
DOI: 10.1080/10255842.2011.595214
http://www.informaworld.com

kk



jj

Figure 1. Sites of the markers used for video analysis movement.

FFS was calculated using the sensors situated at the middle finger extremity (EXFI) and the one situated between the second space on the feet (SSFO). The considered trunk angles were determined by the virtual segments defined between (i) the sacrum (SACR) and C7, (ii) sacrum and T10 and (iii) sacrum and the thoracic vertebra (TH), relative to the vertical axis (Figure 2).

The maximal contraction recorded for ES during the trunk flexion (MaxF) and the trunk extension (MaxE) was analysed. Symmetry index of MaxF and MaxE was also calculated as the ratio of the muscle activity recorded before and after the rehabilitation for each movement.

LBP patients' data recorded at the inclusion and the release times were analysed with a non-parametric Wilcoxon test. The LBP and CGs were compared with a non-parametric Mann and Whitney test. The level of significance was set *a priori* to $p < 0.05$.

3. Results and discussion

Results showed a significant increase for the angle between Sacrum – C7 and vertical ($p < 0.05$) in the LBP group after the rehabilitation programme. No significant results were obtained for the two other considered angles. Rémy-Néris et al. (2001) showed a diminution of range for painful subjects during flexion. In our study, the results showed a tendency towards normality, which can be explained by the low number of subjects that have participated in the study.

The results also showed a non-significant decrease in FFS (226.8 ± 11.16 mm before vs. 205.42 ± 0.016 mm for LBP). Rémy-Néris et al. (2001) showed no correlations between flexion and FFS for subjects with vertebra break. In fact, FFS depends on lower limbs stretching ability combined with back and hip flexion. FFS improvement may be related to the lower limbs training programme. FFS cannot be considered a relevant parameter to discriminate LBP patient.

We also noted a significant difference ($p < 0.05$) for LBP between MaxE and MaxF for the ES, but only at the end of the rehabilitation programme. This difference is the same one as is observed for CG. This suggests that the programme has a positive impact on ES activity for LBP subjects. Unfortunately, this positive aspect was not found in the kinematic analysis.

Finally, curves obtained with EMG on LBP showed muscular trouble associated with a bad contraction timing and muscular imbalance. The exercise therapy programme seemed to reduce this asynchronism, and comparison between LBP group and CG showed a tendency towards normality for LBP.

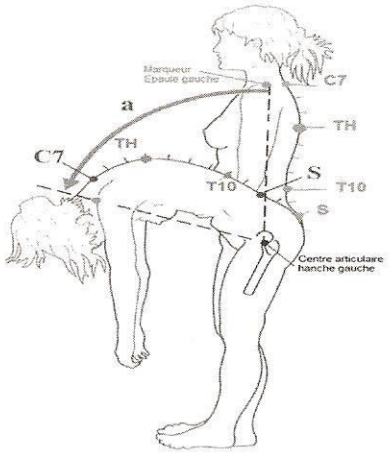


Figure 2. Trunk angles considered during the trunk flexion/extension movement (from Kapandji 2007).

4. Conclusions

This first study opens several pathways for motion analysis, coupled with EMG for LBP patients. This preliminary study should include more subjects and be extended to other movements (bending and torsion). This 3D approach on several movements would probably help therapists in choosing accurate activities and allowing a better understanding of muscular activity for LBP subjects.

Note

1. Email: abdel.rahmani@univ-lemans.fr

References

Bontoux L, Roquelaure Y, Billabert C, Dubus V, Sancho PO, Colin D, Brami L, Moisan S, Fanello S, Penneau-Fontbonn D, Richard I. 2004. Prospective study of the outcome at one year of patients with chronic low back pain in a program of intensive functional restoration and ergonomic intervention. Factors predicting their return to work. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique. 47(8):563–572.

Kapandji AI. 2007. Physiologie artciulaire. Vol. 3 6th ed. Maléoine, Paris.

Olsen M. 2005. Biomechanical characteristics of low back tissues during trunk flexion-extension. Thesis.

Poiraudeau S, Lefèvre Colau M, Fyad F, Rannou F, Revel M. 2004. Low back pain. EMC-Rhumatologie Orthopédie. 1:295–319.

Rémy-Néris O, Mahon J, Bouilland S. 2001. Analyse tridimensionnelle du rachis traumatique: étude préliminaire. Le rachis traumatique ANMSR.

Stuelcken MC, Ferdinands RE, Sinclair PJ. 2010. Three-dimensional trunk kinematics and low back pain in elite female fast bowlers. J Appl Biomech. 26(1):52–61.

Van Wingerden JP, Vleeming A, Ronchetti I. 2008. Differences in standing and forward bending in women with chronic low back or pelvic girdle pain: indication for physical compensation strategies. Spine. 33(11): E334–E341.

Annexe 8

Apport de ‘analyse quantifiée du movement dans le suivi du patient lombalgiques chronique

A.Lemaire, M. Ripamonti, Y. Delpierre, M. Ritz, A. Rahmani

Accepté dans Kinésithérapie scientifique n°522, 2011

APPORT DE L'ANALYSE QUANTIFIÉE DU MOUVEMENT DANS LE SUIVI DU PATIENT LOMBALGIQUE CHRONIQUE

Yannick DELPIERRE[1]
Michel RITZ[2]
Alexandra LEMAIRE[3]
Denis COLIN[2]
Abdelrrahmane RAHMANI[4]
Mickael RIPAMONTI[5]

RÉSUMÉ

La lombalgie chronique est un symptôme multidimensionnel (physique, psychologique, social...).

Le réentraînement à l'effort favorise un retour de la souplesse et une perception différente de la douleur. Avec une population de lombalgiques chroniques suivant ce programme, notre étude révèle une homogénéité des gains biomécaniques associés à la souplesse et une hétérogénéité électromyographique susceptible d'être associée à la gestion de la douleur et à l'anxiété de ressentir cette sensation déplaisante, les incidences de ces facteurs psychologiques variant selon les individus.

SUMMARY

Chronic low back pain is a multidimensional symptom (physical, psychological, social...).

Exercise training can favor an increase in flexibility and change the perception of pain. A population of chronic back pain sufferers followed this program. Our study revealed similarities in the biomechanical gains associated with increased flexibility but differences in the electromyographical assessment likely to be associated with pain management and anxiety related to a possible return of the pain. The incidence of these psychological factors varies according to the individual.

Mots clés
Analyse du mouvement - Cinématique - Électromyographie - Lombalgie chronique - Réentraînement à l'effort

Keywords
Motion analysis - Kinematics - Electromyography - Low-back pain - Exercise training

[1] *Attaché scientifique*
Unité d'analyse du mouvement
Centre de l'Arche
Saint-Saturnin (72)
Laboratoire Motricité, interactions, performance
EA 4334 - Université du Maine
Le Mans (72)

[2] *Médecin spécialiste*
Unité d'analyse du mouvement
Centre de l'Arche
Saint-Saturnin

[3] *Professeur d'activités physiques adaptées*
Unité d'analyse du mouvement
Centre de l'Arche
Saint-Saturnin
Laboratoire Motricité, interactions, performance
EA 4334 - Université du Maine
Le Mans

[4] *Maître de conférences*
Laboratoire Motricité, interactions, performance
EA 4334 - Université du Maine
Le Mans

[5] *Post-doctorant*
Laboratoire Motricité, interactions, performance
EA 4334 - Université du Maine
Le Mans

Texte issu de la 10e Journée de la SOFAMEA 2011
Saint-Étienne

PRÉSENTATION GÉNÉRALE DE LA POPULATION

La lombalgie chronique est un réel problème de Santé publique [1], avec des coûts directs et indirects très élevés pour les assurances sociales, une crainte pour beaucoup d'entreprises par ses incidences (coûts humains accrus, pertes de productivité, désorganisation dans un service, pertes financières, bref elle est associée à un défaut dans la rentabilité). Cette crainte est d'autant plus forte qu'il est admis un ratio de 70-85 % de plaignants (au moins une fois dans leur vie) au sein de la population [2].

Ce symptôme fait appel à de nombreux facteurs tant physiques et émotionnels que comportementaux [1, 3]. Selon la fréquence d'apparition et la persistance de ces signes douloureux, les patients sont classés en lombalgiques aigus (moins d'un mois), lombalgiques subaigus (entre un et 3 mois), et en lombalgiques chroniques (dont la durée est supérieure à 3 mois).

Les patients lombalgiques chroniques sont orientés vers des structures médicales spécialisées suite à des arrêts de travail importants (en fréquences et en durées).

À ces conséquences économiques et médicales s'ajoutent des incidences psychologiques et sociales avec un repli sur soi, un isolement vis-à-vis de la société : c'est le syndrome de déconditionnement décrit par Meyer *et al.* [4]. Il s'y associe une image de plus en plus négative du système de santé qui ne parvient pas à solutionner ce mal. Les lombalgiques se retrouvent d'ailleurs dans beaucoup de milieux socio-professionnels, mais plus particulièrement dans les métiers sollicitants physiquement, y compris parmi les personnels de santé [5].

Puisqu'il ne s'agit nullement d'une pathologie mais d'un symptôme, une méthodologie de suivie va être appliquée avec la définition de l'origine de ces douleurs. Il faut malheureusement noter que, dans 85 % des cas, il s'agit de causes non identifiables [2]. Lorsqu'elle est identifiée et en fonction de cette cause, plusieurs thérapeutiques peuvent être proposées.

Cependant, à ce jour, aucune thérapeutique ne montre une efficacité optimale. Un consensus thérapeutique recommande cependant de lutter contre la sédentarisation du patient [2, 4, 6], et c'est dans ce cadre que s'intègrent les programmes de réentraînement à l'effort.

LES MÉTHODES D'ÉVALUATIONS ET THÉRAPEUTIQUES

L'orientation du patient vers un programme de réentraînement à l'effort suppose préalablement une méthode d'évaluation au cours d'un entretien entre le patient et le médecin spécialiste. Au Centre de l'Arche, durant cet entretien, le patient est amené notamment à remplir le questionnaire de Dallas, autoquestionnaire validé dans l'objectivation des retentissements de la lombalgie sur la vie quotidienne [4, 7].

Par la suite, le protocole de réentraînement à l'effort [6, 8] vise à réduire les raideurs musculaires [3], à mieux accepter la douleur et à apprendre à la gérer [1]. Ce programme dure 3 ou 5 semaines (selon l'atteinte des patients) et se réalise par groupes.
Des évaluations globales de la souplesse sont réalisées par des tests physiques définis par les thérapeutes comme la mesure de la distance doigt-sol. Cependant, il s'agit d'évaluations globales, parfois subjectives, non en rapport avec des gains précis des différents segments du dos par exemple.

Or, la rééducation du lombalgique passe aussi par le reconditionnement à la réalisation de gestes de manière naturelle, en garantissant un respect du corps et surtout du dos. Dès lors, la possibilité de quantifier l'impact de cette rééducation, au cours de gestes simples décrits dans la littérature, et de comparer les courbes obtenues à celles d'une population contrôle asymptomatique, considérée comme ayant une exécution du geste qui respecte le corps, semblait des plus enrichissantes pour le suivi. Se soulevait alors le questionnement du choix de la quantification applicable et critique pour le thérapeute.

Peu répandues auprès de cette population, les évaluations quantitatives reposent sur les outils de dernière génération comme les systèmes opto-électroniques, les enregistrements des activités électromyographiques... La biomécanique va permettre une quantification des déplacements ou des vitesses de déplacement de segments définis au niveau du dos ou du segment schématisant l'ensemble du dos [9, 10]. Cette quantification correspond à la cinématique du mouvement.

L'électromyographie va expliquer musculairement les incidences de la lombalgie ou d'une thérapeutique selon une analyse temporelle du signal EMG [3] ou fréquentiel [11].

L'objectif de cette étude est d'évaluer chez deux groupes de lombalgiques les gains cinématiques et électromyographiques d'un programme de réentraînement à l'effort en référence avec une population asymptomatique.

MATÉRIEL – MÉTHODE

Les patients sont issus d'un recrutement à partir des filières de soins, et du protocole de Lombaction du CHU d'Angers. Il s'agit de patients âgés entre 18 et 50 ans, décrivant une lombalgie chronique évoluant depuis 6 mois, et pour laquelle les traitements primaires n'ont pas été suffisants, induisant un arrêt de travail itératif ou prolongé.

Les populations analysées sont constituées, d'une part de 13 lombalgiques répartis aléatoirement en deux groupes (groupe A : 7 patients, 75,1 ± 12,2 kg, 174,9 ± 9,2 cm, 38,1 ± 7,8 ans ; groupe B : 6 patients, 65,5 ± 12,9 kg, 166,0 ± 8,6 cm, 37,3 ± 12,5 ans) et, d'autre part d'une population asymptomatique.

Chaque groupe de patients a suivi un protocole de réentraînement à l'effort identique au Centre de l'Arche (5 semaines). La population contrôle de 8 sujets (68,1 ± 10,2 kg, 171,3 ± 8,9 cm, 23,3 ± 2,3 ans) a défini la norme de cette étude. Cette population contrôle correspondait à des jeunes sujets n'étant pas forcément sportifs mais ne déclarant aucune symptomatologie douloureuse au niveau du dos, ni aucune chirurgie à ce niveau.

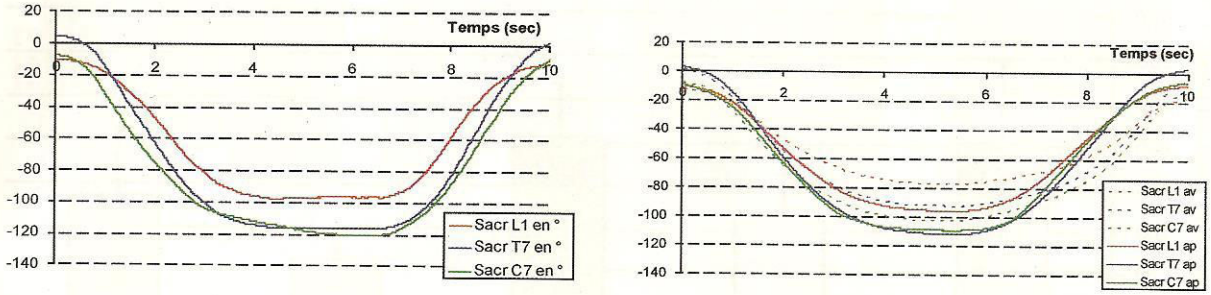


Figure 1

Inclinaison de trois segments du dos au cours de la flexion-extension de hanches, jambes tendues, chez une population contrôle (graphique de gauche), et une population de lombalgiques, traits fins avant rééducation et traits épais après rééducation (graphique de droite)

Un système Vicon 250, comportant 5 caméras (50 Hz), et deux électrodes EMG sans fils (Aurion, 1000 Hz) sont employés. Les électrodes ont été placées selon les recommandations d'Olsen [3] et de Elfving *et al.* [12], et en accord avec la cartographie suggérée par Noraxon.

Le modèle biomécanique appliqué repose sur dix marqueurs définissant trois segments dans le dos (le dos global C7/Sacr, segment thoraco-lombaire T7/Sacr, segment lombaire L1/Sacr). En référence avec la verticale, les angles de chacun de ces segments sont calculés au cours d'une flexion de hanches jambes tendues.

La distance doigt-sol est calculée à partir d'un marqueur appliqué à l'extrémité de chaque majeur. L'activité des érecteurs spinaux est enregistrée avec des électrodes sans fils (1 cm de diamètre, posées selon Olsen [3]).

Les signaux obtenus ont été normalisés, puis validés par rapport à ceux obtenus par Olsen [3]. En vue d'affiner les résultats de ce dernier, la distribution de Wigner-Ville après filtrage [50-600 Hz] a été calculée pour définir les évolutions de fréquences enregistrées au cours du mouvement dans un plan bilinéaire constitué du temps en abscisse, des fréquences en ordonnée.

Lors des enregistrements, la consigne donnée à chaque individu était de fléchir le tronc et les hanches en position debout, jambes tendues, pour permettre à leurs extrémités de majeur d'être le plus bas possible (distance doigt-sol). Aucune vitesse n'a été imposée, compte tenu des difficultés possibles à choisir une vitesse adaptée pour les deux populations.

Les instants initiaux et finaux sont définis à partir des vitesses du marqueur localisé au niveau de C7, le geste est normalisé sur 500 points. L'ensemble de la population réalise le geste à cinq reprises. L'analyse statistique repose sur des tests de Mann Whitney et Wilcoxon ($p \leq 0,05$).

RÉSULTATS

Les angles (fig. 1) soulignent des gains nets apportés par le réentraînement à l'effort, associés à une réduction de la distance doigt-sol (fig. 2 et tab. I, page suivante). Les stratégies adoptées après le réentraînement à l'effort révèlent des mouvements segmentaires plus amples, par rapport à la verticale, et conduisant à la normalité.

La souplesse des patients s'est accrue favorisant la possibilité de réduire très nettement la distance doigt-sol. Cet effet global est lié aux modifications de stratégies segmentaires : les segments proximaux sont globalement alignés tout au cours du geste alors qu'ils se caractérisaient par une "cassure" entre les vertèbres thoraciques et cervicales avant le REL. Cette nouvelle stratégie post-REL correspond à celle appliquée spontanément par la population contrôle. L'évolution de ces stratégies est globalement homogène sur l'ensemble de la population lombalgique.

Les tracés EMG (fig. 3, page 21) témoignent de variabilités interindividus en ce qui concerne ces analyses. Alors que la cinématique quantifie d'importants gains grâce à la rééducation, les tracés de Wigner-Ville post-REL chez certains patients montrent des activités EMG autant voire plus perturbées que celles obtenues en pré-REL (patient 2 de la figure 3).

Chez d'autres patients, les gains cinématiques sont associés à des gains électrophysiologiques (patient 1 de la figure 3). Les interprétations de ces tracés par le médecin

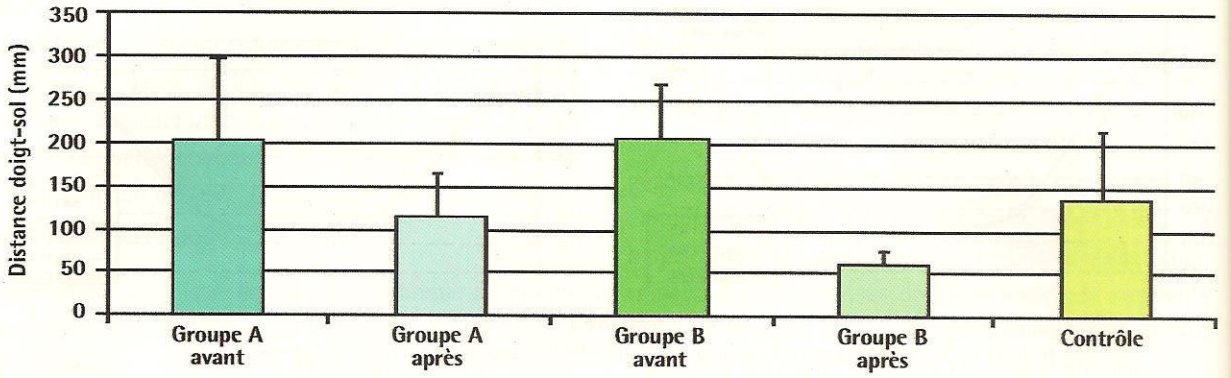


Figure 2
Distance doigt-sol pour chacun des groupes (en mm) chez les deux groupes de lombalgiques (avant/après REL) et la population contrôle
Pour chaque groupe, les différences avant/après sont significatives ($p \leq 0,05$)

Tableau I
Variables discrètes issues des figures 1 et 2
Sont présentés les moyennes et les écarts types
* : tests significatifs à $p \leq 0,05$

	Groupe	*Pic C7/Sacr (°)*	*Pic T7/Sacr (°)*	*Pic L1/Sacr (°)*
Avant	A	- 101,28 (13,55)*	- 94,35 (11,47)*	- 78,15 (11,11)*
	B	- 104,03 (10,01)*	- 94,55 (14,73)*	- 79,04 (9,77)*
Après	A	- 115,81 (1,40)	- 139,37 (5,32)	- 95,96 (9,16)
	B	- 109,93 (12,95)	- 111,91 (8,22)*	- 96,64 (5,92)*
Contrôle		- 131,08 (18,15)*	- 118,49 (9,03)*	- 98,98 (3,71)*

qui suit les patients tout au long de leur REL témoignent d'une relation entre le degré d'implication du patient dans le programme ou ses craintes vis-à-vis de la douleur et ces résultats électromyographiques.

DISCUSSION

L'analyse du mouvement confirme les mesures globales issues des tests physiques réalisés par les thérapeutes et précise les stratégies d'exécution du geste. Deux groupes de lombalgiques ont été étudiés alors qu'ils ont suivi le même programme de rééducation. Ils se différenciaient par leur motivation globale, l'état d'esprit du groupe.

Confirmant les résultats obtenus lors des tests physiques, la cinématique de trois segments du dos ne révèle aucune différence significative entre ces groupes avant et après la rééducation. En revanche, les enregistrements électromyographiques soulignent des différences quant aux patterns d'activité des érecteurs spinaux et aux plans bilinaires établis entre l'énergie spectrale, le temps, les fréquences du signal EMG. Ces traitements montrent des activités musculaires différentes, variables en fonction de facteurs de motivation et d'implication du patient dans le REL. Ces résultats méritent d'être explicités.

Plusieurs segments dans le dos ont été définis, notre méthodologie n'étant pas assez précise pour relier les lombalgies aux mouvements segmentaires vertébraux.

D'autres études [8] ont mis en relation les douleurs lombaires et les mouvements vertébraux et déformations intervertébrales, ne tenant pas compte des implications musculaires.

Neumann *et al.* [10], dont les variables sont similaires à celles de notre étude, proposent un modèle plus simplifié de segments et réalisent leur exploration en 2D. Leurs tracés cinématiques sont comparables aux nôtres. Nos résultats constituent par ailleurs une première approche dans notre démarche. En effet, seul le plan sagittal lors d'une flexion-extension tronc-hanches jambes tendues a été analysé dans ce travail. Les résultats soulignent déjà l'intérêt du REL quant aux mobilisations segmentaires du dos pour ce geste et ce plan.

Par ailleurs, l'EMG est décrit comme un outil favorisant une meilleure caractérisation des différences entre une population de lombalgiques et une population saine [7]. En effet, les signaux associés à la lombalgie lors de la flexion-extension de hanches jambes tendues avant rééducation ont déjà été décrits dans la littérature. Ils sont associés au défaut d'endurance, au phénomène de flexion-relaxation [6].

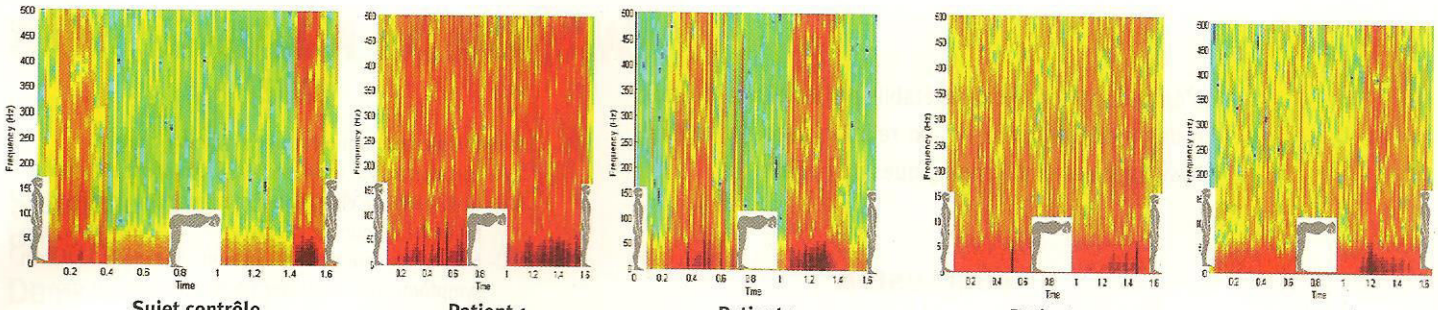


Figure 3

Distribution de Wigner-Ville à partir des EMG d'un sujet contrôle à gauche et de deux patients lombalgiques avant/après REL (au centre et à droite)
L'axe des abscisses correspond au temps (normalisé), et l'axe des ordonnés aux fréquences du signal
L'intensité de la coloration est corrélée à l'énergie spectrale du signal

Le REL favorise un retour de l'endurance, constatée notamment au niveau de l'EMG par une tendance au pattern normal (contraction lors de la flexion de hanche, une phase de repos, contraction lors de l'extension de hanche). Cependant, nos résultats révèlent aussi une variabilité interindividu induite par deux types de facteurs principaux : des facteurs méthodologiques (en relation avec le protocole), des facteurs humains (en relation avec le patient).

Concernant les facteurs méthodologiques, les enregistrements EMG sont basés sur des points de pose des électrodes, la préparation de la peau, la fréquence d'enregistrement, les conditions d'enregistrement. Notre protocole a réuni les recommandations de la littérature : Olsen [3] et Elfving *et al.* [12]. Ainsi, lorsque la méthodologie d'enregistrement est stricte, l'EMG est un complément fiable aux analyses cliniques [13, 14] mais tend aisément à des aberrations dans son traitement [15].

Par ailleurs, l'application des traitements du signal de type Wigner-Ville, reconnu dans la littérature pour le traitement du signal EMG [16], autorise de bonnes propriétés de localisation temps-fréquence [16, 17], et assure un contrôle quant au placement de l'électrode en regard de la zone où la sommation temps-espace est la plus importante dans le signal EMG [16]. Ce traitement révèle un niveau fréquentiel lié aux niveaux d'activation des unités motrices et à leurs fréquences de décharge au cours du geste.

Nos résultats précisent donc les descriptions réalisées par Olsen [3]. Dès lors, les choix et validations du protocole à partir de la littérature minimisent l'influence des facteurs méthodologiques sur notre étude.

Concernant les facteurs de type humain, ils se décomposent en facteurs humains physiologiques comme l'influence de l'exagération des réflexes d'étirement, la protection des structures passives endommagées (relatés dans 3) et en facteurs humains psychologiques comme la motivation du patient, le stress, l'anxiété au cours des enregistrements [18, 19].

La prise en compte de ces facteurs humains affine la compréhension des gains apportés par le REL. En effet, les consignes d'exécution du geste à vitesse libre devaient favoriser une reproductibilité et limiter les contraintes du protocole (liées essentiellement à la perception de la douleur).

L'évaluation des réflexes d'étirement n'a pas été définie dans ce protocole. Cependant, compte tenu des répétitions imposées au cours des enregistrements et de l'absence de différences de vitesse d'exécution, l'influence de ces réflexes amplifiés peut être minimisée.

Contrairement aux facteurs d'ordre physiologique, une cotation médicale psychologique complète les observations EMG de manière plus précise. C'est ainsi que les facteurs humains en relation avec la motivation du patient, son état psychologique au cours des enregistrements, sont constatés lors des auto-évaluations de Dallas. Ainsi, les gains établis par les thérapeutes au cours de leurs bilans ou définis par l'analyse cinématique témoignent de gains de souplesse, d'une mobilité globale accrue.

Un regard porté sur les contractions musculaires, seul miroir de la commande [20], précise le degré de confiance

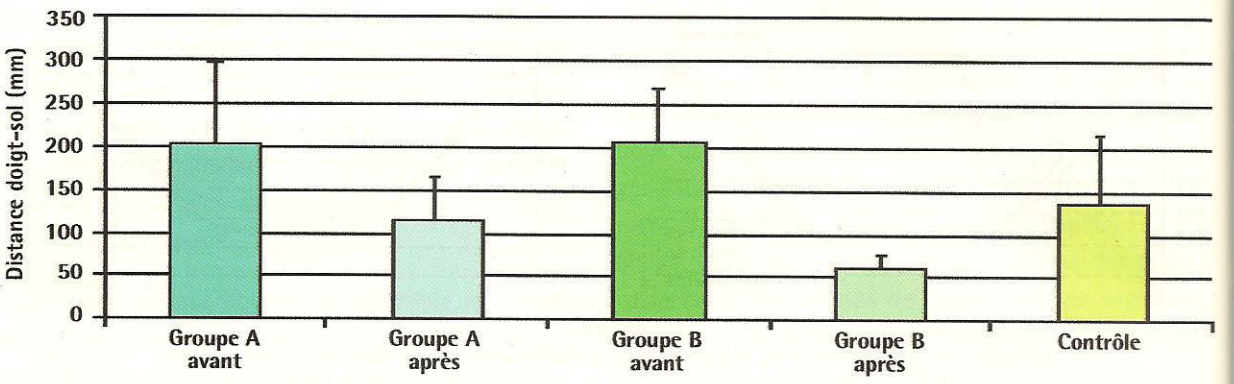


Figure 2
Distance doigt-sol pour chacun des groupes (en mm) chez les deux groupes de lombalgiques (avant/après REL) et la population contrôle
Pour chaque groupe, les différences avant/après sont significatives ($p \leq 0,05$)

Tableau I
Variables discrètes issues des figures 1 et 2
Sont présentés les moyennes et les écarts types
* : tests significatifs à $p \leq 0,05$

	Groupe	*Pic C7/Sacr (°)*	*Pic T7/Sacr (°)*	*Pic L1/Sacr (°)*
Avant	A	- 101,28 (13,55)*	- 94,35 (11,47)*	- 78,15 (11,11)*
	B	- 104,03 (10,01)*	- 94,55 (14,73)*	- 79,04 (9,77)*
Après	A	- 115,81 (1,40)	- 139,37 (5,32)	- 95,96 (9,16)
	B	- 109,93 (12,95)	- 111,91 (8,22)*	- 96,64 (5,92)*
Contrôle		- 131,08 (18,15)*	- 118,49 (9,03)*	- 98,98 (3,71)*

qui suit les patients tout au long de leur REL témoignent d'une relation entre le degré d'implication du patient dans le programme ou ses craintes vis-à-vis de la douleur et ces résultats électromyographiques.

DISCUSSION

L'analyse du mouvement confirme les mesures globales issues des tests physiques réalisés par les thérapeutes et précise les stratégies d'exécution du geste. Deux groupes de lombalgiques ont été étudiés alors qu'ils ont suivi le même programme de rééducation. Ils se différenciaient par leur motivation globale, l'état d'esprit du groupe.

Confirmant les résultats obtenus lors des tests physiques, la cinématique de trois segments du dos ne révèle aucune différence significative entre ces groupes avant et après la rééducation. En revanche, les enregistrements électromyographiques soulignent des différences quant aux patterns d'activité des érecteurs spinaux et aux plans bilinaires établis entre l'énergie spectrale, le temps, les fréquences du signal EMG. Ces traitements montrent des activités musculaires différentes, variables en fonction de facteurs de motivation et d'implication du patient dans le REL. Ces résultats méritent d'être explicités.

Plusieurs segments dans le dos ont été définis, notre méthodologie n'étant pas assez précise pour relier les lombalgies aux mouvements segmentaires vertébraux.

D'autres études [8] ont mis en relation les douleurs lombaires et les mouvements vertébraux et déformations intervertébrales, ne tenant pas compte des implications musculaires.

Neumann *et al.* [10], dont les variables sont similaires à celles de notre étude, proposent un modèle plus simplifié de segments et réalisent leur exploration en 2D. Leurs tracés cinématiques sont comparables aux nôtres. Nos résultats constituent par ailleurs une première approche dans notre démarche. En effet, seul le plan sagittal lors d'une flexion-extension tronc-hanches jambes tendues a été analysé dans ce travail. Les résultats soulignent déjà l'intérêt du REL quant aux mobilisations segmentaires du dos pour ce geste et ce plan.

Par ailleurs, l'EMG est décrit comme un outil favorisant une meilleure caractérisation des différences entre une population de lombalgiques et une population saine [7]. En effet, les signaux associés à la lombalgie lors de la flexion-extension de hanches jambes tendues avant rééducation ont déjà été décrits dans la littérature. Ils sont associés au défaut d'endurance, au phénomène de flexion-relaxation [6].

qu'on peut porter aux gains établis par les bilans globaux. Ce degré de confiance est en relation avec les facteurs physiologiques et psychologiques du patient.

CONCLUSION

Les résultats princeps de cette étude appliquée aux lombalgiques chroniques au cours du ré-entraînement à l'effort montrent des effets très positifs de ce programme en terme de souplesse et d'évolution globale du corps humain.

La cinématique a permis de quantifier ces gains. Par ailleurs, la nature de ce symptôme multifactoriel est constatée au niveau électrophysiologique avec l'absence d'effets positifs parfois sur les tracés EMG, en relation avec l'état d'esprit du patient, alors même que la biomécanique révèle des gains significatifs, traduisant une nécessité de définition plus fine et plus précise du gain apporté par le REL. ■

Bibliographie

[1] Nachensom A. Back pain: delimiting the problem in the next millennium. *International Journal of Law and Psychiatry* 1999;vol. 22;n° 5-6:473-90.
[2] Henchoz Y, Kai-Lik So A. Exercice et lombalgies communes : revue de la littérature. *Revue du Rhumatisme* 2008;vol. 75:790-9.
[3] Olsen M. *Biomechanical characteristics of low-back tissues during trunk flexion-extension.* Thesis-ML12-05.
[4] Turk D, Melzack R, Meyer T. *Handbook of pain assessment.* The Guilford Press, 2001.
[5] Vidick S, Mairiaux P. Les absences de longue durée pour lombalgie au sein du personnel soignant dans le secteur hospitalier. *Santé Publique* 2008;vol. 20;Suppl. n° 3:S29-S37.
[6] Carpenter D, Nelson B. Low-back strengthening for the prevention and treatment of low-back pain. *Medecine & Science in Sports & Exercise* 1999:18-24.
[7] Bourigua I, Simoneau E, Leteneur S, Gillet C, Barbier F. La lombalgie chronique : définitions, évaluation et traitement. *STH* 2010;vol. 4;n°1:9-38.
[8] Dickey JP *et al.* Relationship between pain and vertebral motion in chronic low-back pain subjects. *Clinical Biomechanics* 2002;vol. 17:345-52.
[9] Allard P, Barbier F, Sadeghi H, Bouh Louha B, Rivard CH. Perturbations cinématiques tridimensionnelles du tronc chez les lombalgiques. *STH* 2010;vol. 4;n° 1:39-53.
[10] Neumann WP *et al.* Trunk posture: reliability, accuracy, and risk estimates for low-back pain from a video based assessment method. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2001;vol. 28:355-65.
[11] Farina D, Gazzoni M, Merletti R. Assessment of low-back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003;vol. 13:319-32.
[12] Elfving B, Liljequist D, Mattsson E, Ne´meth G. Influence of interelectrode distance and force level on the spectral parameters of surface electromyographic recordings from the lumbar muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2002;vol. 12:295-304.
[13] Davis RB, Õunpuu S, DeLuca PA, Romness MJ. Clinical gait analysis and its role in treatment decision-making. *Medscape Orthopaedics & Sports Medicine Journal* 1998;vol. 2;n° 5:1-11.
[14] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000;vol. 10:361-74.
[15] DeLuca CJ. The use of electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;vol. 13:135-63.
[16] Merletti R, Parker DA. *Electromyography, physiology, engineering and noninvasive applications.* IEEE Press, 2004.
[17] Andrade A, Kyberd P, Nasuto S. The application of the Hilbert spectrum to the analysis of electromyographic signals. *Information Sciences* 2008;vol. 178:2176-93.
[18] Pluess M, Conrad A, Frank H. Wilhelm muscle tension in generalized anxiety disorder: a critical review of the literature. *Journal of Anxiety Disorders* 2009;vol. 23;n° 1:1-11.
[19] Rossi AM. An evaluation of the manifest anxiety scale by the use of electromyography. *Journal of Experimental Psychology* 1959;vol. 58;n° 1:64-9.
[20] Cheron G, Leurs F, Bengoetxea A, Draye JP, Destrée M, Dan B. A dynamic recurrent neural network for multiple muscles electromyographic mapping to elevation angles of the lower-limb in human locomotion. *Journal of Neuroscience Methods* 2003;vol. 129:95-104.

QUIZ

1. La lombalgie chronique est une pathologie grave.
   - ❑ A- Oui, de par son incidence socio-économique.
   - ❑ B- Non, parce qu'elle a peu d'incidences pour le patient, et que sa fréquence est rare.
   - ❑ C- Non, parce que ce n'est pas une pathologie mais un symptôme aux incidences socio-économiques graves.
2. D'après les résultats de cette étude, les gains apportés par le réentraînement à l'effort relèvent :
   - ❑ A- de la cinématique : les angulations segmentaires se caractérisent par un progrès notable.
   - ❑ B- de l'électromyographie, sachant que les effets sont hétérogènes.
   - ❑ C- de l'électromyographie, sachant que les effets sont homogènes.
   - ❑ D- d'aucune modification des paramètres cinématiques et électromyographiques.
3. La méthodologie de l'EMG de surface requiert :
   - ❑ A- une préparation de la peau préalable à l'enregistrement.
   - ❑ B- la nécessité d'une normalisation des données.
   - ❑ C- des outils de traitements adaptés.
4. Les résultats de cette étude soulignent l'incidence d'un REL avec :
   - ❑ A- une cinématique de différents segments du dos inchangée.
   - ❑ B- une cinématique modifiée de ces segments du dos.
   - ❑ C- une aggravation de la cinématique de ces segments.
5. Concernant l'EMG, les résultats de cette étude indiquent, suite au REL :
   - ❑ A- des activités modifiées selon un schéma homogène sur la population.
   - ❑ B- la disparition de contractions continues sur l'ensemble de la population.
   - ❑ C- l'apparition de nouvelles contractions.
   - ❑ D- des sujets améliorés, d'autres inchangés, voire aggravés.
6. Le REL est une thérapeutique appliquée dans de nombreux centres de rééducation.
   - ❑ A- D'après notre étude, son efficacité est totale, quel que soit le patient.
   - ❑ B- Son efficacité sur la souplesse est prouvée sur notre population.
   - ❑ C- Son efficacité sur les régulations du mouvement par les muscles est franchement infaillible sur notre population.
7. La lombalgie est un symptôme dont la population peut se découper en :
   - ❑ A- lombalgiques sous-aigus, aigus, chroniques.
   - ❑ B- lombalgiques chroniques uniquement mais de différents niveaux.
   - ❑ C- lombalgiques aigus, subaigus, chroniques.
   - ❑ D- lombalgiques sous-aigus, aigus, subaigus, chroniques (avec différents niveaux).

Réponses page 65

l'université nantes angers le mans
PÔLE DE RECHERCHE ET D'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR

Université du Maine
Le Mans - Laval

Thèse de Doctorat

Lombalgies chroniques. Evaluation des facteurs mécaniques des membres inférieurs au moyen des relations moment-vitesse dans des conditions isocinétiques

Low back pain. Evaluation of lower limbs mechanical parameters from torque-velocity relationships under isokinetic conditions

Résumé :

La lombalgie est un problème de santé public induisant de nombreuses répercussions sur le plan économique et social. Le passage à la chronicité concerne moins de 10% des lombalgies, mais représente 85% des coûts liés à la prise en charge de cette pathologie. Dans ce contexte, il parait indispensable de pouvoir optimiser les programmes de réentrainement à l'effort du lombalgique chronique afin de les rendre le plus efficace et le plus pertinent possible. Ce travail de thèse a pour objectif d'évaluer les facteurs mécaniques des membres inférieurs au moyen des relations moment-vitesse dans des conditions isocinétiques.

Dans une première étude, nous avons évalué les muscles extenseurs du genou et les muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc chez des sujets lombalgiques et des sujets sains. Nous avons, ainsi mis en évidence une faiblesse significative au niveau de la force et de la puissance des muscles extenseurs du genou chez les sujets lombalgiques associée à la faiblesse musculaire du tronc classiquement évoquée pour cette population. Après avoir mis en place, dans une seconde étude, un protocole d'évaluation permettant d'établir des relations moment- et puissance-vitesse pour les muscles extenseurs et fléchisseurs de la hanche, nous avons évalué la force et la puissance de ces groupes musculaires chez des sujets lombalgiques. Les résultats ont, comme pour la première étude, mis en avant une faiblesse significative au niveau de la force et de la puissance de ces groupes musculaires, par rapport à des sujets sains, avec un déficit plus marqué au niveau des extenseurs, comme pour le tronc.

L'ensemble des résultats obtenus dans le cadre de ce travail de thèse démontre qu'il est important de proposer un travail de force et de puissance au niveau des membres inférieurs pour les patients lombalgiques chroniques afin de mieux lutter contre le syndrome de déconditionnement qui touche l'ensemble des chaines musculaires des patients.

Mots clés : lombalgie chronique, membres inférieurs, isocinétisme, relation moment-vitesse.

Abstract:

Low back pain is a public health problem inducing economical and social consequences. Chronicity involves less than 10% of low back pain, but represents 85% of the total costs related to this pathology. In this context, it seems essential to optimize chronic low back pain rehabilitation programs to make them more effective and relevant. The purpose of this phD was then to evaluate lower limbs mechanical factors using torque- and power-velocity relationships.

In a first study, knee extensors muscles and trunk flexor and extensor muscles were evaluated in chronic low back pain and healthy subjects. A significant knee extensor strength and power weakness weas observed for chronic low back pain subjects, associated with the typical trunk weakness referred to this population. The second study focused on establishing a protocol allowing assessing hip flexor and extensor torque- and power-velocity relationships. This protocol was then applied to evaluate flexor and extensor hip muscles in chronic low back pain subjects. Results, in accordance with the first study, highlighted a significant strength and power weakness for hip muscle groups in chronic low back pain relative to healthy subjects, with a greater hip extensor deficit, as it is generally observed for the trunk.

In conclusion, these different studies showed the importance of proposing torque and power lower limbs rehabilitation for chronic low back pain patients to better fight against the deconditioning syndrome that affects all muscular chains in this population.

Keys words : low back pain, lower limbs, isokinetic, toque-velocity relationships.

Laboratoire
Motricité - Interactions - Performance
EA 4334 Nantes - Le Mans