

THIAGO DE ALCÂNTARA CÉSAR

**SISTEMA OBLÍQUO POSTERIOR E LONGITUDINAL PROFUNDO COMO
MECANISMOS DE ESTABILIZAÇÃO SACROILÍACA:
Revisão de literatura**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2011

Thiago de Alcântara César

**SISTEMA OBLÍQUO POSTERIOR E LONGITUDINAL PROFUNDO COMO
MECANISMOS DE ESTABILIZAÇÃO SACROILÍACA:
Revisão de literatura**

Monografia apresentada ao Curso Especialização em Fisioterapia Ortopédica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Especialista em Fisioterapia Ortopédica.

Orientador: Prof. Fabiano Botelho Siqueira, MSc.

C421s
2012 César, Thiago de Alcântara
Sistema oblíquo posterior e longitudinal profundo como mecanismos de estabilização sacroilíaca: revisão de literatura. [manuscrito] / Thiago de Alcântara César – 2012.
20 f., enc.: il.

Orientador: Fabiano Botelho Siqueira
Monografia (especialização) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 17-19

1. Ortopedia. 2. . Dor Lombar. 3. Reabilitação. I. Siqueira, Fabiano Botelho. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 615.825

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 METODOLOGIA	11
3 DISCUSSÃO.....	11
4 CONCLUSÃO	16
REFERÊNCIAS.....	17
ANEXOS	20

LISTA DE TABELAS

1 – Descrição dos estudos.....	20
--------------------------------	----

RESUMO

A região lombopélvica apresenta função de transferência de peso entre os membros inferiores e a coluna vertebral e vice-versa. Essa função demanda uma grande capacidade de manutenção da estabilidade estática e, principalmente, dinâmica nesse complexo articular. As estruturas responsáveis pela estabilização SI atuam por meio de dois mecanismos chamados de fechamento por forma e fechamento por força, constituindo o mecanismo de auto-travamento da SI. Dois sistemas de estabilização por força atuam desta maneira na articulação SI: sistema oblíquo posterior e o sistema longitudinal profundo. O objetivo desse estudo foi realizar uma revisão na literatura sobre a contribuição do sistema oblíquo posterior e longitudinal profundo na estabilização sacroilíaca. Essa revisão narrativa foi composta de 3 artigos selecionados a partir das bases de dados Medline, Lilacs, Cochrane, Scielo e Pedro nos idiomas inglês e português. O sistema oblíquo posterior e o sistema longitudinal profundo são dois destes sistemas que atuam diretamente na estabilidade sacroilíaca devido à conexão através dos ligamentos sacrotuberal e sacroilíaco posterior longo. Estes sistemas também sofrem influência do mecanismo de transmissão miofascial de força, através das conexões citadas anteriormente. Na deficiência de um dos sistemas, episódios de instabilidade poderão ocorrer devido ao aumento do cisalhamento articular, sendo assim dependentes destes sistemas de estabilização para correto funcionamento deste complexo articular. A articulação SI é uma das causas de dor lombar, no entanto pouco identificada devido à dificuldade de diagnóstico clínico, portanto, identificar possíveis intervenções e comprová-las cientificamente também é um fator a ser estudado no futuro. Um fator identificado em todos os estudos é instabilidade por deficiência do fechamento por força, no entanto, poucos estudos foram encontrados nesta revisão dos sistemas oblíquo posterior e longitudinal profundo. Saliento que a estabilização SI não deve ser considerada apenas como decorrente destes dois sistemas, mas sim outras unidades que levam à alteração cinesiológica e postural. Devemos considerar também o mecanismo de TMF que pode contribuir ou causar uma instabilidade articular, tornando assim mais complexa a avaliação do fator causal de instabilidade SI.

Palavras-chave: dor sacroilíaca, disfunção sacroilíaca, dor lombar, estabilização, instabilidade lombopélvica, glúteo máximo, latíssimo do dorso, bíceps femoral e eretor da espinha.

ABSTRACT

The lumbopelvic region has the transfer function of weight between the legs and spine and vice versa. This role demands a great ability to maintain static stability, and especially in dynamic joint complex. The structures responsible for stabilizing SI act through two mechanisms so-called closing and closing by force, constituting the self-locking mechanism of SI. Two stabilization systems work this way under the SI joint: posterior oblique system and deep longitudinal system. The aim of this study was to review the literature on the contribution of the posterior oblique and longitudinal system deep in the sacroiliac stabilization. This narrative review was composed of three items selected from the Medline, Lilacs, Cochrane, Scielo and Peter in English and Portuguese. The posterior oblique system and deep longitudinal system are two of these systems that act directly on the sacroiliac stability due to the connection through the sacrotuberous and posterior sacroiliac ligaments along. These systems also suffer influence of the transmission mechanism myofascial force through the connections previously mentioned. Deficiency in a system, episodes of instability may occur due to increased shear joint, thus stabilizing these systems depend for proper operation of the joint complex. The SI joint is one of the causes of back pain, yet little identified due to the difficulty of clinical diagnosis, therefore, to identify possible interventions and prove them scientifically is also a factor to be studied in future. One factor identified in all studies is unstable disability under the closure, however, few studies were found in the review of systems and posterior oblique longitudinal deep. I stress that the stabilization SI should not be considered only as a result of these two systems, but other units that lead to kinesiology and postural changes. We should also consider the mechanism of MPT that can contribute or cause joint instability, thus making it more complex evaluation of the causal factor of instability SI.

Keywords: sacroiliac pain, sacroiliac dysfunction, low back pain, stability, lumbopelvic instability, gluteus maximus, latissimus dorsi, biceps femoris and erector spinae.

Lista de Abreviaturas

FTL – Fáschia tóraco lombar

SI – Sacroilíaca

TMF – Transmissão miofascial de força

ZN– Zona Neutra

Sistema oblíquo posterior e longitudinal profundo como mecanismos de estabilização sacroilíaca: Uma revisão da literatura.

Atualmente a região lombopélvica vem sendo estudada com maior frequência por diversos pesquisadores. Os primeiros estudos sobre a região lombopélvica iniciaram com médicos obstetras na época de Hipócrates, preocupados com a mobilidade da articulação sacroilíaca (SI) (LEE, 2001). Estudos sobre a biomecânica, cinesiologia e anatomia desta região tornaram a compreensão sobre a região lombopélvica mais clara. Porém, ainda resta comprovação científica sobre métodos de avaliação e tratamentos efetivos, uma vez que a prática baseada em evidências vem ganhando mais espaço entre os profissionais.

Dor lombar é uma das queixas mais comuns entre a população economicamente ativa, porém a mesma é decorrente de diversas disfunções biomecânicas, sendo o diagnóstico impreciso diversas vezes. O que representa um impacto significativo na economia, uma vez que a dor lombar é uma das maiores causas de absenteísmo no trabalho. O padrão de dor de uma articulação SI é identificado através da injeção de contraste intra-articular, porém apresenta-se com área de dor variável, havendo uma referência citada por Fortin (1993), que mapeou o território de dor referida 10 cm caudalmente e 3 cm lateralmente em relação à espinha ílica posterior-superior, assim chamada área de Fortin. No entanto pode expandir-se referindo também para glúteos, coxa, virilha, podendo atingir também a perna e ser confundida com a cialgia (FORTIN, 1993; SLIPMAN *et al.*, 2000). Também constitui o quadro clínico dor ao realizar transferência de sentado para de pé, agachar.

A região lombopélvica apresenta função de transferência de peso entre os membros inferiores e a coluna vertebral e vice-versa (HOEK VAN DIJKE *et al.*, 1999; POOL-GOUDZWAARD, 1998). Essa função demanda uma grande capacidade de manutenção da estabilidade estática e, principalmente, dinâmica nesse complexo articular (POOL-GOUDZWAARD, 1998). A estabilidade SI é um dos fatores que permite a função ideal dessa região, sendo alcançada pela ação de estruturas osteoligamentares, fasciais e musculares (POOL-GOUDZWAARD, 1998). Essas estruturas, ao atuarem em conjunto, têm a capacidade de aumentar a estabilidade em resposta ou preparação a forças externas e internas geradas sobre as

articulações desse complexo (POOL-GOUDZWAARD, 1998; VAN WINGERDEN *et al.*, 2004).

As estruturas responsáveis pela estabilização SI atuam por meio de dois mecanismos chamados de fechamento por forma e fechamento por força. Estes dois mecanismos em conjunto constituem o mecanismo de auto-travamento da SI, devendo ser capazes de opor-se às forças decorrentes dos movimentos dos membros ou das forças externas aplicadas ao corpo (McGILL *et al.*, 2003; O'SULLIVAN, 2000; PANJABI, 2003; POOL-GOUDZWAARD, 1998).

A insuficiência de um ou mais componentes que participam do fechamento por forma ou por força pode levar a ocorrência de uma instabilidade da articulação SI. Instabilidade pode ser definida como uma deficiência dos componentes estabilizadores na manutenção da posição articular dentro da zona neutra (ZN) fisiológica (PANJABI, 2003). Quando a SI apresenta-se instável, a ZN pode estar aumentada, devido à lesão articular/ligamentar, degeneração do disco, inibição muscular (O'SULLIVAN, 2000; PANJABI, 2003; HODGES; MOSELEY, 2003). Essa instabilidade pode acarretar em incapacidade e dor. Panjabi (2003) realizou uma revisão na literatura sobre a interação da instabilidade lombopélvica e dor lombar. Ao final, o autor citou o aumento da ZN como fator para hipermobilidade, acarretando em lombalgia. A estabilidade pode ser atingida através do fechamento por força, diminuindo a ZN nesta região, sendo que o mecanismo de fechamento por força é influenciado por músculos que geram uma compressão na articulação SI ou aumentam a rigidez do ligamento sacrotuberal e/ou sacroilíaco posterior (VLEEMING *et al.*, 1996; POOL-GOUDZWAARD, 1998). Dois sistemas de estabilização atuam desta maneira na articulação SI: sistema oblíquo posterior e o sistema longitudinal profundo. O sistema oblíquo posterior é composto pelo glúteo máximo, latíssimo do dorso contralateral e a fásia tóraco lombar (FTL) interposta. Já o sistema longitudinal profundo é composto pelo bíceps femoral, ligamentos sacrotuberal e sacroilíaco posterior e eretor da espinha. (HOSSAIN; NOKES, 2005). Sendo assim, o objetivo desse estudo foi realizar uma revisão na literatura sobre a contribuição do sistema oblíquo posterior e longitudinal profundo na estabilização SI.

2 METODOLOGIA

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica sobre dor SI. A busca foi feita nas bases de dados Medline, Lilacs, Cochrane, Scielo e Pedro, utilizando os seguintes critérios prévios: data de publicação entre janeiro de 2001 a abril de 2012; idioma português e inglês e através das seguintes palavras chaves: dor sacroilíaca (*sacroiliac pain*), disfunção sacroilíaca (*sacroiliac dysfunction*), dor lombar (*low back pain*), estabilização (*stabilization*), instabilidade lombopélvica (*instability lumbopelvic*), glúteo máximo (*gluteus maximus*), latíssimo do dorso (*latissimus dorsi*), bíceps femoral (*biceps femoris*) e eretor da espinha (*erector spinae*). Estudos clássicos fora do período de publicação, bem como estudos referenciados nos encontrados foram também utilizados.

A seleção de artigos foi feita pela leitura dos resumos, verificando se continham as devidas informações para inclusão dos artigos, sendo estudos com pacientes jovens, adultos e/ou atletas com diagnóstico de dor SI; estabilização muscular como intervenção utilizada.

Três artigos foram selecionados, incluídos e lidos na íntegra. A tabela 1 mostra a descrição de cada artigo.

3 DISCUSSÃO

A articulação SI caracteriza-se por pequenos movimentos, muita das vezes não diagnosticado devido à falta de confiabilidade nos testes clínicos específicos. Como citado por Panjabi (2003), a instabilidade SI é justificada pela hiper mobilidade nesta articulação, seja pela instabilidade por forma, mas principalmente por força.

O fechamento por forma é dado pela anatomia da superfície da SI. A articulação SI é sinovial e tem a superfície coberta por cartilagem do tipo hialina no sacro e fibrocartilagem no íliaco e apresenta rugosidades no adolescente e no adulto (POOL-GOUDZWAARD, 1998). Essas duas características contribuem para existência de uma maior força de atrito entre essas superfícies articulares do que a

que normalmente ocorre nas demais articulações sinoviais. Assim, essa configuração articular contribui para a estabilidade articular. No entanto, segundo Panjabi (2003), o fechamento por forma, isoladamente, não fornece suficiente estabilidade para a SI, uma vez que é capaz de suportar cargas de aproximadamente 90N, sendo que diversas atividades funcionais aplicam cargas sobre a SI que excedem esse valor. Portanto, é necessário que o mecanismo de fechamento por força complemente o fechamento por forma para que não ocorram episódios de instabilidade SI durante atividades esportivas e ocupacionais (O'SULLIVAN, 2000).

No fechamento por força atuam conjuntamente a força elástica de ligamentos e da FTL, e a força elástica e ativa de alguns músculos que cruzam a região (POOL-GOUDZWAARD, 1998; JEMMETT; MACDONALD; AGUR, 2004). Estes componentes geram uma força de compressão na articulação SI, aumentando a rigidez articular e limitando movimentos e cisalhamentos excessivos nesta região. A transferência de cargas de forma eficaz é dependente da atuação das estruturas responsáveis pelo fechamento por força (McGILL *et al.*, 2003; PANJABI, 2003; POOL-GOUDZWAARD, 1998).

Outra estrutura que aumenta a tensão é a lâmina superficial da camada superficial da FTL (BARKER; BRIGGS; BOGESKI, 2004; SCHLEIP; KLINGLER; LEHMANN-HORN, 2005). Essa é uma estrutura estabilizadora da região lombopélvica encontrada em 100% dos indivíduos, importante na transferência de carga para MMII, coluna e pelve (LOUKAS *et al.*, 2007; HOEK VAN DIJKE *et al.*, 1999). A FTL é uma estrutura complexa que é dividida em três camadas: anterior, média e posterior, sendo esta última composta por duas lâminas, a superficial e a profunda. Vários músculos do membro superior e inferior são conectados a ela, sendo responsáveis por aumentar a tensão e consequentemente a estabilidade, além de transferir energia do tronco para os MMII de forma mais eficaz (BARKER *et al.*, 2007; BARKER; BRIGGS; BOGESKI, 2004; POOL-GOUDZWAARD, 1998). Schleip; Klingler e Lehmann-Horn (2005), realizaram uma revisão sobre a ação ativa da fáscia. Eles citaram alguns indícios de que ocorre contração da fáscia, uma vez que foi encontrada célula contrátil nesta estrutura.

O componente muscular, contribuinte do fechamento por força na região lombopélvica é dividido em duas unidades: interna e externa. A unidade interna é constituída pelos músculos do assoalho pélvico, diafragma, transverso abdominal e multífidos (HODGES, 1999). Já a unidade externa é dividida em quatro sistemas: sistema oblíquo anterior, lateral, longitudinal profundo e oblíquo posterior (VAN WINGERDEN *et al.*, 2004).

O sistema oblíquo posterior compõe a camada superficial da FTL. Este componente é constituído pelos músculos longuíssimo do dorso, glúteo máximo contralateral e a FTL interposta (LOUKAS *et al.*, 2007; POOL-GOUDZWAARD, 1998; BOGDUK; JOHNSON; SPALDING, 1998). A aponeurose toracolombar do latíssimo dorsal é contínua com a aponeurose do glúteo máximo contralateral, o que pode explicar o porquê do aumento da tensão na FTL pela ação conjunta desses músculos, contribuindo para a estabilização da região lombopélvica (LOUKAS *et al.*, 2007; POOL-GOUDZWAARD, 1998; VAN WINGERDEN *et al.*, 2004, VLEEMING *et al.*, 1995). A estabilidade ocorre pelo aumento do atrito gerado na compressão na articulação SI, associado ao fato de que o glúteo máximo, quando contraído aumenta a tensão do ligamento sacrotuberal, fato também oriundo do aumento de tensão na FTL, que tem ligação com o mesmo ligamento (POOL-GOUDZWAARD, 1998; VAN WINGERDEN *et al.*, 2004).

A deficiência no funcionamento do sistema oblíquo posterior pode contribuir para os déficits de estabilidade lombopélvica e sintomas na região da SI. O aumento da tensão da FTL com a contração do latíssimo do dorso com o glúteo máximo contralateral e conseqüente aumento das forças compressivas na SI já foi determinado (POOL-GOUDZWAARD, 1998; VAN WINGERDEN *et al.*, 2004).

À deficiência do glúteo máximo em estabilizar a articulação SI, Arab; Nourbakhsh e Mohammadifar (2011) investigaram a relação entre o encurtamento do bíceps femoral como forma de compensação da fraqueza do glúteo máximo em pacientes com e sem disfunção SI. Estes autores encontraram fraqueza do glúteo máximo em indivíduos com disfunção SI significativamente estatística, já a redução do comprimento do bíceps femoral foi identificada com pequena diferença estatística no grupo com disfunção SI, sendo justificado pelos autores como uma forma de

compensação da fraqueza do glúteo máximo para estabilizar a articulação SI. Hungerford, Gilleard e Hodges (2003) pesquisaram o padrão de atividade eletromiográfica em indivíduos em posição ortostática realizando flexão de quadril, sendo grupos com dor SI e assintomáticos. Identificaram que ocorreu atraso de ativação dos músculos oblíquo interno, multífidos e glúteo máximo bem como hiperatividade do bíceps femoral ipsilateral ao lado da dor SI.

A hipótese de Arab, Nourbakhsh e Mohammadifar (2011) e Hungerford, Gilleard e Hodges (2003) sobre a alteração do padrão de contração neste segmento articular pode ser justificada pela relação direta entre o sistema longitudinal profundo e oblíquo posterior através dos ligamentos sacrotuberal e sacroilíaco posterior longo. Estes são os principais ligamentos que participam do fechamento por força da SI. Sendo estruturas viscoelásticas esses ligamentos, quando são submetidos a uma tensão constante por algum tempo, exibem as propriedades físicas do relaxamento ao estresse e arrasto (*creep*) com redução da sua força estabilizadora sobre a SI (POOL-GOUDZWAARD, 1998; VAN WINGERDEN *et al.*, 2004; VLEEMING *et al.*, 1996). A contribuição do componente neuromuscular no aumento da tensão nesses ligamentos que controlam a nutação e contranutação do sacro pode contribuir para a manutenção da estabilidade articular (HODGES; MOSELEY, 2003).

A tensão no ligamento sacrotuberal aumenta por ação dos músculos como o bíceps femoral, glúteo máximo e piriforme. A cabeça longa do músculo bíceps femoral - que se insere direta ou indiretamente no ligamento - aumenta a tensão no mesmo, assim como o glúteo máximo e piriforme que são conectados com o mesmo ligamento. A tensão sobre o ligamento sacroilíaco posterior longo aumenta com a contração dos eretores da espinha. Além disso, sua tensão também aumenta quando ocorre aumento da carga no ligamento sacrotuberal ipsilateral (POOL-GOUDZWAARD, 1998; VAN WINGERDEN *et al.*, 2004).

Van Wingerden *et al.* (2004) realizaram um estudo visando observar a rigidez na articulação SI proveniente do fechamento por força através dos músculos glúteo máximo, latíssimo do dorso, bíceps femoral e eretor da espinha, ou seja, sistema oblíquo posterior e o longitudinal profundo. Estes autores incluíram 6 indivíduos onde a rigidez articular aumentou quando os músculos glúteo máximo, bíceps

femoral e eretor da espinha contraíram-se de forma individual, sendo que ocorreu co-contracção de outros músculos durante a contracção destes citados anteriormente.

Esta relação de contribuição de geração de força através da contracção de outros músculos é justificada pela existência a um outro mecanismo pelo qual esses músculos trabalhem em conjunto (HUIJING; JASPERS, 2005; HUIJING, 1999(a); HUIJING, 1999 (b)).

Estudos tem demonstrado a existência de outro mecanismo de transmissão de força, a transmissão miofascial de força (TMF). Neste mecanismo a transmissão de força pelos músculos não ocorre apenas pela via miotendínea, mas parte da força gerada pelos músculos é transmitida pelo tecido conectivo em paralelo (HUIJING; JASPERS, 2005; HUIJING, 1999(a); HUIJING, 1999 (b)). A conexão dos sarcômeros através do citoesqueleto, à lâmina basal da fibra muscular, que, por sua vez, é conectada ao endomísio por meio de proteoglicanas, sendo assim, quando os sarcômeros contraem - se, parte da força gerada é transmitida para o endomísio (HUIJING, 1999 (b)). Uma vez que há continuidade entre endomísio, perimísio e epimísio, parte da força gerada pelos sarcômeros é transmitida por todo tecido conectivo em paralelo do músculo que a partir daí, passa a ser chamado de tecido conectivo intramuscular, caracterizando assim a TMF (HUIJING; JASPERS, 2005; HUIJING, 1999(a); HUIJING, 1999 (b)).

A parte da força muscular que é transmitida do tecido conectivo intramuscular para tecidos conectivos extramusculares, como fâscias compartimentais ou tratos neurovasculares, é denominada TMF extramuscular (HUIJING; JASPERS, 2005). Portanto, um músculo não deve ser considerado uma unidade de geração de força independente. (HUIJING; JASPERS, 2005).

A deficiência do auto-travamento na região lombopélvica faz com que ocorra hiper mobilidade intersegmentar nesta região, podendo ocasionar lesões. Deficiência como fraqueza muscular acarreta na sobrecarga dos estabilizadores passivos, que por sua vez, podem não ser capazes de manter a estabilidade da região lombopélvica acarretando dor na região. (PANJABI, 2003; POOL-GOUDZWAARD, 1998; VAN WINGERDEN *et al.*, 2004, HODGES; MOSELEY, 2003).

6 CONCLUSÃO

A articulação SI é uma das causas de dor lombar, no entanto pouco identificada devido à dificuldade de diagnóstico clínico, portanto, identificar possíveis intervenções e comprová-las cientificamente também é um fator a ser estudado no futuro. Um fator identificado em todos os estudos é instabilidade por deficiência do fechamento por força, no entanto, poucos estudos foram encontrados nesta revisão dos sistemas oblíquo posterior e longitudinal profundo. Saliento que a estabilização SI não deve ser considerada apenas como decorrente destes dois sistemas, mas sim outras unidades que levam à alteração cinesiológica e postural. Devemos considerar também o mecanismo de TMF que pode contribuir ou causar uma instabilidade articular, tornando assim mais complexa a avaliação do fator causal de instabilidade SI.

REFERÊNCIAS

ARAB, A. M.; NOURBAKHS M. R.; MOHAMMADIFAR, A. The relationship between hamstring length and gluteal muscle strength in individuals with sacroiliac joint dysfunction. ***Journal of Manual and Manipulative Therapy***, v. 19, n. 1, p. 5-10, fev. 2011.

BARKER, P. J. *et al.* The middle layer of lumbar fascia and attachments to lumbar transverse processes implications for segmental control and fracture. ***European Spine Journal***, v. 16, n. 12, p. 2232-2237, dez. 2007.

BARKER, P. J.; BRIGGS, C. A.; BOGESKI, G. Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadavers: effects of tension to various muscular attachments. ***Spine***, v. 29, n. 2, p. 129-138, jan. 2004.

BOGDUK, N. *et al.* The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. ***Clinical Biomechanics***, v. 13, n. 6, p. 377-385, set. 1998.

FORTIN, J.; TOLCHIN, R. Sacroiliac joint: pain referral maps upon applying a new injection/arthrography technique. Part I: Asymptomatic volunteers. ***Spine***, v. 19, n. 13, p. 1475-1482, jul 1994.

HODGES, P. W. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? ***Manual Therapy***, v. 4, n. 2, p. 74-86, mai. 1999.

HODGES, P. W.; MOSELEY, L. G. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. ***Journal of Electromyography and Kinesiology***, v. 13, n. 4, p. 361-370, ago. 2003.

HOEK VAN DIJKE, G. A. *et al.* A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs. ***Journal of Biomechanic***, v. 32, n. 9, p. 927-933, set. 1999.

HUIJING, P. A. (a) Muscular force transmission: a unified, dual or multiple system? A review and some explorative experimental results. ***Archives Physiology Biochemistry***, v. 107, n. 4, p. 292-311, out. 1999.

HUIJING, P. A. (b) Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *Journal of Biomechanics*, v. 32, n. 4, p. 329-345, abr. 1999.

HUIJING, P. A.; JASPERS, R.T. Adaptation of muscle size and myofascial force transmission: a review and some new experimental results. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 15, p. 349-380, dez. 2005.

HUNGERFORD, B.; GILLEARD, W.; HODGES, P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*, v.28, n.14, p.1593-1600, Jun 2003.

JEMMETT, R. S; MACDONALD, D. A; AGUR, A. M. Anatomical relationships between selected segmental muscles of the lumbar spine in the context of multi-planar segmental motion a preliminary investigation. *Manual Therapy*, v. 9, n. 4, p. 203-210, nov. 2004.

LEE, D. **A cintura pélvica: uma abordagem para o exame e o tratamento da região lombar, pélvica e do quaril.** 2ª ed. São Paulo: Manole, 2001, 196p.

LOUKAS M *et al.*. Anatomy and biomechanics of the vertebral aponeurosis part of the posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Surgical Radiologic Anatomy*, v. 30, n. 2, p. 125-129, mar. 2008.

MCGILL, S. M. *et al.* Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 353-359, ago. 2003.

O'SULLIVAN, P. B. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, v. 5, n. 1, p. 2-12, fev. 2000.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 371-379, ago. 2003.

POOL-GOUDZWAARD, A. L. *et al.* Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Manual Therapy*, v. 3, n. 1, p. 12-20, fev. 1998.

SCHLEIP, R; KLINGLER, W; Lehmann-Horn, F. Active fascial contractility Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Medical Hypotheses*, v. 65, n. 2, p. 273-277, 2005.

SLIPMAN *et al.* Sacroiliac joint referral zones. ***Archives of Physical Medicine and Rehabilitation***, v. 81, n. 3, p. 334-338, mar 2000.

VAN WINGERDEN, J. P. *et al.* Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. ***European Spine Journal***, v. 13, n. 3, p 199-205, fev. 2004

VLEEMING, A. *et al.* The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. ***Spine***, v.20, n.7, p.753-758, Abr. 1995.

VLEEMING, A. *et al.* The function of the long dorsal sacroiliac ligament: its implication for understanding low back pain. ***Spine***, v.21, n.5, p.556-562, Mar. 1996.

TABELA 1

Descrição dos estudos

Estudos	Descrição	Conclusão
Arab, Nourbakhsh e Mohammadifar, 2011	159 indivíduos divididos em três grupos (n=53 grupo com dor lombar e dor lombar de origem SI, n=53 dor lombar sem origem SI e n=53 sem dor lombar). Todos receberam o mesmo protocolo de avaliação quanto à força muscular do glúteo máximo e o comprimento dos isquiotibiais.	Em indivíduos com disfunção SI os autores relacionaram o aumento da rigidez dos isquiotibiais à fraqueza do glúteo máximo.
Hungerford, Gilleard e Hodges (2003)	14 indivíduos com diagnóstico clínico de dor SI e um grupo controle sem quadro clínico de dor SI. Avaliaram a atividade muscular com eletromiografia superficial na coluna e músculos do quadril no membro inferior com apoio durante a flexão de quadril na posição ortostática.	Atraso na ativação eletromiográfica dos músculos oblíquo interno, glúteo máximo e multífidos no membro inferior com descarga de peso no grupo com dor SI. Este padrão de recrutamento muscular nos indivíduos com dor SI gera uma sobrecarga articular na transferência de carga nesta articulação.
Van Wingerden <i>et al.</i> , 2004	Seis mulheres assintomáticas foram avaliadas através da eletromiografia e o exame de imagem Doppler (avaliou o movimento na articulação SI) através de uma oscilação com um dispositivo eletrônico. Sendo que o glúteo máximo, latíssimo do dorso, eretor da espinha e bíceps femoral foram incluídos neste estudo, sendo testados pelo teste de força manual isométrico.	O aumento da rigidez articular ocorreu devido à contração dos músculos glúteo máximo, bíceps femoral e eretor da espinha, melhorando, assim, a transferência de carga dos membros inferiores para a coluna.