

Viviane Otoni do Carmo Carvalhais

**TRANSMISSÃO DE FORÇA MIOFASCIAL DO MÚSCULO GRANDE
DORSAL PARA O GLÚTEO MÁXIMO CONTRALATERAL - UMA
INVESTIGAÇÃO *IN VIVO***

**Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais
2012**

Viviane Otoni do Carmo Carvalhais

**TRANSMISSÃO DE FORÇA MIOFASCIAL DO MÚSCULO GRANDE
DORSAL PARA O GLÚTEO MÁXIMO CONTRALATERAL - UMA
INVESTIGAÇÃO *IN VIVO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais
2012

C331t Carvalhais, Viviane Otoni do Carmo
2012 Transmissão de força miofascial do músculo grande dorsal para o glúteo máximo contralateral: uma investigação *in vivo*. [manuscrito] / Viviane Otoni do Carmo Carvalhais – 2012.
64f., enc.: il.

Orientador: Sérgio Teixeira Fonseca

Mestrado (dissertação) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 53-59

1. Coluna dorsal - Músculos - Teses. 2. Nádegas – Músculos - Teses. 3. Fisioterapia - Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Iii. Título.

CDU: 159.943



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
 ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
 DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
 E-MAIL: mesreab@cefflo.ufmg.br SITE: www.cefflo.ufmg.br/mreab
 Fone/fax: 31- 3409.4781

ATA DE NÚMERO 167 (CENTO E SESENTA E SETE) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA **VIVIANE OTONI DO CARMO CARVALHAIS** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.-----

Aos 02 (dois) dias do mês de março do ano de dois mil e doze, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação "**Transmissão de Força Miofascial do Músculo Grande Dorsal para o Glúteo Máximo Contralateral – Uma Investigação *in vivo***". A banca examinadora foi constituída pelos seguintes professores doutores: Sérgio Teixeira da Fonseca, Paula Lanna Pereira da Silva, Mauro Heleno Chagas, sob a presidência do primeiro. Os trabalhos iniciaram-se às 9 horas com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram o candidato aprovado e apto a receber o título de Mestre após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Eni da Conceição Rocha, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 02 de março de 2012.-----

Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca _____

Professora Dra. Paula Lanna Pereira da Silva _____

Professor Dr. Mauro Heleno Chagas _____

Eni da Conceição Rocha _____

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
 ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
 DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
 E-MAIL: mesreab@eeffto.ufmg.br SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab
 Fone: 31- 3409.4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de VIVIANE OTONI DO CARMO CARVALHAIS intitulada "Transmissão de Força Miofascial do Músculo Grande Dorsal para o Glúteo Máximo Contralateral – Uma Investigação *In vivo*" defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora APROVOU a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

| Nome dos Professores/Banca | Aprovação | Assinatura |
|--|-----------|------------|
| Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca | APROVADO | |
| Profa. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva | APROVADO | |
| Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas | APROVADO | |

Belo Horizonte, 02 março de 2012.

Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação/EEFFTO/UFMG

Lívia de Castro Magalhães
 Coordenadora do Colegiado
 Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação
 Inscrição UFMG: 2077201/Inscrição Cipe: 632312-5

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, gostaria de agradecer ao meu orientador Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca por acreditar no meu trabalho e me conceder o privilégio de integrar a sua equipe. Obrigada pelos inúmeros ensinamentos e por despertar em mim a paixão que hoje tenho pela pesquisa. A minha admiração pelo seu trabalho é eterna.

Aos meus pais, o agradecimento por tudo que sou. Vocês são a base da minha estrutura. O apoio recebido é sempre fundamental em todas as decisões na minha vida. Amo vocês demais!

Agradeço ao meu marido Eduardo pelo amor e incentivo incondicionais em todas as etapas da minha vida. Obrigada também por me tolerar nos momentos de estresse. Você sempre torna os meus dias mais felizes e me dá forças para prosseguir em meus objetivos. É muito bom ter você ao meu lado.

Aos meus sogros, cunhada e amigos da “turma”, agradeço por tornarem os meus momentos de folga muito agradáveis. Vocês possuem o poder de fazer todos os problemas desaparecerem, mesmo que seja apenas por algumas horas.

À minha amiga, irmã e companheira Vanessa, o meu maior agradecimento de todos. Sem o seu apoio seria impossível ter chegado até aqui. O título de mestre você receberá duas vezes, pois a conquista deste trabalho também é sua. Trabalhar ao seu lado é extremamente enriquecedor e gratificante, além de ser bastante fácil. Muito, muito, muito obrigada por tudo!

Aos colegas da UFMG, em especial ao Thales, professora Juliana (Ju) e Gabi, que traçaram os caminhos iniciais da pesquisa em minha vida. Vocês

foram muito importantes na minha formação e serão sempre exemplos que seguirei. Ju e Thales, muitíssimo obrigada pela disponibilidade para ajudar no desenvolvimento deste trabalho.

Aos dois grandes amigos que conquistei nos últimos anos, Thiago e Miguelito. Vocês tornaram as dificuldades deste mestrado bem menos penosas. Thiago, obrigada pelas ajudas, conselhos e apoio técnico ao longo deste período. Você é a pessoa mais prestativa que conheço e está sempre apto a nos socorrer. É muito bom trabalhar ao seu lado.

Aos alunos de iniciação científica que me ajudaram ao longo do mestrado. Em especial ao Diego, uma pessoa extremamente dedicada e que esteve comigo em todas as coletas de dados. Se dependesse dele, tínhamos feito coletas até no dia de Natal. Valeu demais por toda ajuda!

Enfim, agradeço a todos que de uma forma ou outra contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho, seja como orientador, autor, colaborador, voluntário ou simplesmente como torcida para que eu chegasse até aqui.

RESUMO

Introdução: Estudos evidenciam que a tensão produzida em um músculo pode ser transferida para estruturas anatomicamente distantes através da rede de tecido conectivo presente no corpo humano. A extensa conexão dos músculos grande dorsal (GD) e glúteo máximo (GM) com a fáscia toracolombar (FTL) e a orientação oblíqua de suas fibras sugerem a ocorrência de transmissão de força entre esses músculos. No entanto, as investigações sobre a transferência de força do GD ou do GM para a FTL foram realizadas em cadáveres, o que limita a generalização dos resultados para contextos *in vivo*. Uma possibilidade para evidenciar a transmissão de força miofascial do GD para o GM *in vivo* seria determinar se a tensão produzida no GD é capaz de modificar as propriedades passivas do quadril contralateral, tal como a posição de repouso (PR) e a rigidez passiva dessa articulação. **Objetivo:** Investigar se o tensionamento passivo ou ativo do GD é capaz de modificar a PR e a rigidez passiva do quadril contralateral de indivíduos saudáveis. **Materiais e método:** Um estudo quasi-experimental foi realizado com 37 voluntários de ambos os sexos, com média de idade de $24,92 \pm 3,21$ anos. Os participantes foram submetidos à avaliação do torque passivo de resistência do quadril durante o movimento de rotação medial utilizando um dinamômetro isocinético. Essa medida foi realizada em três condições de teste: 1) Controle; 2) Tensionamento passivo do GD e 3) Tensionamento ativo do GD. Durante a avaliação do torque passivo de resistência do quadril, eletromiografia foi utilizada para monitorar a atividade dos músculos do quadril e do GD em todas as condições de teste. A PR e a rigidez passiva do quadril foram as variáveis dependentes obtidas a

partir do teste realizado no dinamômetro isocinético. Análises de variância para medidas repetidas foram realizadas para investigar se o tensionamento passivo ou ativo do GD foi capaz de modificar as propriedades passivas do quadril contralateral. Um nível de significância de 0,05 foi estabelecido para todas as análises. **Resultados:** O tensionamento passivo do GD modificou a PR do quadril na direção da rotação lateral ($p = 0,009$). Esse resultado demonstrou que a tensão adicional recebida pelo GM após o alongamento do GD foi suficiente para que o GM produzisse um maior torque de resistência ao movimento de rotação medial do quadril em cada posição articular. No entanto, o alongamento do GD não modificou significativamente a rigidez passiva do quadril ($p > 0,05$). O tensionamento ativo do GD também deslocou a PR do quadril na direção da rotação lateral ($p < 0,001$). Além disso, essa condição resultou em aumento da rigidez passiva do quadril ($p \leq 0,004$), ou seja, a contração do GD aumentou a taxa de mudança do torque de resistência ao deslocamento angular do quadril. **Conclusão:** A manipulação de tensão no GD modificou as propriedades passivas do quadril contralateral, o que evidencia a ocorrência de transmissão de força do GD para o GM via FTL *in vivo*. Os resultados do presente estudo sugerem que parte da tensão produzida em alongamentos ou contrações musculares é capaz de propagar-se ao longo do tecido conectivo fascial, influenciando o comportamento mecânico de estruturas anatomicamente distantes.

Palavras-chave: transmissão de força miofascial, fásia toracolombar, grande dorsal, glúteo máximo, posição de repouso articular, rigidez passiva.

ABSTRACT

Introduction: Studies have demonstrated that the tension produced by a muscle can be transferred to anatomically distant structures through the connective tissue network of the human body. The extensive connection of latissimus dorsi (LD) and gluteus maximus (GM) muscles to thoracolumbar fascia (TLF) and the oblique orientation of their fibers suggest the occurrence of myofascial force transmission between these muscles. However, studies about force transference from LD or GM to TLF were performed in cadavers. This fact limits the generalization of results for *in vivo* contexts. One way to show myofascial force transmission from LD to GM *in vivo* could be the investigation if the tension produced in LD is able to modify the passive behavior of the contralateral hip, such as resting position (RP) and passive stiffness of this joint.

Objective: To investigate whether passive or active tensioning of LD are able to change the RP and the passive stiffness of the contralateral hip in healthy subjects. **Materials and method:** A quasi-experimental study was conducted with 37 volunteers of both sexes, with mean age of 24.92 ± 3.21 years. The participants underwent assessment of hip passive resistance torque during medial rotation motion using an isokinetic dynamometer. This measure was carried out in three test conditions: 1) Control; 2) LD passive tensioning and 3) LD active tensioning. During the measurement of hip passive resistance torque, electromyography was used to monitor the activity of hip muscles and LD in all test conditions. Hip RP and passive stiffness were the dependent variables obtained from the test performed on isokinetic dynamometer. Repeated measures analyses of variance were performed to investigate whether LD

passive or active tensioning were able to modify the passive behavior of the contralateral hip. Significance level was set at 0.05 for all analyses. **Results:** LD passive tensioning shifted the hip RP toward lateral rotation ($p = 0.009$). This result demonstrated that the additional tension received by GM after LD stretching was enough to make the GM to resist hip medial rotation with higher torque at each joint position. However, LD stretching did not change significantly hip passive stiffness ($p > 0.05$). LD active tensioning also shifted the RP toward lateral rotation ($p < 0.001$). Furthermore, this condition resulted in increase of passive stiffness ($p \leq 0.004$), i.e. LD contraction increased the rate of change in the resistance torque to hip angular displacement. **Conclusion:** The manipulation of LD tension modified the passive behavior of the contralateral hip, which supports the existence of myofascial force transmission from LD to GM via TLF *in vivo*. The results of the present study suggest that part of the tension produced during stretching or contraction of muscles is capable to propagate along the fascial connective tissue and affect the mechanical behavior of anatomically distant structures.

Keywords: myofascial force transmission, thoracolumbar fascia, latissimus dorsi, gluteus maximus, joint resting position, passive stiffness.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 - Representação esquemática do modelo de duas molas pré-estressadas..... 22
- Figura 2 - Representação gráfica do torque passivo (valores absolutos) em função da posição articular no quadril..... 24
- Figura 3 - Representação gráfica das possíveis mudanças no torque passivo resultante (valores absolutos) devido ao tensionamento dos tecidos articulares que resistem à rotação medial do quadril..... 25
- Figura 4 - Avaliação da contração isométrica voluntária máxima de adução do ombro..... 32
- Figura 5 - Posicionamento do voluntário durante as condições de teste..... 35
- Figura 6 - Curvas representativas do torque passivo de resistência resultante (valores absolutos) em função da posição articular no quadril..... 43

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Coeficientes de correlação intraclasse das confiabilidades entre repetições e erros padrão das medidas..... | 40 |
| Tabela 2 - Médias, desvios padrão e valores mínimos e máximos das variáveis posição de repouso, rigidez antes da posição de repouso e rigidez após a posição de repouso..... | 43 |

LISTA DE ABREVIATURAS

FTL - fáschia toracolombar

GD - grande dorsal

GM - glúteo máximo

PR - posição de repouso

CIVM - contração isométrica voluntária máxima

RMS - *root mean square*

CCI - coeficiente de correlação intraclassa

EPM - erro padrão da medida

ANOVA - análise de variância

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| 1- INTRODUÇÃO | 14 |
| 1.1- Mecanismos de transmissão de força presentes no sistema musculoesquelético..... | 16 |
| 1.2- Transmissão de força do músculo grande dorsal para o glúteo máximo via fáscia toracolombar..... | 20 |
| 1.3- Objetivo do estudo..... | 26 |
| 1.4- Hipóteses..... | 27 |
| 2- MATERIAIS E MÉTODO | 28 |
| 2.1- Delineamento do estudo..... | 28 |
| 2.2- Amostra..... | 28 |
| 2.3- Instrumentos..... | 29 |
| 2.4- Procedimentos..... | 30 |
| 2.4.1- Avaliação da contração isométrica voluntária máxima de adução do ombro..... | 31 |
| 2.4.2- Avaliação do torque passivo de resistência do quadril..... | 32 |
| 2.4.3- Monitoramento da atividade muscular eletromiográfica durante a avaliação do torque passivo de resistência do quadril..... | 36 |
| 2.5- Processamento e redução dos dados..... | 37 |
| 2.6- Análise estatística..... | 41 |
| 3- RESULTADOS | 42 |
| 4- DISCUSSÃO | 44 |
| 5- CONCLUSÃO | 52 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 53 |
| APÊNDICE | 60 |
| ANEXO | 64 |

1- INTRODUÇÃO

A fáscia toracolombar (FTL) e suas conexões musculares e ligamentares atuam como estruturas de suporte para a região lombopélvica¹⁻³. Essa fáscia encontra-se sobre os músculos eretores da coluna nas regiões torácica e lombossacra e possui fixações nas costelas, nas cristas ilíacas e nas vértebras torácicas baixas, lombares e sacrais^{1,4-7}. A FTL é composta pelas camadas anterior, média e posterior, sendo a última subdividida em lâminas superficial e profunda^{2,4,7}. Particular interesse tem sido direcionado à camada posterior da FTL, pois suas conexões com músculos do tronco, membros superiores e inferiores podem permitir a transferência de forças entre esses segmentos¹. A lâmina superficial da camada posterior conecta dois dos maiores músculos do corpo, o grande dorsal (GD) e o glúteo máximo (GM), e apresenta ligações parciais com os músculos oblíquo externo abdominal, trapézio e rombóide^{1,4,5,8}. A lâmina profunda da camada posterior possui ligações com os músculos bíceps femoral, transverso do abdômen, oblíquo interno e externo abdominal, serrátil posterior e esplênio cervical^{1,4,5,8}. Além disso, algumas fibras da camada posterior derivam dos ligamentos supraespinhoso, interespinhoso e sacrotuberal^{1,4}. Dessa forma, a descrição anatômica da FTL evidencia que essa fáscia constitui-se em uma densa rede de tecido conectivo que interliga várias estruturas que participam do processo de estabilização lombopélvica, além de ser uma possível via para a transferência de força entre tronco, membros superiores e inferiores.

A estabilização da coluna lombar, como resultado do tracionamento da FTL, pode ocorrer por mecanismos passivos ou ativos. A flexão anterior da

coluna sobre a pelve, por exemplo, exerce um tensionamento passivo da FTL, o qual determina um torque capaz de resistir ao movimento de flexão da coluna e limitar a separação dos processos espinhosos ^{2,9,10}. Além disso, a contração dos músculos que inserem diretamente na FTL ^{1,2,5,7} e a contração daqueles localizados abaixo dessa estrutura ^{9,10} também proporcionam um tensionamento da fáscia, aumentando a estabilidade da região lombar. Em estudo de revisão sobre os mecanismos de suporte lombar durante o levantamento manual de pesos, Sullivan ² concluiu que a FTL é a principal estrutura de suporte para essa região, independentemente da postura lombar adotada. Portanto, o papel do tensionamento da FTL como mecanismo de estabilização da coluna lombar é bastante estabelecido na literatura.

Baseados no pressuposto de que a força produzida localmente não é capaz de propagar-se para tecidos anatomicamente distantes, alguns autores questionam a ação dos músculos conectados proximalmente à FTL como mecanismo de estabilização da articulação sacroilíaca ^{5,11}. No entanto, estudos indicam que a contração desses músculos parece levar a uma efetiva transferência de força através da articulação sacroilíaca, com consequente aumento da compressão articular e prevenção das forças de cisalhamento ^{1,12}. Portanto, é possível que a FTL atue como uma via para que a força produzida por músculos possa ser transmitida para estruturas anatomicamente distantes que apresentem uma conexão direta ou indireta com a fáscia ^{1,5,13}. Nesse contexto, teoricamente, forças geradas passiva ou ativamente no GD poderiam ser transmitidas para o GM através da FTL, o que poderia resultar em modificações nas propriedades mecânicas da articulação do quadril. A explicação desse processo requer um entendimento sobre os possíveis

mecanismos de transmissão de força que ocorrem no sistema musculoesquelético.

1.1- Mecanismos de transmissão de força presentes no sistema musculoesquelético

A força produzida pelos músculos precisa ser transmitida aos ossos para que movimentos articulares ocorram. Essa força é transmitida entre os sarcômeros organizados em série dentro da fibra muscular que, por sua vez, transfere força diretamente para a junção miotendínea¹⁴⁻¹⁶. A junção miotendínea, como o próprio nome indica, está localizada entre o músculo e o tendão que está fixo no osso, o que permite que a força produzida pela contração muscular atinja a estrutura óssea e gere movimento¹⁴. No entanto, a transmissão de força parece não estar limitada apenas a essa junção e poderia ocorrer também entre os sarcômeros e o tecido conectivo intramuscular¹⁵⁻²⁰.

Estudos clássicos e recentes indicam que a tensão produzida pela contração ou alongamento de um músculo é capaz de propagar-se pelo tecido conectivo presente ao redor das fibras musculares, alcançando estruturas vizinhas ou mesmo aquelas localizadas em compartimentos distantes²¹⁻²⁶. Essa transmissão é possível, pois os sarcômeros estão conectados à membrana basal da fibra muscular (sarcolema) por meio do citoesqueleto e de filamentos de actina subsarcolemal²⁴⁻²⁶. Além disso, a membrana basal está ligada ao endomísio (tecido conectivo que recobre cada fibra muscular) por meio de complexos protéicos conhecidos como costâmeros²⁶⁻²⁸. Todas essas ligações e conexões permitem que a tensão produzida nos sarcômeros seja

transmitida ao endomísio de cada fibra muscular^{26,27}. As fibras musculares, por sua vez, organizam-se em fascículos envoltos por outra rede de tecido conectivo, denominada perimísio. O conjunto de fascículos que constituem um músculo é recoberto por um terceiro envoltório de tecido conectivo, o epimísio. Considerando-se a continuidade existente entre endomísio, perimísio e epimísio, parte da força produzida nos sarcômeros poderia ser transmitida ao longo de todo o tecido conectivo em paralelo ao músculo, e não apenas em sentido longitudinal via junção miotendínea^{15,16,18,26}.

A transmissão de força em paralelo justificaria os resultados de alguns estudos que evidenciam uma diferença de força nos tendões proximal e distal de um músculo em contração^{18,21,29-31}. Nesses estudos, o ventre do músculo alvo não é separado do tecido conectivo adjacente e a diferença de força observada nas extremidades dos tendões sugere que parte considerável da força é transmitida lateralmente para o tecido conectivo. Além disso, estudos histológicos demonstram a existência de fibras musculares que não atravessam todo o comprimento entre os tendões proximal e distal do músculo, ou seja, origem e inserção dessas fibras encontram-se em algum ponto no meio do ventre muscular^{27,32}. Tendo em vista que essas fibras não estão conectadas à junção miotendínea em suas duas extremidades, um caminho adicional é necessário para que a força produzida por essas fibras possa ser incorporada à força total produzida pelo músculo^{20,27}. Assim, a diferença de força registrada nas porções proximal e distal do músculo e a existência de fibras que não atravessam todo o comprimento do músculo sugerem a participação de todo o tecido conectivo intramuscular na transmissão de força.

A transmissão de força ao longo do tecido conectivo pode ser subdividida, segundo Huijing^{16,18}, em três tipos: transmissão de força miofascial intra, inter e extramuscular. No primeiro deles, a força pode ser transmitida longitudinalmente ao longo do endomísio até atingir o tendão muscular, ou pode ser transmitida lateralmente para o endomísio das fibras musculares vizinhas. Na transmissão de força intermuscular, a força é transferida para músculos adjacentes por meio de conexões diretas de tecido conectivo entre dois músculos. Por fim, a transmissão de força entre o tecido conectivo de um músculo e tecidos conectivos extramusculares, tais como fáscias e tratos neurovasculares, é denominada transmissão de força miofascial extramuscular. Este último tipo estaria envolvido, por exemplo, em uma possível transmissão de força entre os músculos GD e GM por meio da FTL. Estudos realizados em animais e humanos, principalmente em situações *in situ*, investigam os mecanismos de transferência de força citados anteriormente e evidenciam a ocorrência desses tipos de transmissão de força miofascial^{18,21,26,29-31,33-39}.

Estudos realizados em ratos investigam a transmissão de força miofascial no compartimento anterior da perna desses animais^{18,21,29-31,37,38}. Em um desses estudos, a força isométrica produzida nos tendões proximal e distal do extensor longo dos dedos foi mensurada durante a manipulação do comprimento do extensor longo do hálux³¹. O alongamento do extensor longo do hálux resultou em diminuição da força registrada em ambos os tendões do extensor longo dos dedos, o que evidencia a ocorrência de transmissão de força entre esses músculos. A modificação da posição relativa entre esses músculos alterou a tensão das estruturas conectivas inter e extramusculares,

criando um meio suficientemente rígido para a transmissão de força ^{21,31}. Dessa forma, estudos em animais evidenciam a ocorrência de transmissão de força miofascial e demonstram a influência do comprimento e da posição relativa dos músculos nesse processo.

A transmissão de força miofascial também já foi investigada em humanos por meio de pesquisas envolvendo os membros inferiores e superiores ^{26,33,34,36,39}. Estudos demonstram, por exemplo, que o reto femoral continua a atuar como um extensor do joelho em indivíduos submetidos à cirurgia para transposição do tendão distal desse músculo para o compartimento flexor do joelho ^{33,34}. Segundo esses autores, a cirurgia envolve apenas a porção distal do reto femoral e preserva as conexões do restante desse músculo com a rede de tecido conectivo da região anterior da coxa. A transferência de força do reto femoral para as demais musculaturas do quadríceps (que permaneceram com a inserção na região anterior do joelho) bem como a transmissão de força extramuscular para elementos de tecido conectivo que cruzam a região anterior do joelho justificariam o torque extensor observado, mesmo com a inserção do reto femoral localizada no compartimento flexor. Além disso, em indivíduos com paralisia cerebral, a tenotomia do flexor ulnar do carpo parece não ser capaz de eliminar a contribuição desse músculo na geração de torque flexor no punho ³⁹. Recentemente, pesquisas evidenciaram ainda que a manipulação do comprimento do músculo gastrocnêmio de humanos por meio da extensão passiva do joelho promoveu deformações no sóleo, músculo que não estava sendo manipulado nos experimentos ^{26,36}. Esses estudos demonstraram a existência de interações mecânicas entre músculos sinergistas do

compartimento posterior da perna em condições experimentais que envolveram movimentos articulares fisiológicos. Assim, embora a transmissão de força miofascial em humanos tenha sido pouco investigada até o momento, a densa rede de tecido conectivo presente ao longo do corpo parece apresentar um papel efetivo na transferência de força entre os músculos.

1.2- Transmissão de força do músculo grande dorsal para o glúteo máximo via fáscia toracolombar

Considerando-se a extensa conexão dos músculos GD e GM com a FTL e a orientação oblíqua de suas fibras, a transmissão de força entre esses músculos é sugerida em um padrão contralateral^{1,5,13}. Myers¹³ relata, a partir de estudos anatômicos, que esses músculos estão interligados por meio de um contínuo de tecido fascial, o que indica que forças podem ser transmitidas ao longo do membro superior, tronco e membro inferior contralateral durante a realização de atividades funcionais, tais como a marcha e a corrida. Além disso, estudos realizados em cadáveres demonstram que a tensão produzida no GD ou no GM é capaz de propagar-se para a FTL^{1,5}. Barker *et al.*⁵, por exemplo, aplicaram uma tração de 10 N em porções do GD e do GM e observaram deslocamentos na FTL de 14 e 10 cm, respectivamente, sendo que em ambas as situações foram constatados deslocamentos no lado contralateral ao ponto de aplicação da força. Essas evidências obtidas em cadáveres indicam que a FTL pode atuar efetivamente na transmissão de força entre o GD e o GM^{1,5,13}. No entanto, não existem evidências *in vivo* que suportem esses achados.

A manipulação da tensão dos músculos GD e GM realizada nos estudos de Vleeming *et al.*¹ e Barker *et al.*⁵ ocorreu pelo tracionamento direto desses músculos *in situ*. É possível que um efeito diferente, ou de menor magnitude, possa ocorrer quando o tracionamento da FTL for resultante do alongamento passivo ou contração desses músculos em situações fisiológicas. Além disso, deve-se considerar que as propriedades mecânicas dos tecidos modificam-se em cadáveres⁴⁰ e, portanto, a capacidade desses tecidos responderem às manipulações pode ser alterada. Nesse sentido, evidências *in vivo* são necessárias para confirmar a hipótese da existência de transmissão de força entre GD e GM via FTL em condições experimentais que envolvam manipulações mais próximas de situações fisiológicas.

Uma possibilidade para evidenciar a transmissão de força do músculo GD para o GM *in vivo* seria investigar se a tensão produzida no GD é capaz de modificar as propriedades passivas do quadril contralateral, sobre o qual o GM atua. Nessa perspectiva, a tensão produzida no GD poderia propagar-se ao longo da FTL e atingir o GM contralateral, alterando a tensão nesse músculo e, conseqüentemente, as propriedades passivas do quadril, tais como a posição de repouso (PR) e a rigidez passiva dessa articulação. O comportamento dessas propriedades mecânicas diante do aumento de tensão no GM pode ser predito por um modelo de duas molas pré-estressadas, que representa o comportamento mecânico passivo das articulações (Figura 1). Esse modelo já foi aplicado em um experimento *in vivo* e mostrou-se capaz de prever o comportamento passivo do tornozelo diante da manipulação da tensão nas estruturas elásticas dessa articulação⁴¹. Nesse modelo, duas molas não-lineares estão conectadas aos lados opostos de um corpo sem massa. Ambas

as molas estão em um comprimento superior ao seu comprimento de frouxidão, ou seja, apresentam uma determinada tensão mesmo na ausência de deslocamento do corpo (sistema pré-estressado). As molas esquematizadas no modelo representam o conjunto de estruturas elásticas passivas antagônicas de uma articulação, enquanto a posição assumida pelo corpo representa a posição articular. Considerando-se que o modelo de duas molas pré-estressadas pode ser utilizado para prever o comportamento mecânico passivo das articulações, uma possível modificação das propriedades passivas do quadril, resultante da manipulação da tensão no GD, poderia ser predita por esse modelo.

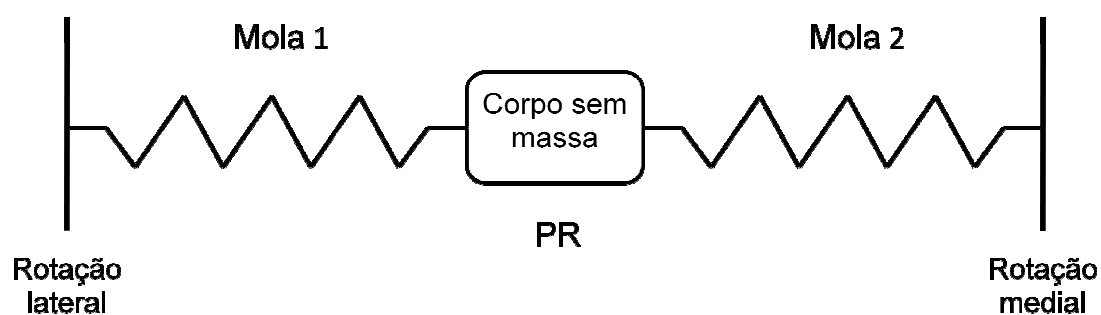


Figura 1. Representação esquemática do modelo de duas molas pré-estressadas. Um corpo sem massa está conectado em seus lados opostos à duas molas não-lineares. As molas foram previamente alongadas e, portanto, apresentam uma determinada tensão, mesmo quando o corpo está em sua posição de repouso (PR). Considerando-se o movimento da articulação do quadril no plano transversal, a mola 1 representa o conjunto de estruturas elásticas que resistem ao movimento de rotação medial, enquanto a mola 2 representa o conjunto de estruturas elásticas que resistem à rotação lateral. A posição do corpo, por sua vez, representa a posição angular do quadril. Nessa figura, o corpo encontra-se em sua PR, ou seja, posição de equilíbrio na qual os torques passivos produzidos pelas estruturas antagônicas são iguais e anulam-se.

A utilização de molas pré-tensionadas no modelo biomecânico implica que as articulações apresentam co-tensão passiva produzida pelas estruturas

elásticas antagônicas dessa articulação ⁴¹. Nesse contexto, as articulações apresentariam uma determinada amplitude na qual o torque passivo de resistência é resultante da tensão produzida simultaneamente pelas estruturas antagônicas da articulação, que produzem torques em direções opostas. Durante o movimento de rotação medial do quadril, por exemplo, o torque passivo de resistência não seria determinado apenas pelas estruturas que resistem à rotação medial (estruturas que estão sendo alongadas), mas também pelas estruturas que contribuem para ocorrência desse movimento (estruturas que estão sendo encurtadas). Portanto, o torque passivo de resistência mensurado durante o movimento de rotação medial do quadril representa o torque passivo resultante produzido pelas estruturas elásticas antagônicas (Figura 2).

Segundo o modelo de sistema pré-estressado, a PR articular é aquela na qual os torques elásticos antagônicos possuem valores iguais e, portanto, anulam-se ⁴¹ (Figuras 1 e 2). Nessa posição, embora as estruturas articulares antagônicas apresentem uma determinada tensão, o torque de resistência resultante possui valor zero. Destaca-se que as curvas de torque passivo resultante observadas durante o deslocamento articular *in vivo* apresentam apenas uma posição articular na qual esse torque resultante assume valor zero ⁴¹⁻⁴³, e não uma zona de ausência de tensão, como frequentemente observado em estudos *in situ* ^{44,45}. Considerando-se o movimento da articulação do quadril no plano transversal, a PR é aquela na qual os torques de resistência à rotação lateral e medial possuem valores iguais e anulam-se (Figura 2). Caso forças possam ser transmitidas através da FTL, o tracionamento do GD pode resultar em um tracionamento do GM contralateral (músculo que resiste à rotação

medial do quadril). Em consequência ao aumento de tensão no GM, esse músculo produz um maior torque de resistência ao movimento de rotação medial do quadril em cada posição articular, o que resultaria em um deslocamento da PR do quadril na direção da rotação lateral (Figura 3). Assim, caso a tensão produzida no GD possa ser transmitida ao GM contralateral através da FTL, a posição na qual a tensão produzida pelas estruturas antagônicas do quadril iguala-se seria deslocada na direção da rotação lateral, ou seja, na direção da tensão produzida.

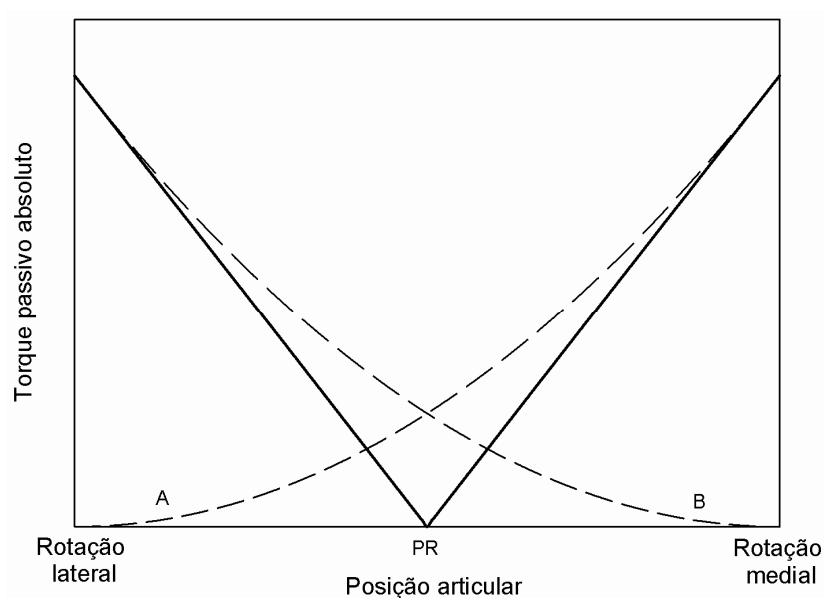


Figura 2. Representação gráfica do torque passivo (valores absolutos) em função da posição articular no quadril. A curva tracejada (A) demonstra os torques produzidos pelas estruturas elásticas que estão sendo alongadas durante a rotação medial do quadril e, portanto, resistem a esse movimento. A curva tracejada (B) representa os torques gerados pelas estruturas que estão sendo encurtadas durante a rotação medial e, assim, contribuem para ocorrência desse movimento. Note que as curvas (A) e (B) demonstram torques gerados em direções opostas, mas apenas os valores absolutos foram representados. A curva sólida evidencia o torque passivo de resistência resultante que será mensurado durante a rotação medial do quadril. O ponto em que essa curva toca o eixo das abscissas representa a posição de repouso articular (PR). Nesse gráfico, a curva resultante possui comportamento linear, visto que os torques atribuídos às curvas (A) e (B) possuem valores idênticos. Tendo em vista que os torques gerados pelas estruturas antagônicas de uma articulação não são idênticos, a curva de torque passivo de resistência resultante obtida durante o movimento articular tende a ser não-linear.

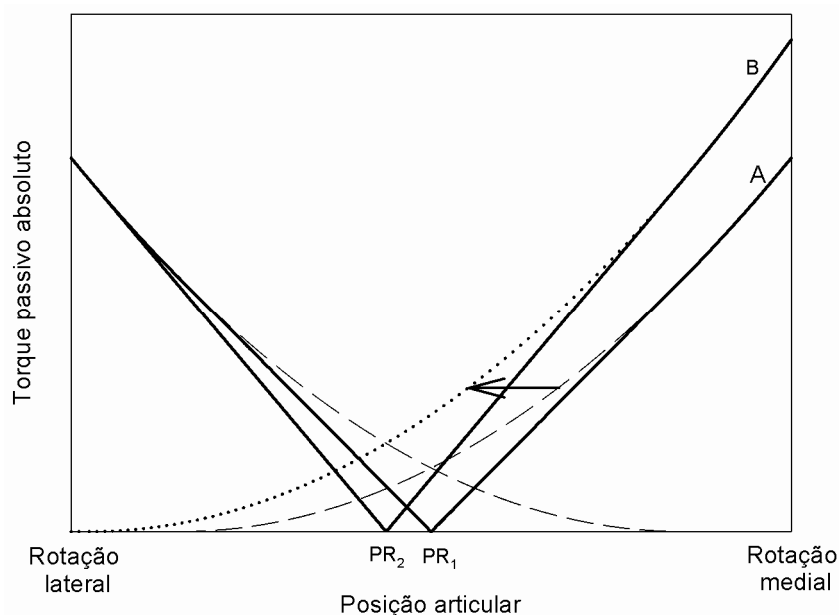


Figura 3. Representação gráfica das possíveis mudanças no torque passivo resultante (valores absolutos) devido ao tensionamento dos tecidos articulares que resistem à rotação medial do quadril. As curvas tracejadas representam os torques produzidos pelas estruturas elásticas antagônicas do quadril durante o movimento de rotação medial, enquanto a curva sólida (A) evidencia o torque passivo de resistência resultante. O ponto em que as curvas tracejadas cruzam-se representa a posição de repouso (PR_1) da curva resultante (A). O aumento de tensão no GM determina que a curva tracejada que representa os torques de resistência à rotação medial seja deslocada na direção da rotação lateral (observar seta). Após esse deslocamento, as curvas de torques passivos antagônicos passam a cruzar-se em um novo ponto (local em que a curva tracejada cruza-se com a curva pontilhada), no qual as curvas apresentam maior inclinação. Esse novo ponto de cruzamento determina que a PR_2 da curva resultante (B) esteja deslocada na direção da rotação lateral. Observe que a inclinação da curva resultante (B) é maior do que a inclinação da curva resultante (A), tanto nas posições articulares antes quanto após a PR.

Nos casos em que as curvas de torques passivos antagônicos apresentam comportamento não-linear, o deslocamento da PR na direção da tensão produzida determina que a interseção dessas curvas passe a ocorrer em porções mais inclinadas ⁴¹. Em consequência, a inclinação da curva de torque passivo de resistência resultante também será maior, tanto nas posições articulares antes quanto após a PR ⁴¹. Essa maior inclinação indica uma maior taxa de mudança do torque de resistência com o deslocamento angular, ou

seja, uma maior rigidez articular passiva ⁴⁶. Souza *et al.* ⁴¹ demonstraram que a manipulação da tensão passiva das estruturas posteriores do tornozelo resultou em deslocamento da PR na direção da tensão produzida (flexores plantares do tornozelo), bem como em aumento de rigidez global na articulação do tornozelo (antes e após a PR). Tendo em vista o comportamento não-linear da força passiva de resistência produzida durante a deformação de tecidos musculares ^{47,48}, o tensionamento do GD poderá repercutir em um aumento da rigidez passiva do quadril antes e após a PR, caso forças possam ser transmitidas do GD para o GM (Figura 3).

O deslocamento da PR do quadril na direção da rotação lateral e o aumento da rigidez passiva dessa articulação diante da manipulação da tensão no GD evidenciarão que forças podem ser transmitidas ao longo da rede de tecido conectivo abundante no corpo humano. A constatação desse comportamento modificaria o pressuposto de que toda a força produzida pelos músculos é transmitida aos ossos através da junção miotendínea e reforçaria a idéia de que forças também podem ser transmitidas por meio de conexões fasciais. A confirmação da ocorrência da transmissão de força miofascial *in vivo* implicaria ainda em mudanças no raciocínio biomecânico envolvido na produção de movimentos fisiológicos, bem como na identificação dos músculos possivelmente relacionados a uma disfunção de movimento ou patologia.

1.3- Objetivo do estudo

O objetivo deste estudo foi investigar se o tensionamento passivo ou ativo do músculo GD é capaz de modificar as propriedades passivas do quadril

contralateral de indivíduos saudáveis. A identificação desse comportamento evidenciaria a ocorrência de transmissão de força miofascial do GD para o GM via FTL. Nessa investigação, as variáveis PR articular, rigidez passiva nas posições articulares antes da PR e rigidez passiva nas posições articulares após a PR foram obtidas a partir da medida do torque passivo de resistência do quadril durante o movimento de rotação medial. Essas variáveis foram utilizadas para informar sobre as propriedades passivas da articulação do quadril.

1.4- Hipóteses

Hipótese nula: Não haverá diferença significativa na PR do quadril ou na rigidez passiva do quadril antes e após a PR quando as condições de tensionamento passivo ou ativo do GD forem comparadas à condição controle.

Hipótese alternativa: Haverá diferença significativa na PR do quadril e na rigidez passiva do quadril antes e após a PR quando as condições de tensionamento passivo ou ativo do GD forem comparadas à condição controle. Em ambas as condições de tensionamento do GD, espera-se que haja um deslocamento da PR na direção da rotação lateral do quadril e um aumento da rigidez passiva antes e após a PR do quadril.

2- MATERIAIS E MÉTODO

2.1- Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo quasi-experimental realizado no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG).

2.2- Amostra

Inicialmente, 42 voluntários saudáveis participaram do estudo, mas cinco participantes foram excluídos devido à incapacidade de manter os músculos do quadril relaxados durante a medida do torque passivo de resistência do quadril. Portanto, foram analisados os dados de 37 indivíduos (15 homens e 22 mulheres), com massa corporal média de $64,43 \pm 11,02$ Kg, altura média de $1,69 \pm 0,09$ m e índice de massa corporal médio de $22,39 \pm 2,07$ Kg/m². A idade dos participantes variou de 21 a 35 anos, com média de $24,92 \pm 3,21$ anos. Para participar do estudo, os voluntários deveriam apresentar idade entre 18 e 35 anos; possuir índice de massa corporal de no máximo 25 Kg/m²; não ter apresentado qualquer sintoma ou lesão musculoesquelética nos últimos seis meses e possuir a amplitude de rotação do quadril necessária para a realização do teste (mínimo de 25° de rotação medial e 25° de rotação lateral). Os critérios de exclusão foram: 1) não ser capaz de manter os músculos do quadril relaxados em todas as condições de teste (controle, tensionamento

passivo do GD e tensionamento ativo do GD); 2) não ser capaz de manter o músculo GD relaxado nas condições controle e tensionamento passivo do GD; 3) não ser capaz de realizar a condição de tensionamento ativo do GD mantendo o nível de ativação eletromiográfica desse músculo relativamente constante e 4) relatar qualquer tipo de dor durante a realização dos testes.

O número de participantes foi determinado com base nos tamanhos de efeito obtidos com os resultados de um estudo piloto com dez indivíduos, com o objetivo de obter um poder estatístico de 80% e um nível de significância de 0,05. Considerando-se todas as variáveis dependentes do estudo e as comparações de interesse, o menor tamanho de efeito encontrado no estudo piloto ($\eta^2 = 0,29$ para a variável rigidez passiva após PR) foi utilizado para estabelecer o tamanho amostral ⁴⁹. A seleção dos voluntários foi realizada por conveniência utilizando cartazes afixados na EEFFTO-UFMG. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (parecer n°. ETIC 0412.0.203.000-10) e todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, conscientizando-se dos procedimentos aos quais seriam submetidos e concordando em participar do estudo.

2.3- Instrumentos

As medidas de massa corporal e altura dos participantes foram realizadas utilizando uma balança digital com altímetro (Filizola S.A., São Paulo, Brasil) e os comprimentos da perna e do pé dos voluntários foram mensurados com uma fita métrica. As amplitudes de rotação medial e lateral do quadril bem como a posição neutra de rotação dessa articulação foram

determinadas com o auxílio de um inclinômetro analógico (TELE System Electronic do Brasil, São Paulo, Brasil). Um dinamômetro isocinético Biodex 3 Pro (Biodex Medical Systems, Shirley, EUA) foi utilizado para avaliação do torque passivo de resistência produzido pela articulação do quadril durante o movimento de rotação medial. A monitoração da atividade dos músculos do quadril e do GD durante a avaliação do torque passivo de resistência do quadril foi conduzida com um eletromiógrafo ME 6000 (Mega Electronics, Kuopio, Finlândia). Eletrodos ativos de superfície (Ag/AgCl) foram utilizados para captura do sinal eletromiográfico. Por fim, um esfigmomanômetro (Becton Dickinson, Juiz de Fora, Brasil) foi utilizado para realização da condição de tensionamento ativo do GD.

2.4- Procedimentos

Após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, foi verificado se o voluntário apresentava as amplitudes de rotação do quadril requeridas para realização do teste no dinamômetro isocinético. Para determinação dessas amplitudes, o voluntário foi posicionado em prono sobre uma maca, com o joelho flexionado em 90° e com o inclinômetro posicionado sobre a margem anterior da tíbia. Em seguida, o examinador constatou se a articulação do quadril apresentava as amplitudes mínimas de 25° de rotação medial e 25° de rotação lateral sem o relato de qualquer desconforto pelo participante.

Para realização de todos os procedimentos de teste do estudo, o membro superior dominante e, conseqüentemente, o membro inferior

contralateral foram escolhidos para avaliação como forma de padronização. Posteriormente, a massa corporal, a altura e os comprimentos da perna e pé do participante foram mensurados. O comprimento da perna foi considerado como a distância entre o côndilo femoral medial e o maléolo medial, enquanto o comprimento do pé foi obtido pela medida da distância entre o maléolo lateral e a cabeça do segundo metatarso⁵⁰. Em seguida, pares de eletrodos ativos de superfície foram colocados sobre a área de maior ventre dos músculos GM, glúteo médio, bíceps femoral, tensor da fáscia lata, adutor magno e GD a partir das referências anatômicas sugeridas por Cram *et al.*⁵¹ e mantendo-se uma distância entre os eletrodos de 20 mm⁵¹. O eletrodo terra de cada par de eletrodos ativos foi fixado sobre uma proeminência óssea localizada próximo ao músculo alvo. No local de colocação dos eletrodos, um procedimento de tricotomia e limpeza com álcool foi realizado, com o objetivo de reduzir a impedância da pele e facilitar a captação do sinal eletromiográfico⁵¹.

2.4.1- Avaliação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de adução do ombro

Antes de iniciar a avaliação do torque passivo de resistência do quadril no dinamômetro isocinético, três CIVM de adução do ombro do membro superior dominante foram realizadas com o participante posicionado em prono sobre uma maca (Figura 4). Para a realização desse teste, o esfigmomanômetro foi inflado até 20 mmHg e posicionado entre o braço e a região lateral do tronco, a 15 cm do acrômio. Em cada repetição, o voluntário foi instruído a aduzir o ombro e pressionar o esfigmomanômetro com força

máxima por seis segundos, realizando simultaneamente uma depressão escapular. Um período de repouso de 30 segundos foi permitido entre as repetições. Nesse teste, o pico de pressão produzido durante a adução do ombro foi registrado e utilizado para determinar a intensidade da contração do GD na condição de tensionamento ativo desse músculo. Além disso, a atividade eletromiográfica do GD foi registrada durante as três contrações máximas desse músculo. O sinal eletromiográfico de maior intensidade foi utilizado para normalizar o sinal do GD obtido na condição de tensionamento ativo desse músculo. Após a avaliação da CIVM, o voluntário permaneceu cinco minutos em repouso antes do início do teste no dinamômetro isocinético.



Figura 4. Avaliação da contração isométrica voluntária máxima de adução do ombro

2.4.2- Avaliação do torque passivo de resistência do quadril

A medida do torque passivo de resistência do quadril durante o movimento de rotação medial foi realizada com o participante em decúbito

ventral sobre a cadeira do dinamômetro isocinético, o joelho a 90° de flexão, a tuberosidade da tíbia alinhada com o eixo de rotação do aparelho e a pelve estabilizada por um cinto (Figura 5). Após o posicionamento do participante no equipamento, o sinal eletromiográfico dos músculos do quadril e do GD foi registrado com o participante completamente em repouso, o quadril posicionado em neutro (0° de rotação) e os membros superiores ao lado do tronco. A posição neutra do quadril foi definida como aquela em que a perna do participante encontrava-se perpendicular à horizontal, o que foi determinado com o inclinômetro posicionado sobre a margem anterior da tíbia.

Durante a medida do torque passivo de resistência do quadril, a alavanca do dinamômetro moveu o quadril em rotação medial, partindo-se de 25° de rotação lateral até 25° de rotação medial. Essa medida foi realizada em três condições de teste, envolvendo diferentes níveis de tensionamento do músculo GD: 1) *Condição controle* (Figura 5A) – O participante permaneceu com os membros superiores posicionados ao lado do tronco (0° de abdução). Para essa condição, foi assumido que o GD apresentava tensionamento mínimo; 2) *Condição de tensionamento passivo do GD* (Figura 5B) – O membro superior dominante foi posicionado e mantido em 120° de flexão, medidos por meio de goniometria, e a escápula foi passivamente elevada pelo examinador. Nessa condição, o tensionamento do GD foi garantido por meio do alongamento passivo desse músculo e 3) *Condição de tensionamento ativo do GD* (Figura 5C) – O participante realizou adução do ombro do membro superior dominante, pressionando o esfigmomanômetro inflado até 20 mmHg e posicionado entre o braço e a região lateral do tronco, a 15 cm do acrômio. Durante a realização do movimento de adução do ombro, o voluntário foi

instruído a manter a escápula deprimida, com o objetivo de aumentar o recrutamento das fibras do músculo GD. O participante deveria ser capaz de produzir uma pressão no esfigmomanômetro equivalente a 25% da maior pressão registrada nas CIVM previamente realizadas, sendo que uma variação de 10% acima ou abaixo dessa pressão foi permitida durante o teste. O percentual de força requerido nessa condição foi estabelecido a partir dos testes realizados no estudo piloto, em que os examinadores constataram que a maioria dos voluntários foi incapaz de manter os músculos do quadril relaxados quando a pressão solicitada no esfigmomanômetro foi superior a 25% da força máxima de adução do ombro. Destaca-se que a pressão média realizada pelos indivíduos nessa condição foi de $45,52 \pm 7,34$ mmHg.

Durante a realização de todas as condições de teste, o voluntário foi instruído a manter a cabeça posicionada para o lado contralateral ao membro superior dominante. Além disso, o participante foi orientado a manter os músculos do quadril relaxados, sem tentar resistir ou ajudar o movimento da alavanca do dinamômetro, a qual movia passivamente o quadril em rotação medial. A ordem para realização das três condições foi determinada aleatoriamente.

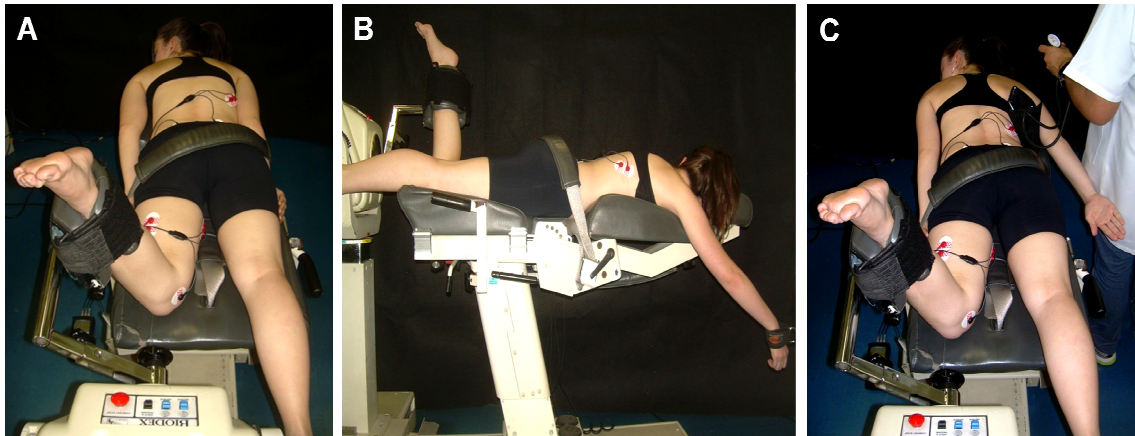


Figura 5. Posicionamento do voluntário durante as condições de teste. O dinamômetro isocinético registrou o torque passivo de resistência do quadril durante o movimento de rotação medial em três condições: (A) Condição controle; (B) Condição de tensionamento passivo do grande dorsal; (C) Condição de tensionamento ativo do grande dorsal.

A avaliação do torque passivo de resistência do quadril foi realizada com o dinamômetro isocinético no modo passivo de operação e a uma frequência de 100 Hz. Com a finalidade de minimizar as forças produzidas pelo componente viscoso dos tecidos e reduzir a possibilidade de atividade muscular, uma velocidade angular baixa ($5^{\circ}/s$) foi utilizada no teste⁴⁸. No início da avaliação, 15 repetições dos movimentos de rotação medial e lateral do quadril foram executadas para redução do efeito viscoelástico dos tecidos sobre a resistência ao movimento e para familiarização dos indivíduos com os procedimentos de teste. Em seguida, três medidas do torque passivo de resistência do quadril foram realizadas em cada uma das três condições de teste. Ao final da avaliação, uma repetição do movimento da alavanca sem o voluntário foi realizada para registro do torque gerado pelo peso da alavanca.

2.4.3- *Monitoramento da atividade muscular eletromiográfica durante a avaliação do torque passivo de resistência do quadril*

A atividade eletromiográfica dos músculos do quadril e do GD foi monitorada durante a avaliação no dinamômetro isocinético para assegurar o repouso dos músculos do quadril em todas as condições de teste e o repouso do GD nas condições controle e tensionamento passivo do GD. A visualização dos sinais eletromiográficos durante a coleta e o registro desses dados ocorreu por meio do *software* MegaWin 3.0 (Mega Electronics, Inc.). Os sinais eletromiográficos foram coletados a uma frequência de 1000 Hz. Em seguida, eles foram retificados e filtrados com um filtro passa-banda do tipo Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte entre 30 e 500 Hz. A frequência de 30 Hz foi escolhida como parâmetro inferior do filtro para retirar a influência do sinal eletrocardiográfico sobre o sinal eletromiográfico do músculo GD ⁵². Após cada repetição do teste, os dados eletromiográficos foram convertidos em formato de texto e processados utilizando uma rotina desenvolvida no *software* Matlab (The Mathworks, Inc.), que realizou uma comparação entre o sinal registrado durante a avaliação do torque passivo de resistência do quadril e o sinal obtido com o participante em repouso. A comparação entre esses sinais foi realizada a cada intervalo de tempo de 100 milissegundos. O sinal eletromiográfico igual ou maior que a média acrescida de dois desvios padrão do sinal obtido durante o repouso do músculo foi considerado como atividade muscular ⁵³. As repetições em que houve atividade muscular em algum dos músculos do quadril (em todas as condições de teste) ou no GD (nas condições controle e tensionamento passivo) foram descartadas. Novas coletas

foram realizadas até a obtenção de três repetições passivas do movimento de rotação medial do quadril em cada uma das condições de teste.

Durante a avaliação do torque passivo de resistência do quadril na condição de tensionamento ativo do GD, uma análise visual do sinal eletromiográfico foi realizada para garantir que esse músculo estava ativo. Além disso, após cada repetição na condição de tensionamento ativo, uma rotina no Matlab foi utilizada para comparação entre os valores de *root mean square* (RMS) do primeiro e terceiro terços do sinal eletromiográfico do GD. Com o objetivo de manter o nível de ativação do GD relativamente constante durante o teste, as repetições que apresentaram uma diferença superior a 30% entre esses terços foram descartadas. Novas coletas foram realizadas até a obtenção de três repetições em que não fosse observada grande variação no nível de ativação eletromiográfica do GD.

2.5- Processamento e redução dos dados

Os dados de deslocamento angular e torque passivo de resistência mensurados durante a rotação medial do quadril foram obtidos em formato de texto a partir do *software* do dinamômetro isocinético (Biodex Medical Systems, Inc.). Esses dados foram processados utilizando-se uma rotina desenvolvida no Matlab para determinação das variáveis PR do quadril e rigidez passiva do quadril nas posições articulares antes e após a PR.

Inicialmente, os dados foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 1,25 Hz. A massa dos segmentos perna e pé assim como a distância do centro de massa ao eixo

de rotação articular foram determinadas segundo a tabela antropométrica de Dempster⁵⁰. Em seguida, cálculos trigonométricos foram utilizados para determinar o torque gerado por esses segmentos em cada posição articular. O torque resultante do peso da alavanca foi obtido por meio do *software* do dinamômetro isocinético a partir da coleta realizada apenas com a alavanca. Por fim, os torques gerados pelos pesos da perna e do pé do participante e pelo peso da alavanca foram subtraídos do torque total fornecido pelo dinamômetro isocinético, com o intuito de obter valores que representassem o torque passivo de resistência gerado apenas pelos tecidos articulares. O valor absoluto desse torque foi representado graficamente em função de cada ângulo articular (curva torque-ângulo). A curva torque-ângulo foi utilizada para obtenção das variáveis dependentes do estudo: PR do quadril, rigidez antes da PR e rigidez após a PR.

A PR foi definida como aquela em que o torque passivo de resistência do quadril apresentou valor zero, ou seja, posição (determinada em graus) na qual a curva de torque passivo resultante tocou o eixo das abscissas. Para cada indivíduo, o valor médio da PR do quadril em cada uma das condições de teste foi calculado a partir dos valores obtidos nas três repetições do teste. A rigidez passiva do quadril, por sua vez, foi calculada como a inclinação média da curva torque-ângulo (determinada em Nm/rad) em uma amplitude de 15° antes e 15° após a PR articular. Embora as curvas de torque passivo resultante em função do deslocamento angular *in vivo* possam apresentar porções de comportamento relativamente linear, o comportamento da curva como um todo é predominantemente não-linear^{54,55}. Por esse motivo, a inclinação da curva torque-ângulo do quadril foi obtida a partir da média de múltiplas inclinações

calculadas entre cada dois pontos subsequentes dessa curva ⁵⁶, em intervalos de 0,05°. Esse procedimento foi adotado para melhor representar a inclinação média da curva torque-ângulo. Para cada indivíduo, o valor médio da rigidez passiva do quadril antes da PR e o valor médio da rigidez passiva do quadril após a PR em cada uma das condições de teste foi calculado a partir dos valores obtidos nas três repetições do teste.

A amplitude determinada para o cálculo da rigidez passiva do quadril foi de 15° antes e 15° após a PR. No entanto, em nove participantes, a manipulação da tensão passiva e/ou ativa do GD repercutiu em deslocamento considerável da PR do quadril na direção da rotação lateral, o que determinou que alguns indivíduos não apresentassem uma amplitude de 15° disponível para análise da rigidez passiva antes da PR em todas as condições de teste. Considerando-se que a inclinação média da curva torque-ângulo (rigidez) é influenciada pelo comprimento da curva, a rigidez precisou ser calculada em uma amplitude fixa em todas as condições de teste de um mesmo indivíduo, ou seja, em curvas de mesmo comprimento. Assim, nos casos em que o voluntário não apresentou a amplitude de 15° disponível antes da PR em alguma das condições de teste, a maior amplitude disponível em todas as condições foi determinada e utilizada para análise da rigidez passiva antes da PR para aquele indivíduo. Esse procedimento garantiu que as mudanças de rigidez observadas fossem devido às manipulações realizadas no estudo, e não a diferenças no comprimento da curva torque-ângulo.

As confiabilidades entre repetições das medidas de PR do quadril e rigidez passiva antes e após a PR foram determinadas em um estudo piloto

com dez indivíduos. Os valores de coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e erro padrão da medida (EPM) dessas variáveis encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1. Coeficientes de correlação intraclasse (CCI) das confiabilidades entre repetições e erros padrão das medidas (EPM)

| Medidas | Condições de teste | | |
|---------------------|-----------------------|----------------------|--------------------|
| | Controle CCI (EPM) | Passivo CCI (EPM) | Ativo CCI (EPM) |
| PR | 0,99 (0,33) | 0,99 (0,33) | 0,96 (0,84) |
| Rigidez antes da PR | 0,91 (0,59) | 0,93 (0,48) | 0,95 (0,72) |
| Rigidez após a PR | 0,99 (0,24) | 0,96 (0,48) | 0,97 (0,47) |

EPM da posição de repouso (PR) do quadril: reportado em grau

EPM da rigidez antes e após a PR do quadril: reportado em newton-metro por radiano

Os sinais eletromiográficos do GD registrados durante as três CIVM de adução do ombro foram inicialmente processados utilizando o *software* MegaWin. Em cada repetição, os dados correspondentes aos dois segundos de maior atividade foram identificados e selecionados. Posteriormente, esses dados foram convertidos em formato de texto e uma rotina em Matlab foi utilizada para filtrar o sinal eletromiográfico (filtro passa-banda do tipo Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte entre 30 e 500 Hz) e calcular o valor da RMS de cada repetição. Além disso, o valor da RMS do GD nas três repetições de tensionamento ativo foi calculado utilizando essa mesma rotina e a média desses três valores foi determinada. Em seguida, esse valor médio da RMS do GD foi dividido pela maior RMS obtida na avaliação da CIVM desse músculo. Assim, o maior valor de RMS obtido na avaliação da CIVM de adução do ombro foi utilizado para normalizar a atividade do GD durante a condição de tensionamento ativo desse músculo. Esse procedimento permitiu

estabelecer o percentual de ativação do músculo GD durante a condição ativa para cada indivíduo.

2.6 - Análise estatística

Análise descritiva foi realizada por meio do cálculo de média e desvio padrão das variáveis dependentes do estudo. Considerando-se que todas as variáveis apresentaram distribuição normal pelo teste *Kolmogorov-Smirnov*, análises de variância (ANOVA) para medidas repetidas foram utilizadas para investigar o efeito do tensionamento do GD sobre as propriedades passivas do quadril. Uma ANOVA com um fator (tensionamento do GD) e três níveis (controle, tensionamento passivo do GD e tensionamento ativo do GD) foi realizada para cada variável dependente (PR do quadril, rigidez antes da PR e rigidez após a PR). Quando diferenças significativas foram encontradas nos efeitos principais das ANOVA, contrastes pré-planejados foram utilizados para identificar as diferenças específicas (controle *versus* tensionamento passivo do GD e controle *versus* tensionamento ativo do GD). Tendo em vista que o presente estudo não teve o objetivo de investigar se tensionamentos passivos ou ativos influenciam de maneira diferente a transmissão de força miofascial, a comparação entre essas condições não foi realizada. Essa comparação forneceria resultados aplicáveis apenas às condições experimentais realizadas neste estudo e, portanto, seriam de pequena utilidade. Para todas as análises, foi estabelecido um nível de significância (α) de 0,05.

3- RESULTADOS

Os valores médios, mínimos e máximos referentes à PR do quadril e à rigidez passiva do quadril antes e após a PR encontram-se na Tabela 2. Considerando-se todos os voluntários, a amplitude de movimento média utilizada para análise da rigidez antes da PR foi de $11,74 \pm 3,37^\circ$. Em relação à rigidez após a PR, todos os voluntários apresentaram a amplitude de 15° disponível para análise em todas as condições de teste. A intensidade de ativação média do GD durante a condição de tensionamento ativo foi de $29,13 \pm 18,08\%$ da atividade registrada durante a CIVM desse músculo.

Houve efeito principal significativo do tensionamento do GD nas variáveis PR do quadril, $F(2,989) = 14,87$, $p < 0,001$, rigidez passiva antes da PR, $F(2,341) = 7,08$, $p = 0,001$ e rigidez passiva após a PR, $F(2,850) = 11,23$, $p < 0,001$. A análise dos contrastes pré-planejados revelou que o tensionamento passivo do GD modificou a PR do quadril na direção da rotação lateral ($p = 0,009$), mas não repercutiu em modificação significativa da rigidez passiva do quadril antes e após a PR ($p > 0,05$). O tensionamento ativo do GD, por sua vez, deslocou a PR na direção da rotação lateral ($p < 0,001$) e resultou em aumento da rigidez passiva antes ($p = 0,004$) e após ($p < 0,001$) a PR. Para todas as comparações em que foi observado efeito significativo, a diferença entre o valor médio da variável dependente na condição controle e o valor médio dessa variável em cada uma das condições experimentais foi superior ao EPM correspondente, evidenciando que as diferenças observadas não ocorreram devido à possíveis erros de medida. A curva torque-ângulo de um

voluntário é demonstrada na Figura 6 para representar o comportamento típico observado diante da manipulação de tensão no músculo GD.

Tabela 2. Médias, desvios padrão (DP) e valores mínimos e máximos das variáveis posição de repouso (PR), rigidez antes da PR e rigidez após a PR.

| Medidas | Condições de teste | | | Valor mínimo; máximo |
|------------------------------|------------------------|-----------------------|---------------------|----------------------|
| | Controle Média ± DP | Passivo Média ± DP | Ativo Média ± DP | |
| PR (°) | -5,60 ± 3,34 | -6,37 ± 3,30* | -8,35 ± 4,21* | -19,79; 0,31 |
| Rigidez antes da PR (Nm/rad) | 7,56 ± 1,97 | 7,58 ± 1,80 | 8,69 ± 3,22* | 4,02; 20,41 |
| Rigidez após a PR (Nm/rad) | 8,10 ± 2,44 | 8,07 ± 2,40 | 9,12 ± 2,74* | 4,52; 17,01 |

Valores com asterisco (*) demonstraram diferença significativa em relação aos valores da condição controle.

Valores negativos de PR indicam posições de rotação lateral do quadril.

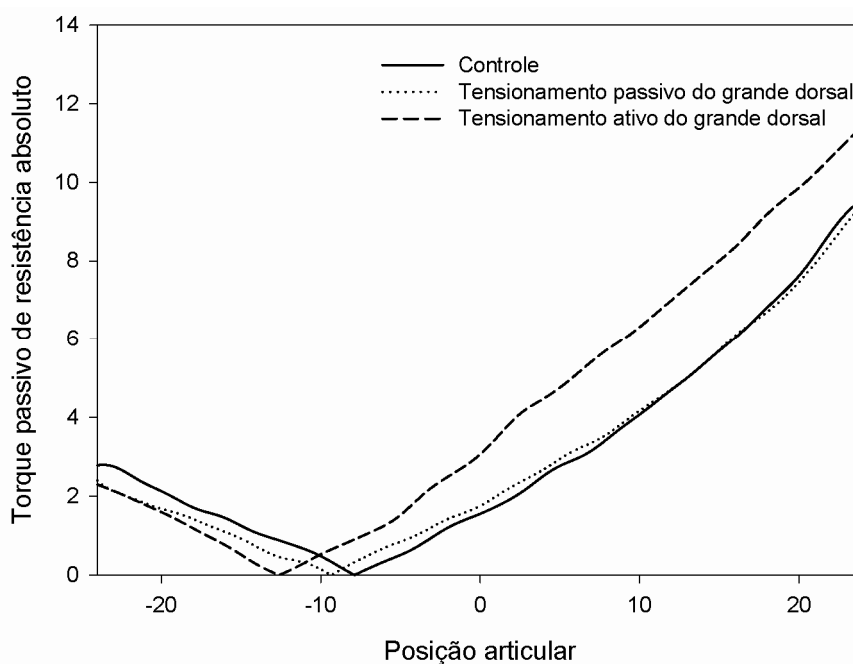


Figura 6. Curvas representativas do torque passivo de resistência resultante (valores absolutos) em função da posição articular no quadril. Essas curvas evidenciam valores reais de torque passivo de resistência mensurados durante uma repetição do movimento de rotação medial do quadril em cada uma das condições de teste.

4- DISCUSSÃO

O presente estudo demonstrou que manipulações de tensão do músculo GD foram capazes de modificar as propriedades passivas da articulação do quadril contralateral em indivíduos saudáveis. Tanto o tensionamento passivo quanto o ativo do GD resultaram em deslocamento da PR do quadril na direção da rotação lateral. Além disso, o tensionamento ativo desse músculo promoveu o aumento da rigidez passiva do quadril em posições articulares antes e após a PR. A identificação desses comportamentos evidencia que forças foram transmitidas do GD para o GM contralateral através da FTL, confirmando a ocorrência de transmissão de força miofascial *in vivo*.

Os resultados deste estudo reforçam os achados de Vleeming *et al.*¹ e Barker *et al.*⁵, que demonstraram a ocorrência de transferência de força do GD para a FTL em cadáveres. Embora a transmissão de força do GD até o GM não tenha sido previamente investigada, estudos evidenciam a ocorrência de transmissão de força miofascial em outros segmentos corporais *in vivo*^{26,36,57}. Silva *et al.*⁵⁷ constataram, por exemplo, que a produção de força em uma mão é capaz de aumentar a amplitude dos movimentos oscilatórios e a rigidez (dinâmica de oscilação) na outra mão. Esses resultados foram consistentes com a hipótese inicial dos autores de que a força produzida por músculos locais pode ser transmitida ao longo do sistema fascial que interliga os músculos de ambos os membros superiores, resultando em efeitos sobre estruturas distantes da região de produção da força. Dessa forma, o presente estudo gerou evidências que incrementam o escasso corpo de conhecimento

científico sobre a existência do fenômeno de transmissão de força miofascial *in vivo*.

Ao contrário dos resultados do presente estudo, alguns autores questionam se a força produzida localmente em um músculo é capaz de atuar sobre estruturas anatomicamente distantes ou mesmo sobre tecidos vizinhos^{11,58,59}. Bogduk *et al.*¹¹, por exemplo, assumiram que apenas uma parte insignificante da força produzida no GD poderia atuar sobre a coluna lombar e a articulação sacroilíaca, restringindo a ação desse músculo ao ombro. A partir da dissecação do GD e da análise dos vetores de força produzidos por esse músculo, esses autores concluíram que poucas fibras do GD apresentariam orientação e fixação com potencial para tracionar a FTL. Porém, o modelo biomecânico assumido por esses autores considera que a força produzida pela contração muscular é capaz de propagar-se somente em sentido longitudinal, o que, de fato, limitaria a ação do GD sobre a FTL. Além disso, Maas e Sandercock⁵⁸ concluíram que o músculo sóleo de gatos atua mecanicamente de maneira independente dos seus sinergistas em comprimentos fisiológicos e que a transmissão de força miofascial ocorreria apenas em contextos em que o tecido é submetido a comprimentos não fisiológicos, como ocorre após uma tenotomia. No entanto, os resultados do presente estudo bem como os achados de outros experimentos realizados *in vivo*^{26,36} não suportam essa afirmação. Assim, embora alguns autores questionem a ocorrência de transmissão de força miofascial, este estudo evidenciou a existência desse fenômeno *in vivo*, mesmo em situações que envolveram movimento articular e contração muscular fisiológicos.

O aumento de tensão no GD deslocou a PR do quadril na direção da rotação lateral, conforme predito pelo modelo de sistema pré-estressado. Esse resultado indica que o tracionamento do GM resultante da manipulação de tensão no GD foi suficiente para que o GM produzisse um maior torque de resistência ao movimento de rotação medial do quadril em cada posição articular. A PR do quadril foi modificada em ambas as condições de manipulação do GD, demonstrando que mesmo um alongamento muscular passivo pode ser suficiente para alterar propriedades mecânicas de tecidos anatomicamente distantes. Destaca-se ainda que o nível de ativação do GD realizado na condição ativa (aproximadamente 30% da CIVM de adução do ombro) foi relativamente baixo quando comparado ao nível de ativação desse músculo tipicamente obtido durante a realização de algumas atividades funcionais⁶⁰⁻⁶³. Assim, é possível que níveis mais elevados de tensão no GD resultem em deslocamentos da PR de maior magnitude em comparação aos deslocamentos observados no presente estudo. No entanto, devido à dificuldade dos voluntários em manter simultaneamente o repouso dos músculos do quadril e a ativação do GD, contrações mais intensas foram inviabilizadas neste estudo.

A condição de tensionamento passivo do GD não repercutiu em aumento da rigidez passiva antes ou após a PR do quadril. Apesar de essa condição ter modificado significativamente a PR, o deslocamento observado da PR apresentou um valor médio de pequena magnitude e, conseqüentemente, a curva torque-ângulo obtida após o deslocamento da PR demonstrou características muito semelhantes à curva observada antes do deslocamento. Portanto, a mudança da PR do quadril não foi acompanhada por um aumento

significativo na inclinação da curva torque-ângulo. Segundo o modelo pré-estressado, esse comportamento seria possível apenas se as curvas de torques produzidas pelas estruturas antagônicas do quadril apresentassem comportamento completamente linear ⁴¹. No entanto, estudos demonstram que a força passiva de resistência produzida durante a deformação de tecidos isolados resulta em uma curva de padrão não-linear ^{47,48} e, portanto, essa não seria uma boa justificativa para a ausência de efeito sobre a rigidez passiva. Porém, uma análise de segmentos menores dessa curva não-linear revela porções de comportamento relativamente linear, ou seja, porções em que a inclinação da curva modifica-se pouco diante da deformação tecidual. Caso as curvas de torques passivos antagônicos do quadril apresentem comportamento relativamente linear na porção em que ocorreu o deslocamento da PR, mudanças significativas na inclinação da curva de torque passivo resultante não seriam esperadas, o que poderia justificar a ausência de efeito sobre a rigidez na condição passiva. No entanto, como a medida do torque passivo de resistência do quadril não fornece as curvas isoladas de torques produzidos pelas estruturas antagônicas do quadril (fornece apenas a curva de torque passivo resultante), não foi possível confirmar se a ausência de efeito sobre a rigidez deveu-se ao deslocamento da PR em uma porção relativamente linear das curvas de torques antagônicos.

Embora o objetivo deste estudo não tenha sido testar a existência de pré-estresse na articulação do quadril, os resultados obtidos indicam que as estruturas antagônicas dessa articulação encontram-se em co-tensão, o que é característico de sistemas pré-estressados. Segundo modelos biomecânicos tradicionais, que não assumem a existência da co-tensão, o aumento de tensão

no GM tenderia a aumentar a rigidez passiva do quadril apenas após a PR, visto que esses modelos consideram que as estruturas que resistem ao movimento de rotação medial do quadril começam a produzir torques apenas a partir dessa posição. Nessa perspectiva, a rigidez antes da PR seria influenciada apenas pelas estruturas que resistem à rotação lateral do quadril e, portanto, não seria modificada diante da manipulação de tensão no GM. No entanto, o aumento da rigidez antes e após a PR, demonstrado neste estudo, indica que a curva de torque de resistência registrada durante a rotação medial do quadril representa uma curva resultante dos torques produzidos simultaneamente pelas estruturas antagônicas da articulação (co-tensão). Dessa forma, o aumento de rigidez antes e após a PR do quadril diante do tensionamento ativo do GD evidencia não apenas a ocorrência de transmissão de força via FTL, mas também demonstra a presença de co-tensão na articulação do quadril.

Apesar da consistência nas respostas da PR e da rigidez passiva do quadril diante do aumento de tensão no GD, uma análise dos resultados individuais apresentados pelos voluntários deste estudo revela uma variabilidade relativamente grande na magnitude dessas respostas. A maior magnitude de deslocamento da PR observada na condição de tensionamento ativo do GD foi de 10,83°. Em contrapartida, alguns participantes demonstraram deslocamentos inferiores a 1°. Variabilidade semelhante também foi observada para as demais variáveis do estudo, sugerindo que características individuais podem contribuir para a ocorrência da transmissão de força miofascial. Estudos apontam a rigidez do tecido conectivo que interliga os músculos como um fator determinante para a ocorrência da transmissão de

força^{21,26,31}. Nesse sentido, uma maior rigidez da FTL poderia favorecer a transmissão de força através desse tecido, fazendo com que grande parte da tensão gerada no GD fosse transferida ao GM. Em contrapartida, diante de uma baixa rigidez da FTL, a tensão produzida no GD tenderia a ser dissipada para tecidos musculoesqueléticos com rigidez superior à da FTL. Portanto, estudos futuros devem investigar se características individuais, tal como a rigidez da FTL, influenciam a magnitude de transmissão de força do GD para o GM contralateral.

As diferenças dos valores médios de PR e de rigidez passiva do quadril observadas entre a condição controle e as condições experimentais revelam modificações de pequena magnitude, principalmente na condição passiva. Souza *et al.*⁴¹, por exemplo, ao manipularem a tensão passiva nas estruturas posteriores do tornozelo, identificaram efeitos de maior magnitude utilizando essas mesmas variáveis. Porém, nesse estudo, a manipulação da tensão ocorreu diretamente na articulação que estava sendo avaliada, enquanto no presente estudo a manipulação da tensão foi realizada em uma região distante da articulação em que a PR e a rigidez foram avaliadas. Apesar das modificações nas variáveis dependentes do presente estudo terem apresentado magnitudes relativamente pequenas, a maioria dos efeitos observados foi significativa e, portanto, suficiente para evidenciar a ocorrência de transmissão de força miofascial *in vivo*.

Algumas limitações podem ser identificadas no presente estudo. Embora o objetivo tenha sido evidenciar a ocorrência da transmissão de força miofascial, a metodologia adotada não apresenta uma medida direta da força transmitida. Variáveis relacionadas às propriedades passivas do quadril foram

utilizadas para inferir sobre a transferência de força do GD para o GM. Porém, considerando-se que o repouso eletromiográfico dos principais músculos capazes de gerar torques rotacionais no quadril foi garantido, a modificação das propriedades passivas do quadril diante da manipulação no GD somente poderia ser explicada pela ocorrência de transmissão de força. A extensa conexão entre o GD e o GM por meio da FTL justifica a investigação de transferência de força entre esses músculos. No entanto, o alongamento e a contração de outros músculos ligados à FTL, tais como rombóide e trapézio, que não foram monitorados neste estudo, podem ter contribuído para os efeitos observados no quadril. Além disso, embora tenha sido assumido que a tensão produzida no GD foi transmitida para o GM através da FTL, não é possível afirmar que a fáscia tenha sido a única estrutura que contribuiu para esse processo. É provável que outras estruturas com potencial para transmitir tensão, tais como os tratos neurovasculares¹⁸ e as demais estruturas conectivas presentes na região lombopélvica, também tenham participado na transferência de força entre os segmentos corporais. Porém, independente da identificação exata dos músculos que participaram na produção da força, ou dos meios de propagação, o presente estudo constituiu evidência de transmissão de força miofascial entre tecidos anatomicamente distantes.

Os resultados do presente estudo indicam que a resistência aos movimentos rotacionais do quadril foi determinada não apenas pelas estruturas presentes ao redor dessa articulação, mas também pela tensão produzida em músculos do tronco ou dos membros superiores que apresentam alguma conexão com a FTL. Disfunções de movimento relacionadas ao plano transversal são comuns na articulação do quadril, tal como rotação medial

excessiva dessa articulação durante a realização de atividades como a corrida e a aterrissagem do salto^{64,65}. A identificação da existência de transmissão de força do GD para o GM demonstra que a avaliação das estruturas possivelmente relacionadas a essas disfunções não deve se restringir apenas à articulação do quadril. Além disso, estudos adicionais devem investigar se intervenções de fortalecimento do GD que resultem no aumento da rigidez ou na melhora da capacidade de ativação desse músculo são capazes de modificar as propriedades passivas do quadril contralateral, o que poderia influenciar a biomecânica dos membros inferiores.

A confirmação de que forças podem propagar-se, em situações fisiológicas, ao longo da rede de tecido conectivo presente no corpo modifica o pressuposto tradicionalmente aceito de que toda a força produzida pelos músculos é transmitida aos ossos através da junção miotendínea. Em consequência, modelos biomecânicos que não consideram a possibilidade de transmissão de força miofascial podem estar sujeitos a erros de interpretação. Assumir que toda a força gerada em um determinado músculo é transmitida aos tendões proximal e distal daquele músculo pode limitar o entendimento sobre o mecanismo de produção e controle dos movimentos articulares. Dessa forma, a continuidade tecidual existente no corpo humano requer que a análise dos movimentos seja realizada a partir de uma visão integrativa do sistema musculoesquelético.

5- CONCLUSÃO

O alongamento do GD deslocou a PR do quadril na direção da rotação lateral, mas não foi suficiente para alterar a rigidez passiva dessa articulação. Por outro lado, a ativação do GD em aproximadamente 30% da sua capacidade de ativação máxima deslocou a PR do quadril na direção da rotação lateral e aumentou a rigidez passiva dessa articulação antes e após a PR. Esses resultados demonstraram que o tensionamento passivo ou ativo do músculo GD em níveis fisiológicos foi capaz de modificar as propriedades mecânicas passivas do quadril contralateral de indivíduos saudáveis, o que evidencia a ocorrência de transmissão de força do GD para o GM via FTL *in vivo*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. VLEEMING, A.; POOL-GOUDZWAARD, A.L.; STOECKART, R.; VAN WINGERDEN, J.P.; SNIJDERS, C.J. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 20, n. 7, p. 753-758, Apr. 1995.
2. SULLIVAN, M.S. Back support mechanisms during manual lifting. **Phys Ther**, v. 69, n. 1, p. 38-45, Jan. 1989.
3. PIROUZI, S.; HIDES, J.; RICHARDSON, C.; DARNELL, R.; TOPPENBERG, R. Low back pain patients demonstrate increased hip extensor muscle activity during standardized submaximal rotation efforts. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 31, n. 26, p. E999-E1005, Dec. 2006.
4. BOGDUK, N.; MACINTOSH, J.E. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 9, n. 2, p. 164-170, Mar. 1984.
5. 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 (Phila Pa 1976)**, v. 29, n. 2, p. 129-138, Jan. 2004.
6. BENJAMIN, M. The fascia of the limbs and back--a review. **J Anat**, v. 214, n. 1, p. 1-18, Jan. 2009.
7. MACINTOSH J.E.; BOGDUK, N.; GRACOVETSKY S. The biomechanics of the thoracolumbar fascia. **Clinical Biomechanics**, v. 2, p. 78-83, 1987.
8. BARKER, P.J.; BRIGGS, C.A. Attachments of the posterior layer of lumbar fascia. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 24, n. 17, p. 1757-1764, Sept. 1999.
9. GRACOVETSKY, S.; FARFAN, H.; HELLEUR, C. The abdominal mechanism. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 10, n. 4, p. 317-324, May 1985.
10. GRACOVETSKY, S.; FARFAN, H.F.; LAMY, C. A mathematical model of the lumbar spine using an optimized system to control muscles and ligaments. **Orthop Clin North Am**, v. 8, n. 1, p. 135-153, Jan. 1977.

11. BOGDUK, N.; JOHNSON, G.; SPALDING, D. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. 13, n. 6, p. 377-385, Sept. 1998.
12. SNIJDERS, C.J.; VLEEMING, A.; STOECKART, R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs. Part II: Loading of the sacroiliac joints when lifting in a stopped posture. **Clinical Biomechanics**, v. 8, p. 295-301, 1993.
13. MYERS, T.W. The Functional Lines. *In*: MYERS T.W. **Anatomy Trains**. New York: Churchill Livingstone, 2001. cap. 8, p. 182-190.
14. TIDBALL, J.G. Force transmission across muscle cell membranes. **J Biomech**, v. 24 Suppl 1, p. 43-52, 1991.
15. HUIJING, P.A. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. **J Biomech**, v. 32, n. 4, p. 329-345, Apr. 1999.
16. HUIJING, P.A. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 31, n. 4, p. 167-175, Oct. 2003.
17. SMEULDERS, M.J.; KREULEN, M. Myofascial force transmission and tendon transfer for patients suffering from spastic paresis: a review and some new observations. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 17, n. 6, p. 644-656, Dec. 2007.
18. HUIJING, P.A. Muscular force transmission: a unified, dual or multiple system? A review and some explorative experimental results. **Arch Physiol Biochem**, v. 107, n. 4, p. 292-311, Oct. 1999.
19. HUIJING, P.A. Epimuscular myofascial force transmission: a historical review and implications for new research. International Society of Biomechanics Muybridge Award Lecture, Taipei, 2007. **J Biomech**, v. 42, n. 1, p. 9-21, Jan. 2009.
20. PURSLOW, P.P. Muscle fascia and force transmission. **J Bodyw Mov Ther**, v. 14, n. 4, p. 411-417, Oct. 2010.
21. HUIJING, P.A.; BAAN, G.C. Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. **J Appl Physiol**, v. 94, n. 3, p. 1092-1107, Mar. 2003.

22. FONSECA, S.T.; HOLT, K.G.; SALTZMAN, E.; FETTERS, L. A dynamical model of locomotion in spastic hemiplegic cerebral palsy: influence of walking speed. **Clinical Biomechanics(Bristol , Avon)**, v. 16, n. 9, p. 793-805, Nov. 2001.
23. SMEULDERS, M.J.; KREULEN, M.; HAGE, J.J.; HUIJING, P.A.; VAN DER HORST, C.M. Spastic muscle properties are affected by length changes of adjacent structures. **Muscle Nerve**, v. 32, n. 2, p. 208-215, Aug. 2005.
24. STREET, S.F. Lateral transmission of tension in frog myofibers: a myofibrillar network and transverse cytoskeletal connections are possible transmitters. **J Cell Physiol**, v. 114, n. 3, p. 346-364, Mar. 1983.
25. STREET, S.F.; RAMSEY, R.W. Sarcolemma: transmitter of active tension in frog skeletal muscle. **Science**, v. 149, n. 690, p. 1379-1380, Sept. 1965.
26. HUIJING, P.A.; YAMAN, A.; OZTURK, C.; YUCESOY, C.A. Effects of knee joint angle on global and local strains within human triceps surae muscle: MRI analysis indicating in vivo myofascial force transmission between synergistic muscles. **Surg Radiol Anat**, v. Sept. 2011.
27. MONTI, R.J.; ROY, R.R.; HODGSON, J.A.; EDGERTON, V.R. Transmission of forces within mammalian skeletal muscles. **J Biomech**, v. 32, n. 4, p. 371-380, Apr. 1999.
28. BLOCH, R.J.; GONZALEZ-SERRATOS, H. Lateral force transmission across costameres in skeletal muscle. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 31, n. 2, p. 73-78, Apr. 2003.
29. HUIJING, P.A.; BAAN, G.C. Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force. **Acta Physiol Scand**, v. 173, n. 3, p. 297-311, Nov. 2001.
30. MAAS, H.; BAAN, G.C.; HUIJING, P.A. Intermuscular interaction via myofascial force transmission: effects of tibialis anterior and extensor hallucis longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle. **J Biomech**, v. 34, n. 7, p. 927-940, July 2001.
31. YUCESOY, C.A.; BAAN, G.C.; KOOPMAN, B.H.; GROOTENBOER, H.J.; HUIJING, P.A. Pre-strained epimuscular connections cause muscular myofascial force transmission to affect properties of synergistic EHL and EDL muscles of the rat. **J Biomech Eng**, v. 127, n. 5, p. 819-828, Oct. 2005.

32. TROTTER, J.A. Functional morphology of force transmission in skeletal muscle. A brief review. **Acta Anat (Basel)**, v. 146, n. 4, p. 205-222, 1993.
33. ASAKAWA, D.S.; BLEMKER, S.S.; GOLD, G.E.; DELP, S.L. In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. **J Biomech**, v. 35, n. 8, p. 1029-1037, Aug. 2002.
34. RIEWALD, S.A.; DELP, S.L. The action of the rectus femoris muscle following distal tendon transfer: does it generate knee flexion moment? **Dev Med Child Neurol**, v. 39, n. 2, p. 99-105, Feb. 1997.
35. SANDERCOCK, T.G.; MAAS, H. Force summation between muscles: are muscles independent actuators? **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 1, p. 184-190, Jan. 2009.
36. BOJSEN-MOLLER, J.; SCHWARTZ, S.; KALLIOKOSKI, K.K.; FINNI, T.; MAGNUSSON, S.P. Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. **J Appl Physiol**, v. 109, n. 6, p. 1608-1618, Dec. 2010.
37. HUIJING, P.A.; BAAN, G.C. Myofascial force transmission causes interaction between adjacent muscles and connective tissue: effects of blunt dissection and compartmental fasciotomy on length force characteristics of rat extensor digitorum longus muscle. **Arch Physiol Biochem**, v. 109, n. 2, p. 97-109, Apr. 2001.
38. YUCESOY, C.A.; KOOPMAN, B.H.; BAAN, G.C.; GROOTENBOER, H.J.; HUIJING, P.A. Effects of inter- and extramuscular myofascial force transmission on adjacent synergistic muscles: assessment by experiments and finite-element modeling. **J Biomech**, v. 36, n. 12, p. 1797-1811, Dec. 2003.
39. BRUIN, M.; SMEULDERS, M.J.; KREULEN, M. Flexor carpi ulnaris tenotomy alone does not eliminate its contribution to wrist torque. **Clin Biomech (Bristol , Avon)**, v. 26, n. 7, p. 725-728, Aug. 2011.
40. WILKE, H.J.; KRISCHAK, S.; CLAES, L.E. Formalin fixation strongly influences biomechanical properties of the spine. **J Biomech**, v. 29, n. 12, p. 1629-1631, Dec. 1996.
41. SOUZA, T.R.; FONSECA, S.T.; GONCALVES, G.G.; OCARINO, J.M.; MANCINI, M.C. Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **J Biomech**, v. 42, n. 14, p. 2374-2380, Oct. 2009.

42. SILDER, A.; WHITTINGTON, B.; HEIDERSCHEIT, B.; THELEN, D.G. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. **J Biomech**, v. 40, n. 12, p. 2628-2635, 2007.
43. HOANG, P.D.; HERBERT, R.D.; TODD, G.; GORMAN, R.B.; GANDEVIA, S.C. Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. **J Exp Biol**, v. 210, n. Pt 23, p. 4159-4168, Dec. 2007.
44. PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. **J Spinal Disord**, v. 5, n. 4, p. 390-396, Dec. 1992.
45. PANJABI, M.M. Clinical spinal instability and low back pain. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n. 4, p. 371-379, Aug. 2003.
46. LATASH, M.L.; ZATSIORSKY, V.M. Joint stiffness: Myth or reality? **Human Movement Science**, v. 12, n. 6, p. 653-692, 1993.
47. FUNG, Y.C. Elasticity of soft tissues in simple elongation. **Am J Physiol**, v. 213, n. 6, p. 1532-1544, Dec. 1967.
48. TAYLOR, D.C.; DALTON, J.D.JR.; SEABER, A.V.; GARRETT, W.E. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 18, n. 3, p. 300-309, 1990.
49. COHEN, J. The Analysis of Variance and Covariance. *In*: COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2 ed. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates, 1988. cap. 8, p. 273-406.
50. WINTER, D.A. Anthropometry. *In*: WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: Wiley and Sons Inc., 1990. cap. 3, p. 59-74.
51. CRAM, J.R.; KASMAN, G.S.; HOLTZ, J. Electrode Placements. *In*: CRAM J.R.; KASMAN G.S.; HOLTZ J. **Introduction to surface eletromyography**. Gaithersburg: Aspen Publishers, Inc., 1998. cap. 14, p. 45-80.
52. REDFERN, M.S.; HUGHES, R.E.; CHAFFIN, D.B. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. **Clin Biomech**, v. 8, p. 44-48, 1993.

53. LAMONTAGNE, A.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.L.; DUMAS, F. Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 12, n. 7-8, p. 508-515, Oct. 1997.
54. AQUINO, C.; GONÇALVES GGP; FONSECA, S.; MANCINI MC Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. **Revista Brasileira De Medicina Do Esporte**, v. 12, n. 4, p. 195-200, July 2006.
55. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; SORENSEN, H.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **The Journal of Physiology**, v. 497 (Pt 1), p. 291-298, Nov. 1996.
56. BRESSEL, E.; LARSEN, B.T.; MCNAIR, P.J.; CRONIN, J. Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: a comparison with matched controls. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 19, n. 3, p. 284-291, Mar. 2004.
57. SILVA, P.; MORENO, M.; MANCINI, M.; FONSECA, S.; TURVEY, M.T. Steady-state stress at one hand magnifies the amplitude, stiffness, and non-linearity of oscillatory behavior at the other hand. **Neurosci Lett**, v. 429, n. 1, p. 64-68, Dec. 2007.
58. MAAS, H.; SANDERCOCK, T.G. Are skeletal muscles independent actuators? Force transmission from soleus muscle in the cat. **J Appl Physiol**, v. 104, n. 6, p. 1557-1567, June 2008.
59. HERBERT, R.D.; HOANG, P.D.; GANDEVIA, S.C. Are muscles mechanically independent? **J Appl Physiol**, v. 104, n. 6, p. 1549-1550, June 2008.
60. YODAS, J.W.; AMUNDSON, C.L.; CICERO, K.S.; HAHN, J.J.; HAREZLAK, D.T.; HOLLMAN, J.H. Surface electromyographic activation patterns and elbow joint motion during a pull-up, chin-up, or perfect-pullup rotational exercise. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 12, p. 3404-3414, Dec. 2010.
61. LUSK, S.J.; HALE, B.D.; RUSSELL, D.M. Grip width and forearm orientation effects on muscle activity during the lat pull-down. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 7, p. 1895-1900, July 2010.
62. KELLY, B.T.; BACKUS, S.I.; WARREN, R.F.; WILLIAMS, R.J. Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. **Am J Sports Med**, v. 30, n. 6, p. 837-844, Nov. 2002.

63. ROKITO, A.S.; JOBE, F.W.; PINK, M.M.; PERRY, J.; BRAULT, J. Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 7, n. 3, p. 256-263, May 1998.
64. POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 42-51, Feb. 2010.
65. SOUZA, R.B.; POWERS, C.M. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. **Am J Sports Med**, v. 37, n. 3, p. 579-587, Mar. 2009.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: Investigação da transmissão de força miofascial do músculo grande dorsal para o glúteo máximo através da fáscia toracolombar durante o tensionamento passivo e ativo do grande dorsal

Investigador Principal: Viviane O. C. Carvalhais

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Inicialmente, obrigado por seu interesse em participar deste estudo. O nosso objetivo é investigar se um músculo do seu tronco, chamado músculo grande dorsal, transfere força para um músculo do seu do quadril, chamado músculo glúteo máximo. Este estudo nos permitirá descobrir se existe transferência de força entre esses dois importantes músculos do corpo, o que pode ajudar a entender como esses músculos trabalham juntos durante a realização de várias atividades, como a caminhada e a corrida.

Procedimentos: Todas as medidas serão realizadas no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG), sala 1108. Inicialmente, nós iremos medir o seu peso, altura, comprimento da sua perna e do seu pé e a quantidade de movimento do seu quadril. Logo após, serão colocados eletrodos descartáveis sobre a sua pele,

nas regiões do tronco e do quadril (de apenas um lado do corpo) para que seja registrada a quantidade de contração dos músculos dessas regiões. Antes da colocação desses eletrodos, sua pele será limpa com algodão e álcool e, se necessário, será feita a retirada dos pêlos apenas nas regiões onde os eletrodos serão colocados, utilizando uma lâmina de barbear descartável. Após essa fase, você irá deitar de barriga para baixo sobre um aparelho, com seu joelho dobrado. A sua perna será fixada a uma alavanca desse aparelho e essa alavanca irá mover a sua perna e, conseqüentemente, o seu quadril. Nesse momento, você deverá manter-se o mais relaxado possível, sem resistir ou ajudar o movimento da alavanca. Durante esse teste, você terá em sua mão um dispositivo do equipamento, o qual permitirá que você interrompa o movimento da alavanca a qualquer momento, caso ache necessário. Três repetições do movimento do seu quadril serão realizadas em três diferentes condições: 1) Com os seus braços ao lado do corpo; 2) Com o seu braço dominante elevado; 3) Com o braço dominante ao lado do seu corpo, pressionando um aparelho de pressão colocado abaixo do seu braço. A quantidade de força a ser realizada na condição 3 corresponderá a 25% da força máxima que você é capaz de produzir pressionando o aparelho de pressão. O teste dessa força máxima será realizado antes que você seja posicionado no equipamento. Para realizar os testes, você terá que comparecer ao laboratório apenas uma vez, por um tempo previsto de 3 horas.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma possível irritação na pele devido aos procedimentos de limpeza, retirada de pêlos e colocação dos eletrodos. Essa irritação, caso ocorra, desaparecerá em poucos dias.

Benefícios esperados: Considerando-se que você irá comparecer ao laboratório em uma ocasião apenas para realização de algumas medidas e testes, não são esperados benefícios diretos em decorrência de sua participação na pesquisa. Porém, os resultados deste estudo nos permitirão verificar se existe transferência de força entre dois importantes músculos do seu corpo, o que irá ajudar os terapeutas a entender melhor como esses músculos atuam durante a realização de atividades do dia-a-dia. Assim, os resultados deste estudo irão contribuir para o avanço do conhecimento na área de fisioterapia.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso possa lhe acarretar qualquer prejuízo.

Gastos: Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório serão de responsabilidade dos pesquisadores. Além disso, será oferecido um lanche no dia da realização do teste.

Você pode solicitar mais informações sobre o estudo com a pesquisadora responsável pelo projeto (Viviane), através dos telefones 3376-7313 ou 8783-5848, ou ainda no comitê de ética da universidade (COEP), pelo telefone 3409-4592. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo.

| | |
|--|-------|
| _____ | _____ |
| Assinatura do Voluntário | Data |
| _____ | _____ |
| Assinatura do Pesquisador Viviane Otoni Carvalhais - Mestranda | Data |
| _____ | _____ |
| Assinatura do Pesquisador Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca – Orientador | Data |

Observação: Todas as páginas deste termo de consentimento livre e esclarecido devem ser rubricadas pelo voluntário.

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 –Unidade Administrativa II – 2º. Andar – Sala
2005 CEP 31270-901- Belo Horizonte – MG / Telefax: (31) 3409-4592 /

Email: coep@prpq.ufmg.br

ANEXO



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

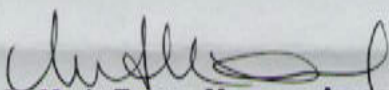
Parecer nº. ETIC 0412.0.203.000-10

Interessado(a): Prof. Sérgio Teixeira da Fonseca
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 27 de outubro de 2010, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado **"Investigação da transmissão de força mioascial do músculo grande dorsal para o glúteo máximo através da fascia toracolombar durante o tensionamento passivo e ativo do grande dorsal"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Prof.ª Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG