

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional**  
**Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação**

Paola de Figueiredo Caldeira

**COMPARAÇÃO DA TRANSMISSÃO DE FORÇA MIOFASCIAL ENTRE OS  
MÚSCULOS GRANDE DORSAL E GLÚTEO MÁXIMO EM CORREDORES E  
SEDENTÁRIOS: um estudo transversal**

Belo Horizonte

2023

Paola de Figueiredo Caldeira

**COMPARAÇÃO DA TRANSMISSÃO DE FORÇA MIOFASCIAL ENTRE OS  
MÚSCULOS GRANDE DORSAL E GLÚTEO MÁXIMO EM CORREDORES E  
SEDENTÁRIOS: um estudo transversal**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientadora: Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino

Coorientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Belo Horizonte

2023

C146c Caldeira, Paola de Figueiredo  
2023 Comparação da transmissão de força miofascial entre os músculos grande dorsal e glúteo máximo em corredores e sedentários: um estudo transversal. [manuscrito] / Paola de Figueiredo Caldeira – 2023.  
53 f.: il.

Orientadora: Juliana de Melo Ocarino  
Coorientador: Renan Alves Resende

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

Bibliografia: f. 43-45

1. Músculos – Teses. 2. Corredores (Esporte) – Teses. 3. Fisioterapia esportiva – Teses. I. Ocarino, Juliana de Melo. II. Resende, Renan Alves. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 615.8:796

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira Adão, CRB 6: nº 2106, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO




## FOLHA DE APROVAÇÃO


**COMPARAÇÃO DA TRANSMISSÃO DE FORÇA MIOFASCIAL ENTRE GRANDE DORSAL E GLÚTEO MÁXIMO EM CORREDORES E SEDENTÁRIOS: um estudo transversal**

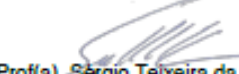
**PAOLA DE FIGUEIREDO CALDEIRA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 12 de dezembro de 2023, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Juliana de Melo Ocarino - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Fábio Viadanna Serrão  
Universidade Federal de São Carlos

  
Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca  
UFMG

Belo Horizonte, 12 de dezembro de 2023.

## AGRADECIMENTOS

Se eu pudesse descrever a minha jornada no mestrado, eu diria que foi extremamente intensa. Foram dois anos de muita dedicação e muito aprendizado, dois anos em que muitas coisas aconteceram e que tive pessoas essenciais me dando todo o suporte necessário. Nada mais justo do que usar este espaço da minha dissertação para expressar o meu sentimento de gratidão por todos que estiveram comigo nessa jornada.

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus e Nossa Senhora Aparecida por serem meu porto seguro e proporcionarem força para eu enfrentar os momentos difíceis e desafiadores. Não tenho dúvidas que a fé me manteve sempre de pé.

À minha orientadora, Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino, por desde a graduação acreditar no meu potencial e por aceitar a me orientar no mestrado. Ju, obrigada por me ajudar na preparação para o processo seletivo, por me dar a oportunidade de experimentar a docência, meu tão sonhado objetivo profissional, por me ensinar e conversar com tanta paciência em nossas inúmeras reuniões. Obrigada principalmente por me acolher e não soltar a minha mão quando eu não estava tão bem, serei eternamente grata! Agradeço também ao meu coorientador, Prof. Dr. Renan Alves Resende, por ser sempre tão solícito e por auxiliar no processo de escrita e revisão do artigo. Vocês, Renan e Ju, são a minha maior inspiração!

Agradeço à minha mãe, Maristela, que sempre lutou muito e abdicou de grande parte da sua vida para possibilitar a melhor educação aos filhos. Mãe, o seu amor, carinho, apoio incondicional e a sua fé sempre me trouxeram muito conforto e nesses dois anos eles foram fundamentais. Eu nunca vou conseguir expressar a minha total gratidão a você, mas sinto que essa dissertação e esse título são uma forma de retribuir um pouco do que você fez e faz por mim. Esse fruto também é seu! Ao meu irmão Matheus que, mesmo estando distante fisicamente, esteve presente nesse processo e sempre vibrou com todas as minhas vitórias. À minha irmã Bruna, pelas inúmeras conversas, trocas de experiências acadêmicas, auxílios na escrita, por sempre estar ao meu lado para dar suporte emocional e sempre torcer por mim e por tudo o que faço. Aos meus sobrinhos Davi, Eduarda e Arthur, por serem o meu ponto de paz, a minha felicidade diária, a minha válvula de escape. A titia ama vocês incondicionalmente! À Melzinha, minha cachorrinha, que me fez companhia nas madrugadas de estudo e escrita.

Ao meu namorado Thiago, meu maior incentivador nesse processo. Obrigada por estar sempre ao meu lado acolhendo, dando puxões de orelha e suporte emocional e por sempre tentar proporcionar conforto e tranquilidade para mim quando percebia que eu estava esgotada.

Obrigada, meu amor, pelas conversas, por escutar os meus raciocínios mirabolantes, meus desabafos, por me colocar para cima e sempre torcer da forma mais vibrante possível com todas as minhas vitórias.

Às minhas companheiras de pesquisa, Bárbara e Paula, sem a parceria de vocês isso tudo não teria acontecido! Aproveito para agradecer especialmente à Bárbara, que está comigo desde a época que eu era aluna de iniciação científica e sempre teve muita paciência para me ensinar e ajudar em tudo que fosse possível. É muito bom trabalhar com você e ser sua parceira na pesquisa e na vida! Você é uma mulher extremamente guerreira e mesmo com todas as adversidades da vida estava ali, presente de corpo e alma para fazer pesquisa, por isso tudo eu te admiro e me inspiro muito em você. Agradeço também aos alunos de iniciação científica, Isabelle, Carolina, Humberto, Luiza, Richelle, Ana Carolina, Samá por toda a ajuda nas coletas.

Agradeço também aos meus amigos por sempre estarem torcendo por mim. Especialmente à Fabi, minha grande amiga, que sempre se preocupou muito comigo, escutou os meus longos desabafos, me aconselhou, confortou e esteve presente verdadeiramente por mim. À Amélia que sempre torceu, preocupou e rezou por mim e à toda família Melo que sempre me acolheu tão bem!

Aos voluntários de pesquisa o meu muito obrigada! Sem vocês esse estudo não teria acontecido. Agradecimento especial ao Delcio, que sempre nos auxiliou e socorreu em todos os perrengues possíveis e à Pri que, com muita paciência e genialidade, adaptou e ajustou nossas rotinas Matlab. Agradeço também aos professores com os quais eu tive o privilégio de aprender nas disciplinas cursadas durante o mestrado e a todos que me ajudaram na divulgação da pesquisa e torceram por mim durante essa jornada!

Por fim, agradeço às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPEMIG por permitirem que o presente estudo fosse desenvolvido. Em especial à CAPES que me forneceu a bolsa de mestrado e possibilitou com que eu dedicasse integralmente ao desenvolvimento desta pesquisa.

## RESUMO

A transmissão de força miofascial (TFM) já foi demonstrada em cadáveres e *in vivo* em diferentes regiões do sistema musculoesquelético, como por exemplo, entre os músculos grande dorsal (GD) e glúteo máximo (GM). A eficiência da TFM parece ser influenciada por características teciduais passivas. Sabe-se que o estímulo mecânico induzido pela prática regular de atividade física pode induzir alterações ao nível da rigidez dos tecidos biológicos e é possível que atividades físicas e esportivas específicas, como a corrida, possam demandar maior uso da via de transmissão de força entre GD e GM. O gestual esportivo da corrida envolve um movimento acoplado de extensão de ombro de um lado e extensão de quadril contralateral, momento no qual a ação dos músculos GD e GM pode gerar um aumento de tensão na fáscia toracolombar, estimulando a TFM entre os músculos. Considerando este padrão de movimento e o fato de que corredores apresentam maior rigidez tecidual, é possível que corredores apresentem maior TFM entre GD e GM quando comparados com sedentários. Os objetivos do presente estudo foram investigar se (1) a contração do GD na extensão de ombro modifica a rigidez da região lombar e as propriedades passivas do quadril contralateral em corredores e sedentários, o que indicaria a ocorrência de TFM e (2) verificar se essa TFM é maior em corredores do que em sedentários. Participaram deste estudo 54 indivíduos, sendo 27 em cada grupo. Foram realizadas avaliações da rigidez lombar com um miothonômetro e das propriedades passivas do quadril (posição de repouso, torque e rigidez passivos do quadril) com o dinamômetro isocinético em duas condições de teste: GD relaxado e GD contraído. Análise de variância mista foi utilizada para avaliar os efeitos principais e de interação para as variáveis rigidez lombar, posição de repouso, torque e rigidez passivos do quadril. Na presença de efeito interação, contrastes pré-planejados foram utilizados para investigar a direção das interações. Os corredores tiveram aumento mais pronunciado da rigidez lombar durante a contração do GD ( $p = 0,017$ ). Além disso, a contração do GD levou mudança na posição de repouso do quadril para a rotação externa e um aumento do torque e rigidez passiva do quadril em ambos os grupos. Dessa forma, os resultados do estudo demonstraram que a TFM para o quadril ocorreu em ambos os grupos. As análises também demonstraram que, apesar de a magnitude da mudança da rigidez lombar ter sido maior em corredores, a TFM não foi maior neste grupo quando comparados com os sedentários. Até onde sabemos, este foi o primeiro estudo a realizar esta análise, sendo assim, torna-se necessário o desenvolvimento de pesquisas que façam essa investigação por meio, por exemplo, da elastografia, e que analisem outros fatores, como por exemplo, o efeito do tensionamento de GM na rigidez lombar e a TFM no sentido da contração de GM para o GD contralateral em corredores e sedentários.

Palavras-chave: transmissão de força miofascial; grande dorsal; glúteo máximo; corredores; sedentários; rigidez lombar; posição de repouso; torque passivo; rigidez passiva.

## ABSTRACT

Myofascial force transmission (MFT) has already been demonstrated in cadavers and in vivo in different regions of the musculoskeletal system, such as between the latissimus dorsi (LD) and gluteus maximus (GM) muscles. The efficiency of MFT appears to be influenced by tissue passive characteristics. It is known that the mechanical stimulus induced by regular physical activity can induce changes in the stiffness of biological tissues and it is possible that specific physical and sporting activities, such as running, may require greater use of the force transmission pathway between LD and GM. The sports gesture of running involves a coupled movement of shoulder extension on one side and contralateral hip extension, a moment in which the action of the LD and GM muscles can generate an increase in tension in the thoracolumbar fascia, stimulating MFT between the muscles. Considering this movement pattern and the fact that runners have greater tissue stiffness, it is possible that runners have greater MFT between LD and GM when compared to sedentary people. The objectives of the present study were to investigate whether (1) the contraction of the LD during shoulder extension modifies the stiffness of the lumbar region, and the passive properties of the contralateral hip in runners and sedentary people, which would indicate the occurrence of MFT and (2) to verify whether this MFT is higher in runners than in sedentary people. 54 individuals participated in this study, 27 in each group. Assessments of lumbar stiffness were carried out with a myothonometer and of the passive properties of the hip (hip resting position, passive hip torque, and passive hip stiffness) with the isokinetic dynamometer in two test conditions: LD relaxed and LD contracted. Mixed analysis of variance was used to evaluate the main and interaction effects for the variables lumbar stiffness, hip resting position, passive hip torque, and stiffness. In the presence of an interaction effect, pre-planned contrasts were used to investigate the direction of the interactions. Runners had a more pronounced increase in lumbar stiffness during LD contraction ( $p = 0.017$ ). Furthermore, LD contraction led to a change in the resting position of the hip towards external rotation and an increase in torque and passive hip stiffness in both groups. Thus, the results of the study demonstrated that MFT occurred in both groups. The analyzes also demonstrated that, although the magnitude of the change in lumbar stiffness was greater in runners, the MFT was not greater in this group when compared to the sedentary group. As far as we know, this was the first study to carry out this analysis, therefore, it is necessary to develop research that carries out this investigation through, for example, elastography, and that analyzes other factors, such as the effect of GM tension in lumbar stiffness and MFT in the direction of GM contraction for the contralateral LD in runners and sedentary people.

**Keywords:** myofascial force transmission; latissimus dorsi; gluteus maximus; runners; sedentary; lumbar stiffness; resting position; passive torque; passive stiffness.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Condições de teste (A) GD relaxado, (B) GD contraído. ....	38
Figura 2. Valores das medidas de rigidez lombar de sedentários e corredores nas condições de teste: GD relaxado e GD contraído. ....	38

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características gerais dos participantes do estudo apresentadas por média e desvio padrão (DP) .....	39
Tabela 2. Médias, desvios padrão (DP) das variáveis dependentes: rigidez lombar, posição de repouso do quadril, torque passivo do quadril, rigidez passiva do quadril para os indivíduos sedentários e corredores.....	40

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

ANOVA – Análise de Variância Mista

CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

DP – Desvio Padrão

FTL – Fásia Toracolombar

GD – Grande Dorsal

GM – Glúteo Máximo

RM – Repetição Máxima

TFM – Transmissão de Força Miofascial

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	14
1.1	Objetivos do estudo	18
1.2	Hipóteses	18
<b>2</b>	<b>ARTIGO</b>	19
<b>3</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	42
	<b>REFERÊNCIAS</b>	43
	<b>ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b>	46
	<b>ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA</b>	48
	<b>APÊNDICE – MINI CURRÍCULO (2021 - 2023)</b>	51

## PREFÁCIO

Esta dissertação foi elaborada seguindo as orientações estabelecidas na regulamentação N°004/2018, de 03 de abril de 2018 para elaboração de dissertações e teses no formato opcional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. A presente dissertação é composta por três partes, a primeira é composta pela introdução, que apresenta uma revisão bibliográfica, problematização do tema, justificativa, objetivos e hipóteses do estudo. A segunda parte consiste no artigo desenvolvido, que foi elaborado de acordo com as regras da *Journal of Biomechanics* (ISSN: 0021-9290). O artigo será traduzido para o inglês e submetido para publicação após as considerações da banca. A terceira e última parte apresenta as considerações finais, referências bibliográficas, anexos e mini currículo da autora da presente dissertação.

## 1 INTRODUÇÃO

O sistema fascial é definido como sendo um continuum tridimensional de tecido conjuntivo fibroso (Fede *et al.*, 2021; Zügel *et al.*, 2018) que apresenta funções importantes no sistema musculoesquelético, tais como de suporte arquitetônico e estrutural, de morfogênese e transmissão de sinal celular e de transmissão de força biomecânica (Schleip *et al.*, 2012). A transmissão de força presente no sistema fascial possibilita que a força produzida por um músculo seja transmitida para tecidos inter, intra e extramusculares, incluindo outros grupos musculares e estruturas teciduais anatomicamente distantes (Huijing, 2003; Huijing & Baan, 2008; Krause *et al.*, 2016; Purslow, 2010). O mecanismo que possibilita que a transmissão de tensão entre estruturas teciduais aconteça é conhecido como transmissão de força miofascial (TFM) (Adstrum *et al.*, 2017; Carvalhais *et al.*, 2013; Findley, Chaudhry & Dhar, 2015; Huijing & Baan, 2003; Tian *et al.*, 2012) e já foi demonstrado em cadáveres (Barker, Briggs & Bogeski, 2004; Stecco *et al.*, 2009) e *in vivo* para alguns segmentos do sistema musculoesquelético (Carvalhais *et al.*, 2013; Cruz-Montecinos *et al.*, 2015; Marinho *et al.*, 2017; Wilke *et al.*, 2020; Yanase *et al.*, 2021). Por exemplo, Barker e colaboradores (2004) demonstraram, em cadáveres, que trações de 10N dos músculos grande dorsal (GD) e glúteo máximo (GM) foram capazes de gerar deslocamentos de 14 e 10 centímetros, respectivamente, na fáscia toracolombar (FTL). Dessa forma, os resultados deste estudo indicaram evidências para a ocorrência de transmissão de tensão dos músculos GD e GM para a FTL em cadáveres (Barker, Briggs & Bogeski, 2004). A fim de investigar a ocorrência de TFM entre GD e GM *in vivo*, Carvalhais e colaboradores (2013) realizaram um estudo com indivíduos saudáveis e demonstraram que os tensionamentos ativo e passivo do músculo GD levaram a mudanças das propriedades passivas do quadril contralateral, com uma modificação da posição de repouso (PR) na direção do tensionamento muscular (rotação externa do quadril) e aumento da rigidez passiva da articulação. Dessa forma, os resultados deste estudo forneceram evidências para a existência de TFM *in vivo* entre os músculos GD e GM contralateral e sugeriram que essa transmissão pode ter acontecido via FTL (Carvalhais *et al.*, 2013).

A FTL é a principal conexão tecidual entre os músculos do tronco, dos membros superiores e inferiores (Marpalli *et al.*, 2021) e apresenta papel importante na sustentação e estabilização da região lombo pélvica e na transmissão de força dos membros superiores para os inferiores e vice-versa (Willard *et al.*, 2012). A FTL apresenta três camadas, que são categorizadas como anterior, média e posterior, sendo que a camada posterior é subdividida em lâminas superficial e profunda (Marpalli *et al.*, 2021; Willard *et al.*, 2012). A lâmina superficial

da FTL apresenta conexões aponeuróticas com os músculos GD ipsilateral e GM contralateral (Willard *et al.*, 2012) e as suas fibras apresentam uma orientação oblíqua, ou seja, é possível que, devido a essas configurações teciduais, a TFM entre os músculos GD e GM aconteça via FTL em um padrão contralateral (Barker, Briggs & Bogeski, 2004; Myers, 2009). Considerando a conexão cruzada entre GD e GM, é possível que no estudo de Carvalhais e colaboradores (2013) o tensionamento de GD tenha sido transmitido ao GM contralateral, aumentando a resistência do quadril ao movimento de rotação interna. Entretanto, as análises deste estudo demonstraram que a magnitude das mudanças das propriedades passivas do quadril foi muito variável entre os indivíduos da amostra, sugerindo que características individuais, como a rigidez tecidual, tenham influenciado na magnitude da TFM entre GD e GM (Carvalhais *et al.*, 2013).

A rigidez é uma propriedade mecânica representada pelo aumento do torque de resistência exercido pelos tecidos biológicos à deformação (Araújo *et al.*, 2012; Brughelli & Cronin, 2008). Sabe-se que a rigidez dos tecidos que conectam os músculos é um fator determinante para a ocorrência da transmissão de força (Huijing *et al.*, 2011; Smeulders & Kreulen, 2007; Yucesoy *et al.*, 2005), sendo que, é possível que uma maior rigidez dos tecidos que conectam a via miofascial possa facilitar a transmissão de força entre estruturas musculares e fasciais (Huijing *et al.*, 2011; Maas & Sandercock, 2010; Wilke, Vleeming & Wearing, 2019; Yucesoy *et al.*, 2005). Huijing e colaboradores (2011) demonstraram *in vivo*, por meio de técnicas de ressonância magnética, que mudanças no ângulo articular do joelho geraram deformações nos músculos gastrocnêmio e sóleo. Os autores sugeriram que as deformações no sóleo ocorreram em decorrência de uma TFM entre o gastrocnêmio e sóleo, uma vez que o comprimento muscular do sóleo permaneceu constante em toda avaliação, já que este músculo não cruza a articulação do joelho. Além disso, os autores discutiram que essa transmissão pode ter acontecido porque os conjuntos de fibras de tecido conjuntivo entre os dois músculos eram suficientemente rígidos (Huijing *et al.*, 2011). Também já foi demonstrado, em ratos, que a magnitude da TFM entre os músculos extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux é determinada pelo nível de rigidez do tecido conjuntivo que envolve esses músculos, sendo que os conjuntos de fibras de tecido conjuntivo mais rígidos contribuem para uma maior transmissão de força (Huijing & Baan, 2003; Yucesoy *et al.*, 2005).

Torna-se necessário destacar que a rigidez dos tecidos biológicos depende da dimensão física, que é estabelecida pela área de secção transversa e comprimento tecidual (Chleboun *et al.*, 1997; Loram, Magnaris & Lakie, 2007; Ryan *et al.*, 2009), e da composição

biológica como, por exemplo, quantidade e orientação das fibras de colágeno, quantidade de proteínas e organização da matriz extracelular (Kovanen, Suominen & Heikkinen, 1984). Sendo assim, modificações teciduais tanto ao nível da dimensão física quanto da composição biológica podem gerar adaptações nos tecidos. Especificamente, o aumento da rigidez, pode acontecer por meio do aumento do número de células musculares, do aumento do diâmetro e do comprimento da fibra muscular (Pearson, 1990), e por modificações na organização da matriz extracelular dos tecidos biológicos (Zügel *et al.*, 2018). O estímulo mecânico decorrente da prática regular de atividades físicas e esportivas pode ser um fator para induzir essas alterações nas propriedades passivas dos tecidos biológicos, como o aumento da rigidez (Blackburn & Norcross, 2014; Bojsen-Møller *et al.*, 2005; Gervasi *et al.*, 2017; Kjær, 2004; Santos *et al.*, 2020). Santos e colaboradores (2020) realizaram um estudo com homens para avaliar o efeito de 15 semanas treinamento de força concêntrico e excêntrico na rigidez do músculo de vasto lateral e demonstraram, por meio da elastografia ultrassônica, que os indivíduos do grupo treinamento apresentaram um aumento da rigidez do vasto lateral. Sendo assim, é possível que a alta variabilidade da eficiência do mecanismo de TFM detectada no estudo de Carvalhais e colaboradores (2013) possa ter acontecido por diferenças nas propriedades passivas, como a rigidez dos tecidos envolvidos na via de transmissão de força analisada.

Pensando na TFM entre os músculos GD e GM, é possível que atividades esportivas específicas possam demandar maior uso desta via de transmissão de força. A corrida, por exemplo, apresenta um gestual esportivo que envolve a participação dos membros inferiores, tronco e membros superiores em sua execução (Agresta *et al.*, 2018; Dedieu & Zanone, 2012; Hamner, Seth & Delp, 2010). Sabe-se que o movimento dos braços é um dos fatores que auxilia na manutenção da estabilidade, equilíbrio lateral e na redução do custo energético durante a corrida (Agresta *et al.*, 2018; Arellano & Kram, 2011; Dedieu & Zanone, 2012; Pontzer *et al.*, 2009), uma vez que tendem a apresentar um padrão de balanço fora de fase com os membros inferiores (Arellano & Kram, 2011; Dedieu & Zanone, 2012; Hamner, Seth & Delp, 2010; Pontzer *et al.*, 2009). Este acoplamento mecânico entre segmentos corporais possibilita que aconteça um movimento combinado de extensão de braço de um lado e extensão de quadril contralateral durante a corrida (Hamner *et al.*, 2010; Nicola & Jewison, 2012). Por exemplo, do contato inicial até o momento impulso, o quadril estende até aproximadamente 20 graus de extensão enquanto o ombro contralateral realiza extensão. Este acoplamento cruzado de extensão do ombro de um lado e do quadril contralateral envolve a ação dos músculos GD e



GM, que pode então gerar tensão na FTL e contribuir para transmissão de força entre os dois músculos durante a corrida.

A prática da corrida também pode gerar modificações teciduais, como o aumento na rigidez tecidual. Kubo e colaboradores (2015) calcularam a rigidez muscular ativa e passiva do músculo gastrocnêmio medial, por meio das alterações na força muscular estimada e do comprimento do fascículo durante o alongamento rápido e lento, em corredores de longa distância e indivíduos não treinados, e concluíram que tanto a rigidez muscular ativa quanto a passiva foram maiores nos corredores do que nos indivíduos não treinados. Nesta mesma perspectiva, Miyamoto e colaboradores (2019) utilizaram a elastografia por ondas de cisalhamento ultrassônica para medir a rigidez ativa e passiva do músculo vasto lateral em velocistas, corredores de longa distância e indivíduos não treinados durante a isometria de extensão do joelho e em repouso e demonstraram que a rigidez ativa e passiva do vasto lateral foi maior nos velocistas e corredores de longa distância. Apesar destes resultados terem sido demonstrados para os membros inferiores, é possível que, devido ao acoplamento mecânico presente na corrida, também aconteçam modificações de rigidez em outros segmentos corporais, como o tronco e membros superiores.

Sendo assim, considerando que os padrões de movimentos da corrida podem estimular maior uso da via de TFM entre GD e GM e partindo da hipótese de que os corredores apresentam maior rigidez tecidual, é possível que a contração de GD na posição de extensão de ombro desloque a curva de torque passivos antagônicos (posição de repouso) na direção da rotação externa e aumente a inclinação da curva em maior magnitude em corredores do que em sedentários. Este seria um indicativo de uma maior eficiência no mecanismo de TFM entre GD e GM nestes indivíduos, que poderia contribuir, por exemplo, para uma melhor estabilidade da região lombar durante a corrida, além de viabilizar o aproveitamento de energia elástica entre membros superiores e inferiores.

## 1.1 Objetivos do estudo

O presente estudo teve como objetivos investigar se a contração do músculo grande dorsal na posição de extensão de ombro modifica a rigidez lombar e as propriedades passivas do quadril (posição de repouso articular, torque e rigidez passivos) contralateral em corredores e sedentários, o que seria um indicativo para a ocorrência de transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo. Além disso, a presente investigação teve como objetivo verificar se a transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo é maior em corredores quando comparados com sedentários.

## 1.2 Hipóteses

Hipótese nula: a contração do grande dorsal não vai aumentar a rigidez lombar e não vai modificar as propriedades passivas do quadril contralateral nos indivíduos da amostra. Além disso, não haverá diferença na transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo entre corredores e sedentários.

Hipótese alternativa: a contração do grande dorsal vai aumentar a rigidez lombar e vai modificar as propriedades passivas do quadril contralateral nos indivíduos da amostra. Além disso, a transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo será maior em corredores quando comparados com indivíduos sedentários.

## 2 ARTIGO

**Título:** Transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo em corredores: um estudo transversal

**Declaração de conflito de interesses:** Nenhuma.

**Financiamento:** Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES - Código Financeiro 001), Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG - Processo APQ-00904-21) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq- Processo: 305285/2021- 1).

**Aprovação ética:** Este trabalho foi aprovado pelo Conselho de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (CAAE 45335321.2.0000.5149)

## 2.1 Resumo

Como o gestual esportivo da corrida envolve um movimento acoplado de extensão de ombro de um lado e extensão de quadril contralateral e promove alterações das propriedades teciduais, é possível que corredores apresentem uma transmissão de força miofascial (TFM) do grande dorsal (GD) para região lombar e glúteo máximo (GM) contralateral mais eficiente que indivíduos sedentários. O objetivo do presente estudo foi investigar se a contração do GD na extensão de ombro modifica a rigidez da região lombar e as propriedades passivas do quadril contralateral em corredores e sedentários. Cinquenta e quatro indivíduos foram submetidos à avaliação da rigidez lombar, por meio de um miothonômetro, e do torque passivo do quadril, por meio de um dinamômetro isocinético em duas condições de teste: GD relaxado e GD contraído. Análise de variância mista foi utilizada para avaliar os efeitos principais e de interação para as variáveis rigidez lombar, posição de repouso, torque e rigidez passivos do quadril. Os corredores tiveram aumento mais pronunciado da rigidez lombar durante a contração de GD ( $p = 0,017$ ). Além disso, a contração de GD levou a mudança da posição de repouso do quadril para a rotação externa e um aumento do torque e rigidez passiva do quadril em ambos os grupos ( $p < 0,05$ ). Os resultados deste estudo demonstraram que embora o aumento da rigidez lombar foi maior em corredores, a TFM para o quadril ocorreu em ambos os grupos, não revelando maior eficiência desse mecanismo nos corredores.

**Palavras-chave:** Sedentários. Rigidez lombar. Posição de repouso. Torque passivo. Rigidez passiva.

## 2.2 Introdução

O sistema fascial é definido como sendo um continuum tridimensional de tecido conjuntivo fibroso (Fede et al., 2021; Zügel et al., 2018) viabilizando a existência de conexões anatômicas entre músculos e fáscias. Essas conexões permitem que a força produzida por um músculo seja transmitida para diferentes tecidos, incluindo fáscias e grupos musculares não adjacentes (Huijing, 2003; Huijing e Baan, 2008; Krause et al., 2016; Purslow, 2010). Este mecanismo é conhecido como transmissão de força miofascial (TFM) e foi observado tanto em cadáveres quanto em experimentos *in vivo* em diferentes partes do sistema musculoesquelético (Barker et al., 2004; Carvalhais et al., 2013; Cruz-Montecinos et al., 2015; Marinho et al., 2017; Stecco et al., 2009; Tian et al., 2012; Wilke et al., 2020; Yanase et al., 2021). Por exemplo, Barker et al. (2004) demonstraram em cadáveres, que trações de 10N dos músculos grande dorsal (GD) e glúteo máximo (GM) foram suficientes para causar deslocamentos de 14 e 10 centímetros, respectivamente, na fáscia toracolombar (FTL). Estes resultados indicaram que os músculos GD e GM transmitem tensão para a FTL (Barker et al., 2004). Carvalhais et al. (2013) demonstraram *in vivo* que os tensionamentos ativo e passivo do músculo GD levaram a mudanças das propriedades passivas do quadril contralateral, incluindo aumento do grau de rotação externa da posição de repouso do quadril e aumento da rigidez passiva da articulação. Esses resultados sugerem a existência de TFM *in vivo* entre o GD e o músculo GM contralateral via FTL. Contudo, estes autores identificaram alta variabilidade entre os indivíduos da amostra, sugerindo que características individuais, como a rigidez tecidual, podem ter influenciado na magnitude da transmissão de força entre esses músculos (Carvalhais et al., 2013).

A rigidez tecidual é definida como sendo a resistência que os tecidos biológicos oferecem à sua deformação (Araújo et al., 2012; Brughelli e Cronin, 2008) e tem sido apresentada como uma propriedade determinante para a ocorrência da TFM (Huijing et al., 2011; Smeulders e Kreulen, 2007; Yucesoy et al., 2005). Huijing et al. (2011) sugeriram que a

transmissão de força entre gastrocnêmico e o sóleo, decorrente de mudanças na angulação do joelho e consequente tração das fibras do gastrocnêmico, ocorreu porque as fibras de tecido conjuntivo intermuscular eram suficientemente rígidas (Huijing et al., 2011). Em estudos com ratos, a magnitude da TFM entre os músculos extensor longo dos dedos e extensor longo do hálux foi determinada pelo nível de rigidez do tecido conjuntivo que envolve esses músculos, sendo que as fibras de tecido conjuntivo mais rígidas contribuíram para uma maior magnitude transmissão de força (Huijing e Baan, 2003; Yucesoy et al., 2005) entre esses músculos. Dessa forma, é possível que as propriedades dos tecidos que compõem a via de TFM possa facilitar a transmissão de força entre músculos e fáscias (Huijing et al., 2011; Maas e Sandercock, 2010; Wilke et al., 2019; Yucesoy et al., 2005).

A prática regular de atividades físicas e esportivas parece influenciar as propriedades passivas dos tecidos, como a rigidez (Blackburn e Norcross, 2014; Bojsen-Møller et al., 2005; Gervasi et al., 2017; Kjær, 2004; Santos et al., 2020). Por exemplo, a prática regular de corrida gera adaptações teciduais como aumento da rigidez, conforme demonstrado em membros inferiores (Kubo et al., 2015; Miyamoto et al., 2019). Além disso, o gestual esportivo da corrida envolve um movimento acoplado de extensão de ombro de um lado e extensão de quadril contralateral (Hamner et al., 2010; Nicola e Jewison, 2012). Especificamente, do contato inicial até a impulsão, o quadril estende até aproximadamente 20 graus de extensão enquanto o ombro realiza extensão. Dessa forma, esse acoplamento cruzado de extensão de ombro e de quadril contralateral envolve a ação dos músculos GD e GM que compõem uma das vias de TFM já documentadas (Myers, 2009; Willard et al., 2012). Dessa forma, considerando esses padrões de movimentos e o fato de que corredores apresentam maior rigidez tecidual, é possível que corredores apresentem maior transmissão de força do GD para o GM via FTL quando comparados com sedentários. Uma melhor TFM entre esses músculos via FTL poderia contribuir, por exemplo, para uma melhor estabilidade da região lombar durante a

corrida, além de viabilizar o aproveitamento de energia elástica entre membros superiores e inferiores.

Os objetivos do presente estudo foram investigar se (1) a contração do GD na extensão de ombro modifica a rigidez da região lombar e as propriedades passivas do quadril contralateral em corredores e sedentários, o que indicaria a ocorrência de TFM e (2) verificar se essa TFM é maior em corredores do que em sedentários. Nossa hipótese é que a contração do GD irá gerar mudanças na rigidez lombar e nas propriedades passivas do quadril (posição de repouso, torque e rigidez passivos) e que a TFM será maior em corredores quando comparados aos sedentários.

## **2.3 Métodos**

### **2.3.1 Desenho do estudo**

Neste estudo transversal avaliamos a rigidez lombar, a posição de repouso do quadril, o torque passivo do quadril e a rigidez passiva do quadril sob duas condições de teste: GD relaxado e GD contraído.

### **2.3.2 Participantes**

Os critérios de inclusão para ambos os grupos compreenderam: (1) indivíduos de qualquer sexo; (2) idade entre 18 e 45 anos; (3) índice de massa corporal menor ou igual a 27 kg/m<sup>2</sup>; (4) mínimo de 25° de rotação interna e externa passiva do quadril sem sentir dor (Carvalhais et al., 2013); (5) ausência de dor ou lesão musculoesquelética nos últimos 6 meses e de histórico de cirurgia na coluna ou quadril. Além disso, os indivíduos sedentários não poderiam ter praticado atividade física nos últimos 3 meses, enquanto os corredores deveriam ter pelo menos 6 meses de experiência de corrida amadora ao ar livre e praticar treinamento de corrida com um volume semanal de pelo menos 25 quilômetros. Inicialmente, recrutamos 58 voluntários para este estudo, entretanto, quatro não foram incluídos por não atenderem aos

critérios de inclusão. Consequentemente, participaram 54 corredores e indivíduos sedentários (27 em cada grupo). As características gerais da amostra estão descritas na Tabela 1. Os critérios de exclusão incluíram: (1) incapacidade de manter os músculos grande dorsal e do quadril relaxados durante a avaliação do torque passivo e (2) presença de dor ou qualquer desconforto durante os testes que dificultasse a continuação da avaliação. Nenhum participante foi excluído. O tamanho da amostra foi estimado considerando um tamanho de efeito pequeno (Cohen  $f$  de 0,2) (Cohen, 1998), efeito de interação ANOVA mista, nível alfa de 0,05, poder de 80% e perda amostral de 20%. O tamanho total estimado da amostra foi de 53 indivíduos. Para garantir tamanhos amostrais iguais para ambos os grupos, recrutamos 54 participantes, pois este estudo envolveu dois grupos independentes. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido para participar da pesquisa. Este estudo recebeu aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (45335321.2.0000.5149).

### **2.3.3 Procedimentos**

A coleta de dados ocorreu no Laboratório de Performance Humana da Universidade Federal de Minas Gerais. Inicialmente, medimos massa, altura e comprimento das pernas e pés (Winter, 1990). Também coletamos informações sobre o treinamento dos corredores, incluindo distância semanal, frequência de treinamento, tempo de experiência, pace, superfície de treinamento e preparação para competições (Tabela 1). Para avaliar a amplitude de movimento passiva de rotação do quadril para inclusão dos participantes, utilizamos o teste de posição da primeira resistência detectável, conforme descrito por Carvalhais et al. (2011) (Tabela 1). Para todos os testes foram considerados o membro superior dominante e o membro inferior contralateral (Carvalhais et al., 2013). A confiabilidade intraexaminador foi avaliada em um estudo piloto com 10 indivíduos, com intervalo de 1 semana entre as medidas. Todas as medidas do estudo exibiram confiabilidade boa a excelente (Koo e Li, 2016). O coeficiente de correlação



intraclasse ( $CCI_{2,3}$ ) para amplitude de movimento passiva de rotação do quadril foi de 0,84. Os valores de CCI (Harvill, 1991) para as variáveis dependentes (rigidez lombar, posição de repouso do quadril, torque passivo do quadril, rigidez passiva do quadril) são apresentados no material suplementar.

#### *2.3.4 Condições experimentais*

Para avaliar a TFM para a região lombar e quadril contralateral, implementamos duas condições experimentais: (1) GD relaxado, na qual o participante manteve os braços ao lado do corpo (Figura 1A), e (2) GD contraído, na qual o participante manteve uma posição de extensão de ombro de 10° com o cotovelo flexionado a 90°, enquanto segurava um peso equivalente a 10% de sua repetição máxima (1-RM) (Figura 1B). Determinamos o valor de 1-RM do GD com o participante na mesma posição da condição do GD contraído. Utilizamos a carga máxima que o participante conseguia suportar sem perder a posição ou apresentar outros movimentos compensatórios (ex.: extensão de tronco, rotação de tronco, extensão de quadril) para calcular o peso utilizado na segunda condição de teste (10% de 1-RM). Um inclinômetro foi colocado no braço do participante para monitorar a posição de extensão de 10° do ombro.

#### *2.3.5 Avaliação da rigidez lombar*

Para avaliar a rigidez lombar, utilizamos um miothonômetro digital não invasivo (IdentoPro - Universidade de Ulm; Departamento de Ciências do Movimento Humano, Universidade de Chemnitz, Alemanha) (Bartsch et al., 2023; Jedrzejewski et al., 2020; Koch e Wilke, 2022; Weber et al., 2020). Com o participante em decúbito ventral, o dispositivo foi posicionado 2,5 cm lateralmente ao espaço entre os processos espinhosos da 2ª e 3ª vértebras lombares (Weber et al., 2020). Uma força compressiva com profundidade de penetração de 10mm foi aplicada para medir a rigidez lombar (N/mm). Consideramos a média de três medidas

para análise. A rigidez lombar foi avaliada em duas condições experimentais (GD relaxado e GD contraído).

### *2.3.6 Avaliação do torque passivo do quadril*

O torque passivo do quadril durante o movimento de rotação interna foi medido com um dinamômetro isocinético Biodex 3 Pro (Biodex Medical Systems, Shirley, EUA) em modo passivo (velocidade de 5°/s), conforme descrito por Carvalhais et al. (2013). O participante permaneceu na posição prona, com o eixo de rotação do isocinético alinhado com a tuberosidade anterior da tíbia. O dinamômetro realizou 15 repetições de rotação do quadril, movimentando a articulação entre 25° de rotação interna e 25° de rotação externa para promover acomodação tecidual viscoelástica. Foram realizadas três repetições em cada condição experimental com intervalo de 1 minuto entre as repetições e descanso de 1 minuto entre as condições de teste. Após avaliar o torque do quadril em ambas as condições experimentais, registramos o torque passivo gerado pela alavanca do dinamômetro isocinético sem o participante para permitir posterior processamento de dados.

Durante a avaliação do torque passivo do quadril, monitoramos a atividade eletromiográfica utilizando um eletromiógrafo de superfície sem fio Delsys (Trigno™ Wireless Systems, Delsys Inc., Estados Unidos). Seguindo as referências anatômicas sugeridas por Cram et al. (1998), os eletrodos foram colocados nos músculos grande dorsal, eretor da espinha, glúteo máximo, glúteo médio, tensor da fáscia lata, bíceps femoral e adutor magno. Realizamos tricotomia e limpamos a pele com álcool antes da colocação dos eletrodos (Cram et al., 1998). A eletromiografia também foi utilizada durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de extensão do ombro para determinar a porcentagem de ativação do GD durante a condição do GD contraído. Essa medida foi realizada durante o movimento de extensão do ombro, com o cotovelo flexionado a 90°, contra resistência do examinador. Foram realizadas três medidas, com cinco segundos de duração e 30 segundos de descanso entre as repetições, e

o sinal eletromiográfico do GD foi registrado. A média das três atividades eletromiográficas mais altas durante este teste foi utilizada para calcular a porcentagem de ativação do GD. O CCI para esta medida foi de 0,93.

## 2.4 Processamento de dados

Usamos uma rotina Matlab (The Mathworks, Inc.) para processamento dos dados de torque passivo do quadril e dados de deslocamento angular do quadril. Esse processamento teve como objetivo obter as variáveis dependentes: posição de repouso do quadril, torque passivo do quadril e rigidez passiva do quadril (Araújo et al., 2017; Cruz et al., 2019). Filtramos os dados usando um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 1,25 Hz. Os torques gravitacionais gerados pela massa da perna e do pé do participante durante as condições de teste foram calculados com base em Winter (1990). O torque passivo de resistência do quadril foi derivado do torque total obtido durante as condições de teste, sendo subtraídos os torques gerados pela perna e pé e o torque da alavanca do isocinético (Carvalho et al., 2013). A curva torque-ângulo passiva foi gerada para obtenção das variáveis do estudo. A posição de repouso do quadril foi definida como o ângulo articular no qual o torque passivo líquido é igual a zero (ou seja, quando os torques opostos para rotação externa e interna são de igual magnitude e se compensam). Os valores médios das três repetições em cada condição foram utilizados para análise. Para o torque passivo do quadril, foi calculado o torque médio produzido nos primeiros 20° de rotação interna do quadril para cada repetição, em Newton-metros (Nm) (Araújo et al., 2017; Cruz et al., 2019). Além disso, calculamos o valor médio da rigidez passiva do quadril nos primeiros 20° de rotação interna do quadril para cada repetição, em Newton-metros por radiano (Nm/rad), a partir da inclinação média obtida em cada repetição realizada.

A atividade eletromiográfica durante a avaliação do torque passivo do quadril foi monitorada utilizando o software EMGworks Acquisition (Trigno™ Wireless Systems, Delsys

Inc., Estados Unidos) na frequência de 2.000 Hz. Os dados eletromiográficos foram retificados e filtrados com filtro passa-banda de quarta ordem do tipo Butterworth, com frequência de corte entre 10 Hz e 500 Hz para os músculos do quadril (Araújo et al., 2017) e entre 30 e 500 Hz para o grande dorsal e eretores da espinha (Redfern, Hughes e Chaffin, 1993), usando uma rotina Matlab. Essa rotina também comparou o sinal eletromiográfico registrado durante o repouso com o sinal obtido em cada repetição do torque passivo do quadril. Caso o sinal obtido ultrapassasse a média mais dois desvios padrão, era considerada atividade muscular e a repetição era descartada (Lamontagne et al., 1997). Os sinais eletromiográficos do GD registrados durante as três CIVM também foram processados por meio de uma rotina Matlab. Para cada repetição da CIVM foram selecionados os dois segundos de maior atividade muscular e foi calculado o valor da Root Mean Square do GD na CIVM. O maior valor da Root Mean Square na CIVM foi utilizado para normalizar a atividade do GD na condição do GD contraído e assim estabelecer o percentual de ativação do GD durante a segunda condição de teste.

## **2.5 Análise estatística**

Verificamos a distribuição estatística dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk. As características da amostra e as variáveis do estudo foram descritas por média e desvio padrão. Testes t independentes foram utilizados para comparar os dois grupos (sedentários e corredores) com base nas variáveis de caracterização da amostra.

Análise de variância mista (ANOVA) com um fator independente (grupos: sedentários e corredores) e um fator de medida repetida (condições: GD relaxado e GD contraído) foi utilizada para avaliar os efeitos principais e de interação para as variáveis rigidez lombar, posição de repouso do quadril, torque passivo do quadril e rigidez passiva do quadril. Contrastes pré-planejados foram utilizados para investigar efeitos de interação significativos identificados pela ANOVA. Quatro contrastes planejados foram realizados e incluíram comparações entre: indivíduos sedentários em todas as condições de teste, corredores em todas

as condições de teste, sedentários *versus* corredores na condição GD relaxado e sedentários *versus* corredores na condição GD contraído. Os tamanhos dos efeitos das ANOVAs foram calculados usando eta-quadrado parcial ( $\eta_p^2$ ) e classificados como pequeno (0,01), moderado (0,06) e grande (0,14) (Cohen, 1998). Para os contrastes pré-planejados, os tamanhos dos efeitos foram calculados como d de Cohen e classificados como pequeno (0,2), médio (0,5) e grande (0,8) (Cohen, 1998). Todas as análises estatísticas foram realizadas no software JASP (versão 0.17.2.1), com nível alfa definido em 0,05.

## 2.6 Resultados

Em relação às variáveis de caracterização da amostra, não foram observadas diferenças significativas entre os grupos, exceto para o índice de massa corporal e RM (Tabela 1).

### 2.6.1 Rigidez lombar

A ANOVA revelou efeito condição principal significativo ( $F = 51,49$ ;  $p < 0,001$ ; Power = 0,95;  $\eta_p^2 = 0,50$ ) e efeito de interação ( $F = 6,34$ ;  $p = 0,015$ ; Power = 0,84;  $\eta_p^2 = 0,11$ ) para a variável rigidez lombar. Os contrastes pré-planejados elucidaram ainda mais essas descobertas. Tanto os corredores quanto os sedentários exibiram maior rigidez lombar na condição GD contraído em comparação à condição GD relaxado (sedentários:  $p = 0,002$ , ES = 0,82; corredores:  $p < 0,001$ , ES = 1,21). Ao comparar os dois grupos dentro de cada condição, os corredores demonstraram maior rigidez lombar do que os indivíduos sedentários na condição GD contraído ( $p = 0,017$ , ES = 0,54) (Figura 2).

### 2.6.2 Propriedades passivas do quadril

Os resultados da ANOVA indicaram efeito condição principal para posição de repouso do quadril ( $F = 20,30$ ;  $p < 0,001$ ; Power = 0,83;  $\eta_p^2 = 0,28$ ), torque passivo do quadril

( $F = 24,63$ ;  $p < 0,001$ ; Power = 0,90;  $\eta_p^2 = 0,32$ ) e rigidez passiva do quadril ( $F = 5,61$ ;  $p = 0,022$ ; Power = 0,83;  $\eta_p^2 = 0,1$ ). Esses achados sugerem que a contração do GD durante a extensão do ombro deslocou a posição de repouso da articulação do quadril para uma posição de maior rotação externa e aumentou o torque passivo e a rigidez passiva do quadril em comparação com a condição do GD relaxado. No entanto, não foram observadas diferenças significativas entre os grupos ou efeitos de interação para essas propriedades do quadril ( $p > 0,05$ ; Power  $> 0,80$ ). Para estatísticas e valores detalhados, consulte a Tabela 2.

## 2.7 Discussão

Os objetivos do presente estudo foram investigar se a contração do músculo GD em extensão de ombro foi capaz de modificar a rigidez lombar e as propriedades passivas do quadril contralateral em corredores e sedentários, e avaliar se a TFM foi mais pronunciada nos corredores. Os resultados demonstraram que a contração do GD causou alterações da rigidez lombar e das propriedades passivas do quadril, confirmando a ocorrência de TFM entre GD e GM contralateral *in vivo*, corroborando assim a primeira hipótese do estudo. Além disso, o grupo de corredores apresentou um aumento mais acentuado da rigidez lombar do que os sedentários durante a contração do GD. Entretanto, o mesmo não ocorreu em relação às propriedades passivas do quadril. Portanto, a segunda hipótese deste estudo foi parcialmente confirmada.

Os resultados do presente estudo demonstraram a ocorrência de TFM entre os músculos GD e GM contralateral, uma vez que a contração do GD foi suficiente para gerar mudanças na rigidez lombar, na posição de repouso e no torque e rigidez passivos do quadril. Essa TFM pode ter ocorrido via FTL, uma vez que as fibras desta fásia apresentam conexões aponeuróticas com os músculos GD e GM contralateral (Myers, 2009; Willard et al., 2012), elemento que possibilita a existência de uma comunicação fascial entre os dois músculos. Além disso, foi possível identificar que essa TFM ocorreu com ativação de GD de aproximadamente

16% em relação à contração voluntária máxima em ambos os grupos. Dessa forma, o presente estudo fornece evidências adicionais sobre a TFM entre GD e GM. Especificamente, foi possível replicar os resultados de Carvalhais et al. (2013) em uma amostra maior envolvendo sedentários e corredores e recrutando o GD durante a extensão de ombro, que é um movimento mais funcional, especialmente para corredores. Além disso, conseguimos identificar que a contração de GD foi capaz de aumentar a rigidez dos tecidos da região lombar, dado ainda não demonstrado na literatura para estudos *in vivo*. Além disso, os tamanhos de efeito para este resultado nas variáveis rigidez lombar, posição de repouso, torque e rigidez passivos do quadril foram de moderados a grandes, indicando que as mudanças encontradas nas análises foram clinicamente relevantes.

Os corredores avaliados apresentaram um aumento mais pronunciado da rigidez lombar após contração de GD quando comparados aos sedentários, conforme hipotetizado. O grupo de corredores apresentou maior carga na RM de GD quando comparados aos sedentários, e não houve diferença na porcentagem de ativação GD entre os grupos. Esses dados indicam que, mesmo não havendo diferença no recrutamento muscular, pelo fato de o GD dos corredores ter maior força e, possivelmente maior rigidez passiva (Bojsen-Møller et al., 2005; Leite et al., 2012; Santos et al., 2020), a força gerada por esse músculo foi em maior magnitude transmitida para os tecidos adjacentes da região lombar, aumentando a rigidez desses tecidos de forma mais pronunciada quando comparados aos indivíduos sedentários.

No que se refere aos efeitos não locais nos tecidos não-adjacentes (mudanças das propriedades passivas do quadril contralateral), a TFM não foi mais eficiente em corredores, uma vez que não houve diferença entre grupos ou efeito interação para essas variáveis. Como vias miofasciais mais rígidas podem favorecer uma TFM mais eficiente (Huijing et al., 2011; Huijing e Baan, 2003; Maas e Sandercock, 2010; Wilke et al., 2019; Yucesoy et al., 2005), uma possível explicação para esse resultado é o fato de a amostra de corredores avaliados não

possuírem maior torque passivo ou rigidez no quadril contralateral quando comparado aos sedentários. Esses resultados sugerem que apenas a prática de corrida, considerando o elevado tempo de experiência e o volume de treino da amostra avaliada, pode não ter sido suficiente para causar modificações mais pronunciadas nas propriedades dos tecidos que compõe a via TFM entre GD e GM nesses indivíduos. Estudos futuros poderão investigar se estímulos específicos para os músculos GD e GM, como, por exemplo, o treinamento resistido, podem melhorar a TFM nessa população.

A direção da TFM avaliada no presente estudo foi do GD para o quadril contralateral. Pontzer et al. (2009) demonstraram que, durante a corrida, o movimento da parte superior do tronco pode ser impulsionado pelo movimento das pernas e da pelve, sendo denominado balanço passivo. Em outras palavras, o movimento dos membros inferiores durante a corrida pode contribuir para uma maior transferência de força para membros superiores (Pontzer et al., 2009). Esses dados sugerem uma possível direção de transmissão de força do membro inferior para tronco e membros superiores. Dessa forma, é possível que o tensionamento do GM na FTL possa contribuir de forma mais significativa para a TFM entre GM e GD em corredores. Estudos futuros poderão investigar o efeito do tensionamento do GM na rigidez lombar e avaliar se a TFM no sentido do tensionamento do GM para o GD é maior em corredores quando comparados com sedentários.

Uma limitação do presente estudo foi a impossibilidade de monitorar a atividade EMG de paravertebrais no momento da avaliação da rigidez lombar, pois a força compressiva aplicada ao miothonômetro gerou interferência devido às movimentações do eletrodo neste músculo. Contudo, cabe ressaltar que a monitoração da atividade EMG de paravertebrais durante a avaliação das propriedades de quadril foi um controle adicional aos métodos usados em Carvalhais et al. (2013). Outro ponto a ser levantado é de que o uso do miothonômetro não permite avaliação da rigidez isolada da FTL, dessa forma, a rigidez lombar envolveu além da



FTL outros tecidos, como, por exemplo, a pele e o tecido subcutâneo. Outra ponderação é de que a avaliação do torque passivo do quadril com o isocinético é uma medida indireta da força transmitida decorrente da contração do GD (Carvalhais et al., 2013). Sendo assim, investigações futuras poderão fornecer medidas diretas da TFM entre GD e GM por meio, por exemplo, da elastografia por onda de cisalhamento ultrassônica.

Até onde sabemos, este é o primeiro estudo que investigou a TFM entre GD e GM em populações específicas, como corredores, e envolvendo uma medida da rigidez lombar. Nossos resultados reforçam as evidências *in vivo* de que o sistema fascial permite que o sistema musculoesquelético funcione de maneira integrada (Zügel et al., 2018), o que corrobora para evidências demonstradas anteriormente em outros segmentos corporais como pelve e gastrocnêmio medial (Cruz-Montecinos et al., 2015), sóleo e gastrocnêmio lateral (Finni et al., 2017), membros inferiores (Marinho et al., 2017), gastrocnêmio e isquiossurais (Wilke et al., 2020), músculos do quadríceps (Yanase et al., 2021).

## **2.8 Conclusão**

Os resultados do presente estudo demonstraram que a contração GD gerou um aumento da rigidez lombar, uma mudança da posição de repouso de quadril para rotação externa e um aumento da rigidez e torque passivos do quadril, tanto em corredores como em indivíduos sedentários, indicando a ocorrência de TFM do GD para o GM contralateral. Nos corredores, foi observado um efeito local mais pronunciado com um maior aumento da rigidez lombar. Porém, a TFM para tecidos não-adjacentes (propriedades de quadril contralateral) não foi mais eficiente em corredores quando comparados aos sedentários.

## **Declaração de conflito de interesses**

Os autores declaram que não têm interesses financeiros concorrentes ou relações pessoais conhecidas que possam ter influenciado o trabalho relatado neste artigo.

## Agradecimentos

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES - Código Financeiro 001), Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG - Processo APQ-00904-21) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq- Processo: 305285/2021- 1).

## Referências

- Araújo, V. L., Carvalhais, V.O. do C., Ocarino, J. M., Souza, T. R., Fonseca, S. T., 2012. Efeito dos exercícios de fortalecimento e alongamento sobre a rigidez tecidual passiva. *Fisioter. Mov.*, 25, 869–882.
- Araújo, V. L., Souza, T. R., Carvalhais, V. O. do C., Cruz, A. C., Fonseca, S. T., 2017. Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. *Clinical Biomechanics*, 44, 28–35.
- Barker, P. J., Briggs, C. A., Bogeski, G., 2004. Tensile Transmission Across the Lumbar Fasciae in Unembalmed Cadavers Effects of Tension to Various Muscular Attachments. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29, 129-138.
- Bartsch, K., Brandl, A., Weber, P., Wilke, J., Bensamoun, S. F., Bauermeister, W., Klingler, W., Schleip, R., 2023. Assessing reliability and validity of different stiffness measurement tools on a multi-layered phantom tissue model. *Scientific Reports*, 13, 815.
- Blackburn, J. T., Norcross, M. F., 2014. The effects of isometric and isotonic training on hamstring stiffness and anterior cruciate ligament loading mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24, 98–103.
- Bojsen-Møller, J., Peter Magnusson, S., Raundahl Rasmussen, L., Kjaer, M., Aagaard, P., Raundahl Ras-mussen, L., 2005. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J. Appl. Physiol.*, 99, 986–994.
- Brughelli, M., Cronin, J., 2008. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: Methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18, 417–426.
- Carvalhais, V. O. do C., Araújo, V. L. de, Souza, T. R., Gonçalves, G. G. P., Ocarino, J. de M., Fonseca, S. T., 2011. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Manual Therapy*, 16, 240–245.
- Carvalhais, V. O. do C., Ocarino, J. de M., Araújo, V. L., Souza, T. R., Silva, P. L. P., Fonseca, S. T., 2013. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. *Journal of Biomechanics*, 46, 1003–1007.
- Cohen, J., 1998. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed.). Routledge Academic.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., Holtz, J., 1998. *Atlas for Electrode Placement. Introduction to surface electromyography*, Aspen Publishers Inc. 1, 237–387.
- Cruz-Montecinos, C., González Blanche, A., López Sánchez, D., Cerda, M., Sanzana-Cuche, R., Cuesta-Vargas, A., 2015. In vivo relationship between pelvis motion and deep fascia

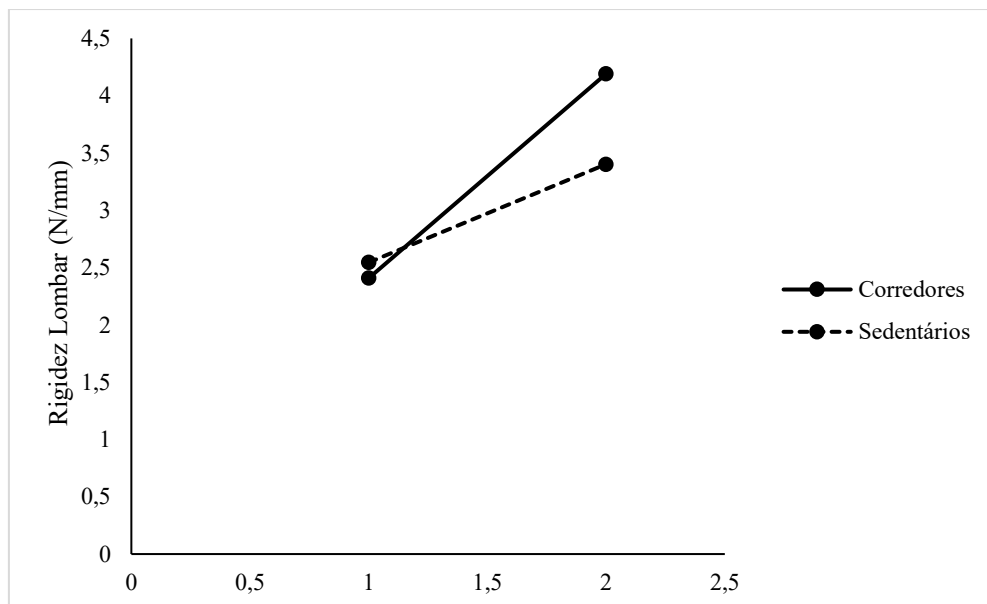
- displacement of the medial gastrocnemius: Anatomical and functional implications. *Journal of Anatomy*, 227, 665–672.
- Cruz, A., Fonseca, S. T., Araújo, V. L., Da Silva Carvalho, D., Barsante, L. D., Pinto, V. A., Souza, T. R., 2019. Pelvic drop changes due to proximal muscle strengthening depend on foot-ankle varus alignment. *Applied Bionics and Biomechanics*, e2019:2018059.
- Fede, C., Pirri, C., Fan, C., Petrelli, L., Guidolin, D., De Caro, R., Stecco, C., 2021. A closer look at the cellular and molecular components of the deep/muscular fasciae. *International Journal of Molecular Sciences*, 22, 1–13.
- Finni, T., Cronin, N. J., Mayfield, D., Lichtwark, G. A., Cresswell, A. G., 2017. Effects of muscle activation on shear between human soleus and gastrocnemius muscles. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 27, 26–34.
- Gervasi, M., Sisti, D., Amatori, S., Andrezza, M., Benelli, P., Sestili, P., Rocchi, M. B. L., Calavalle, A. R., 2017. Muscular viscoelastic characteristics of athletes participating in the European Master Indoor Athletics Championship. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 1739–1746.
- Hamner, S. R., Seth, A., Delp, S. L., 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43, 2709–2716.
- Harvill, L. M., 1991. Standard Error of Measurement. *Education Measurement Issues and Practice*, 10, 33-41.
- Huijing, P. A., 2003. Muscular Force Transmission Necessitates a Multilevel Integrative Approach to the Analysis of Function of Skeletal Muscle. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 31, 167-175.
- Huijing, P. A., Baan, G. C., 2003. Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. *J. Appl. Physiol.*, 94, 1092–1107.
- Huijing, P. A., Baan, G. C., 2008. Myofascial force transmission via extramuscular pathways occurs between antagonistic muscles. *Cells Tissues Organs*, 188, 400–414.
- Huijing, P. A., Yaman, A., Ozturk, C., Yucesoy, C. A., 2011. 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. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 33, 869–879.
- Jędrzejewski, G., Kasper-Jędrzejewska, M., Dolibog, P., Szyguła, R., Schleip, R., Halski, T., 2020. The Rolf Method of Structural Integration on Fascial Tissue Stiffness, Elasticity, and Superficial Blood Perfusion in Healthy Individuals: The Prospective, Interventional Study. *Frontiers in Physiology*, 11, e1062.
- Kjær, M., 2004. Role of Extracellular Matrix in Adaptation of Tendon and Skeletal Muscle to Mechanical Loading. *Physiological Review*, 84, 649–698.
- Koch, V., Wilke, J., 2022. Reliability of a New Indentometer Device for Measuring Myofascial Tissue Stiffness. *Journal of Clinical Medicine*, 11, e5194.
- Koo, T. K., Li, M. Y., 2016. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15, 155–163.
- Krause, F., Wilke, J., Vogt, L., Banzer, W., 2016. Intermuscular force transmission along myofascial chains: A systematic review. *Journal of Anatomy*, 228, 910–918.
- Kubo, K., Miyazaki, D., Yamada, K., Yata, H., Shimoju, S., Tsunoda, N., 2015. Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long-distance runners. *Journal of Biomechanics*, 48, 1937–1943.

- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., Dumas, F., 1997. Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. *Clinical Biomechanics*, 12, 508-515.
- Leite, D. X., Vieira, J. M. M., Carvalhais, V. O. C., Araújo, V. L., Silva, P. L. P., Fonseca, S. T., 2012. Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. *Rev. Bras. Fisioter.*, 16, 414-435.
- Maas, H., Sandercock, T. G., 2010. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *Journal of Biomedicine and Biotechnology*, 2010, e575672.
- Marinho, H. V. R., Amaral, G. M., Moreira, B. S., Santos, T. R. T., Magalhães, F. A., Souza, T. R., Fonseca, S. T., 2017. Myofascial force transmission in the lower limb: An in vivo experiment. *Journal of Biomechanics*, 63, 55-60.
- Miyamoto, N., Hirata, K., Inoue, K., Hashimoto, T., 2019. Muscle Stiffness of the Vastus Lateralis in Sprinters and Long-Distance Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51, 2080-2087.
- Myers, T. W., 2009. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. Elsevier Health Sciences.
- Nicola, T. L., Jewison, D. J., 2012. The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, 31, 187-201.
- Pontzer, H., Holloway IV, J. H., Raichlen, D. A., Lieberman, D. E., 2009. Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 212, 894.
- Purslow, P. P., 2010. Muscle fascia and force transmission. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14, 411-417.
- Redfern, M. S., Hughes Phd, R. E., Chaffin, D. B., 1993. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. *Clin. Biomech.*, 8, 44-48.
- Santos, R., Valamatos, M. J., Mil-Homens, P., Armada-Da-silva, P., 2020. The effect of strength training on vastus lateralis' stiffness: An ultrasound Quasi-static elastography study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17, 1-14.
- Smeulders, M. J. C., & Kreulen, M., 2007. Myofascial force transmission and tendon transfer for patients suffering from spastic paresis: A review and some new observations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 644-656.
- Stecco, A., Macchi, V., Stecco, C., Porzionato, A., Ann Day, J., Delmas, V., De Caro, R., 2009. Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 13, 53-62.
- Tian, M., Herbert, R. D., Hoang, P., Gandevia, S. C., Bilston, L. E., 2012. Myofascial force transmission between the human soleus and gastrocnemius muscles during passive knee motion. *Journal of Applied Physiology*, 113, 517-523.
- Weber, P., Graf, C., Klingler, W., Weber, N., Schleip, R., 2020. The feasibility and impact of instrument-assisted manual therapy (IAMT) for the lower back on the structural and functional properties of the lumbar area in female soccer players: A randomised, placebo-controlled pilot study design. *Pilot and Feasibility Studies*, 6.
- Wilke, J., Debelle, H., Tenberg, S., Dilley, A., Maganaris, C., 2020. Ankle Motion Is Associated With Soft Tissue Displacement in the Dorsal Thigh: An in vivo Investigation Suggesting Myofascial Force Transmission Across the Knee Joint. *Frontiers in Physiology*, 11, e180.
- Wilke, J., Vleeming, A., Wearing, S., 2019. Overuse injury: The result of pathologically altered myofascial force transmission? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 47, 230-236.

- Willard, F. H., Vleeming, A., Schuenke, M. D., Danneels, L., Schleip, R., 2012. The thoracolumbar fascia: Anatomy, function and clinical considerations. *Journal of Anatomy*, 221, 507–536.
- Winter, D.A., 1990. Anthropometry. In: Winter, D.A. (Ed.), *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley and Sons Inc., New York, 59–74
- Yanase, K., Yagi, M., Nakao, S., Motomura, Y., Umehara, J., Hirono, T., Komamura, T., Miyakoshi, K., Ibuki, S., Ichihashi, N., 2021. Epimuscular myofascial force transmission from biarticular rectus femoris elongation increases shear modulus of monoarticular quadriceps muscles. *Journal of Biomechanics*, 122, e110421.
- Yucesoy, C. A., Baan, G. C., Koopman, B. H. F. J. M., Grootenboer, H. J., Huijing, P. A., 2005. Pre-strained epimuscular connections cause muscular myofascial force transmission to affect properties of synergistic EHL and EDL muscles of the rat. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127, 819–828.
- Zügel, M., Maganaris, C. N., Wilke, J., Jurkat-Rott, K., Klingler, W., Wearing, S. C., Findley, T., Barbe, M. F., Steinacker, J. M., Vleeming, A., Bloch, W., Schleip, R., Hodges, P. W., 2018. Fascial tissue research in sports medicine: From molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: Consensus statement. *British Journal of Sports Medicine*, 52, 1497.



**Figura 1.** Condições de teste (A) GD relaxado, (B) GD contraído.



**Figura 2.** Valores das medidas de rigidez lombar de sedentários e corredores nas condições de teste: GD relaxado e GD contraído.

**Tabela 1.** Características gerais dos participantes do estudo apresentadas por média e desvio padrão (DP)

Grupos	Sedentários	Corredores	p valor
	(n = 27)	(n = 27)	
Idade	33,26 (7,39)	33,44 (7,12)	0,926
Peso (kg)	71,18 (13,71)	66,98 (9,69)	0,199
Altura (m)	1,68 (0,09)	1,69 (0,09)	0,562
Índice de massa corporal (kg/m <sup>2</sup> )	25,21 (3,63)	23,32 (2,07)	0,023
Amplitude de movimento de rotação passiva do quadril (°)	36,81 (9,29)	33,30 (8,01)	0,142
Distância semanal (km/semana)	-	39,7 (2,5)	-
Frequência de treinos (dias/semana)	-	3,89 (0,2)	-
Tempo de experiência (meses)	-	79 (15,58)	-
Pace (min/km)	-	5,11 (0,11)	-
RM (kg)	5,07 (1,94)	7,14 (1,81)	0,000
Porcentagem de ativação do GD	16,12 (6,19)	16,91 (6,01)	0,636

Kg: quilogramas; m: metros; kg/m<sup>2</sup>: quilograma por metro quadrado; km/semana: quilômetros por semana; dias/semana: dias por semana; min/km: minutos por quilômetro; RM: repetição máxima; GD: grande dorsal.

**Tabela 2.** Médias, desvios padrão (DP) das variáveis dependentes: rigidez lombar, posição de repouso do quadril, torque passivo do quadril, rigidez passiva do quadril para os indivíduos sedentários e corredores

Variáveis dependentes	Condições de teste			
	GD relaxado		GD contraído	
	Sedentários	Corredores	Sedentários	Corredores
	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)
Rigidez lombar	2,55 (0,93)	2,41 (0,81)	3,40 (1,14)	4,19 (1,71)
Posição de repouso	-7,2 (3,93)	-5,75 (3,45)	-8,19 (2,81)	-7,36 (3,06)
Torque passivo	2,71 (0,91)	2,53 (0,7)	2,97 (0,85)	3,04 (1,06)
Rigidez passiva	9,76 (3,18)	10,29 (2,91)	10,09 (3,28)	10,76 (3,3)

As médias e DP para rigidez lombar são mostrados em unidades de Newton por milímetro (N/mm).

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

Médias e DP das PR são mostrados em graus (°).

As médias e DP dos valores do torque passivo do quadril são mostrados em unidades de Newton-metro (Nm).

As médias e DP dos valores de rigidez passiva do quadril são mostrados em unidades de Newton-metro por radiano (Nm/rad).



### Material Suplementar

Coefficiente de correlação intraclasse (CCI<sub>2,3</sub>) das variáveis dependentes: rigidez lombar, posição de repouso do quadril (PR), torque passivo do quadril, rigidez passiva do quadril nas duas condições de teste.

Variáveis dependentes	Condições de teste	
	GD relaxado	GD contraído
	CCI	CCI
Rigidez lombar	0,81	0,85
PR	0,87	0,85
Torque passivo	0,95	0,92
Rigidez passiva	0,95	0,91

### 3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo investigou o efeito da contração do músculo GD nas modificações da rigidez lombar e das propriedades passivas do quadril contralateral (posição de repouso, torque e rigidez passivos) em indivíduos corredores e sedentários. Uma mudança nas propriedades passivas do quadril contralateral evidenciaria a ocorrência de TFM entre GD e GM *in vivo*. Além disso, este estudo investigou se a TFM entre GD e GM foi maior em corredores do que quando comparados com sedentários.

Os resultados deste estudo demonstraram que a contração do músculo GD na posição de extensão de ombro foi capaz de modificar a rigidez lombar e as propriedades passivas do quadril contralateral nos indivíduos da amostra. As análises deste estudo também demonstraram que os corredores apresentaram um aumento mais pronunciado da rigidez lombar durante a contração do GD, apesar de a TFM não ter sido maior nestes indivíduos quando comparados com sedentários.

Os achados deste estudo vão de acordo com evidências anteriores *in vivo* que indicaram a ocorrência de TFM entre os músculos GD e GM (Carvalhais *et al.*, 2013). Além disso, os resultados corroboram para evidências *in vivo* de que o sistema fascial possibilita com que o sistema musculoesquelético funcione de maneira integrada (Zügel *et al.*, 2018). Até onde sabemos, este é o primeiro estudo que identificou que a contração do grande dorsal foi capaz de aumentar a rigidez dos tecidos da região lombar *in vivo* e que investigou a TFM entre GD e GM em populações específicas, como corredores e sedentários.

A demonstração da ocorrência da TFM em corredores como demonstrada por este estudo é importante, uma vez que essa transferência de força pode auxiliar em uma melhor estabilidade da região lombar durante a corrida, além de viabilizar o aproveitamento de energia elástica entre membros superiores e inferiores.

## REFERÊNCIAS

- ADSTRUM, S. *et al.* Defining the fascial system. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 21, n. 1, p. 173–177, 1 jan. 2017.
- AGRESTA, C. *et al.* The effect of unilateral arm swing motion on lower extremity running mechanics associated with injury risk. **Sports Biomechanics**, v. 17, n. 2, p. 206–215, 3 abr. 2018.
- ARAÚJO, V. L. *et al.* Efeito dos exercícios de fortalecimento e alongamento sobre a rigidez tecidual passiva. **Fisioterapia em Movimento**, v. 25, n. 4, p. 869–882, 2012.
- ARELLANO, C. J.; KRAM, R. The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 7, p. 1291–1295, 29 abr. 2011.
- 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, 15 jan. 2004.
- BLACKBURN, J. T.; NORCROSS, M. F. The effects of isometric and isotonic training on hamstring stiffness and anterior cruciate ligament loading mechanisms. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 1, p. 98–103, fev. 2014.
- BOJSEN-MØLLER, J. *et al.* Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 33, p. 986–994, set. 2005.
- BRUGHELLI, M.; CRONIN, J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: Methodology and implications. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 18, n. 4, p. 417–426, 2008.
- CARVALHAIS, V. O. DO C. *et al.* Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 5, p. 1003–1007, 15 mar. 2013.
- CHLEBOUN, G.S. *et al.* The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 12, n. 6, p. 383-392, 1997.
- CRUZ-MONTECINOS, C. *et al.* In vivo relationship between pelvis motion and deep fascia displacement of the medial gastrocnemius: Anatomical and functional implications. **Journal of Anatomy**, v. 227, n. 5, p. 665–672, 1 nov. 2015.
- DEDIEU, P.; ZANONE, P. G. Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. **Human Movement Science**, v. 31, n. 3, p. 660–671, jun. 2012.
- FEDE, C. *et al.* A closer look at the cellular and molecular components of the deep/muscular fasciae. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 22, n. 3, p. 1411, 1 fev. 2021.
- FINDLEY, T.; CHAUDHRY, H.; DHAR, S. Transmission of muscle force to fascia during exercise. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 19, n. 1, p. 119–123, 1 jan. 2015.
- GERVASI, M. *et al.* Muscular viscoelastic characteristics of athletes participating in the European Master Indoor Athletics Championship. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 8, p. 1739–1746, 1 ago. 2017.

- HAMNER, S. R.; SETH, A.; DELP, S. L. Muscle contributions to propulsion and support during running. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 14, p. 2709–2716, 19 out. 2010.
- HUIJING, P. A. Muscular Force Transmission Necessitates a Multilevel Integrative Approach to the Analysis of Function of Skeletal Muscle. **Exercise Sport Sciences Reviews**, v. 31, n. 3, p. 167-175, out. 2003.
- HUIJING, P. A. *et al.* 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. **Surgical and Radiologic Anatomy**, v. 33, n. 10, p. 869–879, dez. 2011.
- HUIJING, P. A.; BAAN, G. C. Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 3, p. 1092–1107, mar. 2003.
- HUIJING, P. A.; BAAN, G. C. Myofascial force transmission via extramuscular pathways occurs between antagonistic muscles. **Cells Tissues Organs**, v. 188, n. 4, p. 400–414, out. 2008.
- KJÆR, M. Role of Extracellular Matrix in Adaptation of Tendon and Skeletal Muscle to Mechanical Loading. **Physiological Reviews**, v. 84, n. 2, p. 649-698, abr. 2004.
- KOVANEN, V., SUOMINEN, H., HEIKKINEN, E. Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. **Journal of Biomechanics**, v. 17, n. 10, p. 725–735, 1984.
- KUBO, K. *et al.* Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. **Journal of Biomechanics**, v.48, n. 10, p. 1937-1943, jul. 2015.
- KRAUSE, F. *et al.* Intermuscular force transmission along myofascial chains: A systematic review. **Journal of Anatomy**, v. 228, n. 6, p. 910-918, jun. 2016.
- LORAM, I. D., MAGNARIS, C. N. & LAKIE, M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. **The Journal of Physiology**, v. 584, n. 2, p. 661–675, 2007.
- MAAS, H.; SANDERCOCK, T. G. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. **Journal of Biomedicine and Biotechnology**, 15 abr. 2010.
- MARINHO, H. V. R. *et al.* Myofascial force transmission in the lower limb: An in vivo experiment. **Journal of Biomechanics**, v. 63, p. 55–60, 3 out. 2017.
- MARPALLI, S. *et al.* The morphological and microscopical characteristics of posterior layer of human thoracolumbar fascia; A potential source of low back pain. **Morphologie**, v. 105, n. 351, p. 308–315, 1 dez. 2021.
- MIYAMOTO, N. *et al.* Muscle Stiffness of the Vastus Lateralis in Sprinters and Long-Distance Runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 51, n. 10, p. 2080-2087, out. 2019.
- MYERS, T.W. The Functional Lines. *In*: MYERS T.W. **Anatomy Trains**. New York: Churchill Livingstone, 2001. cap. 8, p. 182-190.
- NICOLA, T. L.; JEWISON, D. J. The Anatomy and Biomechanics of Running. **Clinics in Sports Medicine**, v. 31, n. 2, p. 187-201, abr. 2012.
- PEARSON, A. M. Muscle growth and exercise. **Critical Reviews in Food Science and Nutrition**, v. 29, n. 3, p. 167–196, 1990.

- PONTZER, H. *et al.* Control and function of arm swing in human walking and running. **Journal of Experimental Biology**, v. 212, n. 4, p. 523-534, 15 mar. 2009.
- PURSLOW, P. P. Muscle fascia and force transmission. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 14, n. 4, p. 411–417, out. 2010.
- RYAN, E. D. *et al.* Passive properties of the muscle-tendon unit: The influence of muscle cross-sectional area. **Muscle & Nerve**, v. 39, n. 2, p. 227–229, 2009.
- SANTOS, R. *et al.* The effect of strength training on vastus lateralis' stiffness: An ultrasound Quasi-static elastography study. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 12, p. 1–14, 2 jun. 2020.
- SCHLEIP, R. *et al.* **Fascia: The Tensional Network of the Human Body**. 1 ed. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, v. 1, 2012.
- SMEULDERS, M. J. C.; KREULEN, M. Myofascial force transmission and tendon transfer for patients suffering from spastic paresis: A review and some new observations. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, n. 6, p. 644–656, dez. 2007.
- STECCO, A. *et al.* Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 13, n. 1, p. 53–62, jan. 2009.
- TIAN, M. *et al.* Myofascial force transmission between the human soleus and gastrocnemius muscles during passive knee motion. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 4, p. 517–523, 15 ago. 2012.
- WILKE, J. *et al.* Ankle Motion Is Associated With Soft Tissue Displacement in the Dorsal Thigh: An in vivo Investigation Suggesting Myofascial Force Transmission Across the Knee Joint. **Frontiers in Physiology**, v. 11, 6 mar. 2020.
- WILKE, J.; VLEEMING, A.; WEARING, S. Overuse injury: The result of pathologically altered myofascial force transmission? **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 47, n. 4, p. 230–236, 1 out. 2019.
- WILLARD, F. H. *et al.* The thoracolumbar fascia: Anatomy, function and clinical considerations. **Journal of Anatomy**, v. 221, n. 6, p. 507-536, dez. 2012.
- YANASE, K. *et al.* Epimuscular myofascial force transmission from biarticular rectus femoris elongation increases shear modulus of monoarticular quadriceps muscles. **Journal of Biomechanics**, v. 122, 9 jun. 2021.
- YUCESOY, C. A. *et al.* Pre-strained epimuscular connections cause muscular myofascial force transmission to affect properties of synergistic EHL and EDL muscles of the rat. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 127, n. 5, p. 819–828, out. 2005.
- ZÜGEL, M. *et al.* Fascial tissue research in sports medicine: From molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: Consensus statement. **British Journal of Sports Medicine**, v. 52, n. 23, p. 1497, 1 dez. 2018.

## ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

#### CARTA CONVITE

**Título do Estudo:** Transmissão de força miofascial entre músculo grande dorsal e glúteo máximo via fáscia toracolombar: Investigando fatores relacionados

**Investigadores responsáveis:** Profa Juliana Ocarino e Pós-graduandas: Bárbara Alice Junqueira, Paola de Figueiredo Caldeira e Paula Soares Procópio.

Muito obrigada 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 quadril, chamado músculo glúteo máximo. Essa pesquisa nos ajudará a entender como se dá a transferência de força entre esses músculos e a possível relação com o sexo, nível de atividade, rigidez e presença de patologias como a lombalgia.

**Procedimentos:** Todas as medidas serão realizadas no Laboratório de Performance Humana da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG). Inicialmente, você irá responder a um questionário para medirmos o seu nível de atividade física e, se você for do grupo com dor lombar, você irá responder a um questionário sobre sua dor na coluna. Depois, nós iremos medir o seu peso, altura, comprimento da sua perna e do seu pé e a quantidade de movimento do seu quadril. Em seguida, vamos medir a resistência passiva dos músculos e fáscia do tronco utilizando um aparelho portátil em duas posições, primeiro com você deitado de barriga para baixo em uma maca e depois sentado com o braço apoiado. O aparelho utilizado será posicionado sobre a região do seu tronco. Logo após, colocaremos eletrodos superficiais 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 que irá mover a sua perna e, consequentemente, 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 duas diferentes condições: 1) Com os seus braços ao lado do corpo; 2) Elevando o seu braço dominante apontando o cotovelo para o teto. A quantidade de força a ser realizada na condição 2 corresponderá a 10% da carga máxima que você é capaz de levantar nessa posição. O teste dessa força máxima será realizado antes dessa condição. Para finalizar você realizará um teste de força máxima fazendo força para girar o quadril para fora. 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 a 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. Informamos que os pesquisadores do projeto irão oferecer apoio de forma gratuita e pelo tempo que for necessário caso ocorra algum dano a sua integridade física ou mental decorrente de sua participação no projeto.

**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. Se você for do grupo com lombalgia e estiver com dor no dia de sua participação no estudo, após as avaliações nós iremos te dar orientações de manejo da dor como, por exemplo, aplicação de gelo para alívio dos sintomas.

**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:** Informamos que você não será remunerado por sua participação na pesquisa. 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 os pesquisadores responsáveis pelo projeto ou ainda no comitê de ética da universidade (COEP), através dos seguintes contatos:

- Profa Juliana Ocarino – telefone (31) 34097409; Email: [jocarino@ufmg.br](mailto:jocarino@ufmg.br) Avenida Antônio Carlos 6627, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Sala 3123, 3º andar.

- Barbara Junqueira Murta – telefone (31) 999572128, email: [barbaraalicemurta@gmail.com](mailto:barbaraalicemurta@gmail.com)

- Paola de Figueiredo Caldeira - telefone (31) 982981936, email: [paolacaldeira17@gmail.com](mailto:paolacaldeira17@gmail.com)

- Paula Procópio - telefone (31) 999249867; email: [panlaprocopio6@gmail.com](mailto:panlaprocopio6@gmail.com)

- 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](mailto:coep@prpq.ufmg.br)

**Local:** Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG) – Laboratório de Performance Humana. Os dados serão armazenados pelo pesquisador principal (Profa Juliana Ocarino) por um período de 5 anos.

Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo. Você receberá uma via deste termo de consentimento livre e esclarecido assinado por você e pelo pesquisador e rubricado por ambos em todas as páginas.

#### **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    Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

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

## ANEXO B – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DA EMENDA

**Título da Pesquisa:** Transmissão de força miofascial entre os músculos grande dorsal e glúteo máximo via fáscia toracolombar: investigando fatores relacionados

**Pesquisador:** Juliana de Melo Ocarino

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 45335321.2.0000.5149

**Instituição Proponente:** Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 5.809.541

#### Apresentação do Projeto:

A emenda apresentada visa mudanças propostas no estudo que se referem, especificamente, à execução do tensionamento ativo do Grande Dorsal em extensão do ombro, na avaliação da rigidez da Fáscia Toracolombar e de Grande Dorsal e na inclusão da avaliação da força de rotadores externos do quadril. Além disso, o projeto de pesquisa contará com mais uma investigadora responsável, a qual foi incluído o nome no TCLE (Anexo I). Essa emenda se tornou necessária após discussões teóricas que surgiram da análise de dados de um piloto, no qual identificamos a necessidade de modificar o tensionamento realizado, com objetivo de tentar promover uma mudança mais expressiva nas propriedades passivas do quadril.

#### Objetivo da Pesquisa:

Segundo as(os) autoras(es) da pesquisa:

**Objetivo Primário:** Objetivo geral da presente proposta é investigar a transmissão de força entre os músculos grande dorsal e glúteo máximo em indivíduos com e sem lombalgia.

**Objetivo Secundário:** Os objetivos específicos serão investigar fatores relacionados com a eficiência da transmissão de força entre esses dois músculos, como nível de rigidez, sexo e nível de atividade física.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os autores:

**Endereço:** Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 - 2º. Andar - Sala 2005 - Campus Pampulha  
**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901  
**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE  
**Telefone:** (31)3409-4592 **E-mail:** coep@orpq.ufmg.br



Continuação do Parecer: 5.809.541

**Riscos:** A participação do voluntário no estudo oferece riscos mínimos à 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:** Primeiramente, 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. Além disso, caso o participante se apresente com dor nós iremos passar orientações básicas para controle de sintomas como uso de gelo no local dos sintomas.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Pesquisa relevante para a área de conhecimento, conta com financiamento próprio e não possui instituição co-participante.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

As mudanças propostas nessa emenda se referem, especificamente, à execução do tensionamento ativo do Grande Dorsal em extensão do ombro, na avaliação da rigidez da Fáscia Toracolombar e de Grande Dorsal e na inclusão da avaliação da força de rotadores externos do quadril. Além disso, o projeto de pesquisa inclui mais uma investigadora responsável, a qual foi incluído o nome no TCLE. TCLE devidamente apresentado, discriminando em vermelho as alterações.

**Recomendações:**

Não se aplica, todas as solicitações de adequação foram atendidas pelo pesquisador.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

SMJ, somos favoráveis a aprovação da emenda. Todas as solicitações foram devidamente atendidas pelo pesquisador.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º Andar 2ª Sala 2005 2 Campus Pampulha  
Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901  
UF: MG Município: BELO HORIZONTE  
Telefone: (31)3409-4592 E-mail: coep@prpq.ufmg.br

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
MINAS GERAIS**



Continuação do Parecer: 5.809.541

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_2026293_E1.pdf	29/09/2022 10:02:42		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_Atualizado.docx	29/09/2022 09:59:06	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Outros	EMENDA.docx	29/09/2022 09:53:39	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Declaração de concordância	Termo.pdf	29/08/2021 10:29:49	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Outros	Carta_Resposta.pdf	29/08/2021 10:28:38	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Solicitação Assinada pelo Pesquisador Responsável	Solicitacao_Recepcao_Documental.pdf	07/04/2021 10:25:52	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Outros	ParecerCamara.pdf	06/04/2021 16:39:17	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Folha de Rosto	FolhadeRosto.pdf	06/04/2021 16:39:01	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.docx	01/04/2021 13:59:44	Juliana de Melo Ocarino	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

BELO HORIZONTE, 12 de Dezembro de 2022

\_\_\_\_\_  
**Assinado por:**  
**Corinne Davis Rodrigues**  
**(Coordenador(a))**

**Endereço:** Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 - 2º Andar - Sala 2005 - Campus Pampulha  
**Bairro:** Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901  
**UF:** MG **Município:** BELO HORIZONTE  
**Telefone:** (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

## **APÊNDICE – Mini currículo (2021 - 2023)**

### **FINANCIAMENTO**

1. Bolsa de mestrado da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES). Período: outubro de 2021 – outubro de 2023.

### **EXPERIÊNCIA DOCENTE**

1. Enquadramento funcional: professora convidada. Aula teórico/prática ministrada para os alunos da Faculdade UNA, Sete Lagoas, no Laboratório de Performance Humana da Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG. Título: Dinamômetro Isocinético e suas aplicações. 2023.
2. Enquadramento funcional: professora convidada. Avaliação das provas práticas finais dos alunos do 6º período na disciplina de Musculoesquelética II (Ortopedia) da Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG. 2022 e 2023.
3. Enquadramento funcional: Iniciação à Docência 2. Disciplina: Terapia Manual. Instituição: Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG. Duração: agosto a dezembro de 2022.
4. Enquadramento funcional: Iniciação à Docência 1. Disciplina: Eletrotermofototerapia. Instituição: Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG. Duração: agosto a dezembro de 2021.

### **FORMAÇÃO COMPLEMENTAR**

1. Curso de Prática Baseada em Evidências Avançado – Léo Costa: Prática Baseada em Evidências (em andamento). Carga horária: 16 horas. 2023.
2. Capacitação em Escrita Acadêmica Científica – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Carga horária: 15 horas. 2023.
3. Curso Online de Análise Estatística e SPSS – Léo Costa: Prática Baseada em Evidências. Carga horária: 8 horas. 2023.

### **APRESENTAÇÃO DE TRABALHO EM EVENTOS CIENTÍFICOS**

1. Alves, L.E.M.; Bittencourt, N.F.N.; Caldeira, P.F.; Kaschel, G.; Almeida, R.J.R.T.; Silva, R.P; Mendonça, L.M. Caracterização do Perfil de Lesões de Membro Inferior sem Contato em Atletas de Futebol das Categorias de Base de um Clube Profissional

- Brasileiro, IX Congresso Internacional da Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva e da Atividade Física (SONAFE). 2023.
2. Murta, B.A.J.; Caldeira, P.F.; Procópio, P.R.S.; Pinto, R.Z.A.; Resende, R.A.; Ocarino, J.M. Transmissão de Força Miofascial entre Grande Dorsal, Fáscia Toracolombar e Glúteo Máximo: novas evidências para a compreensão desse fenômeno, I Fórum Discente da Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-graduação – Fisioterapia (ABRAPG-Ft). 2023.
  3. Rodrigues, S.I.R.; Murta, B.A.J.; Caldeira, P.F.; Procópio, P.R.S.; Araújo, P.A.; Pinto, R.Z.A.; Resende, R.A.; Fonseca, S.T.; Carvalhais, V.O.C.; Ocarino, J.M. Avaliação do Efeito do Tensionamento Ativo do Grande Dorsal sobre a Rigidez Lombar: um estudo piloto, XXXI Semana de Iniciação Científica. 2022.
  4. Rodrigues, S.I.R.; Correa, R.V.A.; Verhagen, E.; Caldeira, P.F.; Resende, R.A.; Ocarino, J.M. Desempenho em Testes Funcionais e de Campo, Cinesiofobia e Função do Joelho em Atletas de Futebol Psicologicamente Aptos e Não Aptos para Retornar ao Esporte, XXIV Congresso Brasileiro de Fisioterapia (COBRAAF). 2022.
  5. Caldeira, P.F.; Correa, R.V.A.; Verhagen, E.; Resende, R.A.; Ocarino, J.M. Associação entre Performance e Testes Funcionais e de Campo e Fatores Psicológicos em Atletas de Futebol Após Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior, XXX Semana de Iniciação Científica. 2021.
  6. Bittencourt, N.F.N.; Silva, R.P.; Caldeira, P.F.; Zuin, A.L.; Serio, D.B.C.; Silva, P.M.; Mendonça, L.M. Hip Extensor Weakness is Associated with Lower Limb Muscle Strain in Male Elite Volleyball Athletes, IOC World Conference on Prevention of Injury & Illness in Sport 2021, Mônaco. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2021-IOC.307>
  1. Bittencourt, N.F.N.; Silva, R.P.; Caldeira, P.F.; Almeida, R.J.R.T; Ottoni, J.J.; Magliocca, G.D.; Mendonça, L.M. Risk Management Through an Assertive Preseason Assessment, IOC World Conference on Prevention of Injury & Illness in Sport 2021, Mônaco. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2021-IOC.232>

## **ORIENTAÇÕES E SUPERVISÕES CONCLUÍDAS**

1. Monografia Especialização em Pós-graduação em Fisioterapia Esportiva - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Guilherme Alves Barcelos. Título: Implementação de Exercícios Proprioceptivos para Prevenção de Entorse de Tornozelo em Atletas de Basquete: revisão de literatura. 2022.

2. Monografia Especialização em Pós-graduação em Fisioterapia Esportiva - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Natália Helen Ávila de Oliveira Lino. Título: Análise das Propriedades das Raquetes de Tênis nas Lesões Musculoesqueléticas em Jogadores de Tênis: revisão de literatura. 2022.

### **PARTICIPAÇÃO EM BANCA EXAMINADORA**

1. Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização. Danrley Raphael Alves. Monografia Especialização em Pós-graduação em Fisioterapia Esportiva - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Título: Prevalência de Lesões em Atletas de Futevôlei: revisão narrativa da literatura. 2022.
2. Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização. Dayara Arriel Lopes. Monografia Especialização em Pós-graduação em Fisioterapia Esportiva - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Título: Principais Critérios de Retorno ao Esporte Após Cirurgia de Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior: revisão narrativa. 2022.
3. Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização. Fernando Francisco de Assis. Monografia Especialização em Pós-graduação em Fisioterapia Esportiva - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Título: Epidemiologia de Lesões no Futebol Americano: revisão de Literatura. 2022.
4. Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização. Gabriel Tropic Granja Guerra. Monografia Especialização em Pós-graduação em Fisioterapia Esportiva - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Título: Diferenças entre Lesões no Voleibol Amador e Profissional. 2022.

### **PARTICIPAÇÃO EM EVENTOS CIENTÍFICOS**

1. III Online World Fascia Congress. 2023.
2. Simpósio Internacional Online em Ciências da Reabilitação. 2021.
3. V Congresso Online do Portal Físio em Ortopedia. 2021.