

Paula Renata Soares Procópio

**TRANSMISSÃO DE FORÇA MIOFASCIAL ENTRE GRANDE DORSAL E GLÚTEO
MÁXIMO CONTRALATERAL ENTRE INDIVÍDUOS COM E SEM LOMBALGIA
CRÔNICA**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2023

Paula Renata Soares Procópio

**TRANSMISSÃO DE FORÇA MIOFASCIAL ENTRE GRANDE DORSAL E GLÚTEO
MÁXIMO CONTRALATERAL ENTRE INDIVÍDUOS COM E SEM LOMBALGIA
CRÔNICA**

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. Rafael Zambelli de Almeida Pinto

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2023

P963t Procópio, Paula Renata Soares
2023 Transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo contralateral entre indivíduos com e sem lombalgia crônica. [manuscrito] / Paula Renata Soares Procópio – 2023.
49 f.: il.

Orientadora: Juliana de Melo Ocarino
Coorientador: Rafael Zambelli de Almeida Pinto

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

Bibliografia: f. 26-29

1. Músculos – Teses. 2. Fisioterapia esportiva – Teses. 3. Lombalgia – Teses. 4. Dor lombar – Teses. I. Ocarino, Juliana de Melo. II. Pinto, Rafael Zambelli de Almeida. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 615.8:796

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB-6: n° 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA PAULA RENATA SOARES PROCÓPIO

Realizou-se, no dia 13 de dezembro de 2023, às 08:30 horas, de forma Online, via Zoom, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *Transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo contralateral via fáscia toracolombar em indivíduos com e sem lombalgia crônica*, apresentada por PAULA RENATA SOARES PROCÓPIO, número de registro 2020721397, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Juliana de Melo Ocarino - Orientador (UFMG), Prof(a). Gilmar Moraes Santos (Universidade do Estado de Santa Catarina), Prof(a). Renan Alves Resende (UFMG).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 13 de dezembro de 2023.


Prof(a). Juliana de Melo Ocarino (Doutora)

Prof(a). Gilmar Moraes Santos (Doutor)

Documento assinado digitalmente
GILMAR MORAES SANTOS
Data: 13/12/2023 13:03:19-0908
Verifique em <https://validar.dig.br>

Prof(a). Renan Alves Resende (Doutor)

Renan Alves
Resende:0769
3033661
Digitally signed by
Renan Alves
Resende:07693033661
Date: 2023.12.14
14:23:19 +01'00'



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




FOLHA DE APROVAÇÃO

Transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo contralateral via fásia toracolombar em indivíduos com e sem lombalgia crônica

PAULA RENATA SOARES PROCÓPIO

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 13 de dezembro de 2023, pela banca constituída pelos membros:


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

Documento assinado digitalmente
GILMAR MORAES SANTOS
Data: 13/12/2023 13:09:39-0300
Verifique em <https://validar.ufmg.br>

Prof(a). Gilmar Moraes Santos
Universidade do Estado de Santa Catarina

Prof(a). Renan Alves Resende
UFMG

Renan Alves
Resende:07693033661

Digitally signed by
Renan Alves
Resende:07693033661
Date: 2023.12.14
14:24:27 +01'00'

Belo Horizonte, 13 de dezembro de 2023.

AGRADECIMENTOS

Ingressar no mestrado e na área acadêmica se tornaram sonhos meus há pouco tempo, 5 anos atrás. Nunca imaginaria que perseguiria esse sonho, até pelo medo de falar em público e me expor, mas algo estava me levando para essa área, passando por cima desses meus medos. Hoje sou bastante grata e feliz por isso. Sinto que é onde pertencço.

Nunca imaginei que esses 3 anos de mestrado fossem ser tão intensos. As disciplinas foram esclarecedoras e ricas e o ambiente de pesquisa, que antes era tão distante, virou minha rotina diária por meses. As experiências dentro da área de pesquisa são abundantes e enriquecedoras, embora em muitos momentos você ache que não vai dar conta. Os desafios são reais, tanto na área acadêmica, quanto na área pessoal. Esse ano, especialmente, os desafios foram brutais, a perda de entes queridos tornou os processos mais difíceis, mas, ao mesmo tempo, me deu força para concluir esse trabalho em homenagem a eles, pois sei que teriam orgulho de mim e sempre torceram por minha vitória. Esse trabalho eu dedico a minha avó, Maria Terezinha, e aos meus dois cachorros, Pingo e Pipoca, meus anjinhos.

Gostaria de agradecer a Deus e aos meus guias espirituais. Não tenho dúvida alguma que eles estiveram ao meu lado não só nesse momento, mas em toda a minha vida, e me abriram oportunidades e me deram forças para concluir esse trabalho.

Agradeço a minha orientadora, Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino, por todos os ensinamentos e pela imensa paciência comigo. Sempre a admirei, desde a época de graduação, e é uma honra para mim ser orientada por uma pessoa e uma profissional tão maravilhosas! Agradeço ao meu coorientador, Prof. Dr. Rafael Zambelli de Almeida Pinto. Obrigada pelos ensinamentos e pelos auxílios durante a minha pesquisa.

Agradeço aos meus pais por sempre terem acreditado no poder transformador da Educação. Não mediram esforços para darem a mim e a meu irmão condições e meios para estudar, embora tenham se sacrificado para isso. Vocês têm meu eterno amor e minha eterna gratidão, pois tudo que vocês fizeram e fazem até hoje, me tornaram uma pessoa mais consciente e melhor. Amo vocês!

Agradeço ao meu namorado, Gustavo, por todo apoio, ajuda, pela torcida e, principalmente, pela paciência durante minhas crises de ansiedade e meus momentos de desespero. Você me deu e me dá forças para ultrapassar qualquer obstáculo e sempre está ao meu lado, tanto nos momentos ruins, quanto nos alegres. Você é meu grande companheiro e amor! Gostaria de agradecer a minha família e meus amigos pelo apoio e pela torcida! A vida não teria graça sem vocês.

Agradeço imensamente à Bárbara e à Paola, minhas companheiras nesses últimos 3 anos. Contar com o apoio, a ajuda (imensa) e as conversas de vocês foi essencial nesse processo. Serei eternamente grata a vocês duas e admiro muito a força, a inteligência e o profissionalismo de vocês! Aos alunos da iniciação científica, Humberto, Isabelle, Luiza, Samá, Ana Carolina, Richelle, Carolina pelo apoio nas coletas. Agradecimentos ao Délcio, nosso super-homem dos laboratórios, à Priscila, pelas rotinas sensacionais, a todo o departamento de Fisioterapia e à Viviane Otoni do Carmo Carvalhais, que, com seu estudo, permitiu a ampliação de novas análises.

Agradecimento especial aos voluntários dessa pesquisa, que separaram uma parte preciosa do tempo deles para participarem desse projeto, fazerem os testes e contribuírem para a área acadêmica e de pesquisa do país. Vocês são essenciais!

E, finalmente, agradeço às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPEMIG por permitirem que o presente estudo fosse desenvolvido.

RESUMO

A fásia toracolombar (FTL) desempenha papel importante na estabilização lombar e é considerada meio de transmissão de força miofascial (TFM). A lâmina superficial dessa fásia se conecta aos músculos grande dorsal (GD) e glúteo máximo (GM), viabilizando a transmissão de força oblíqua entre tronco e membros inferiores. A lombalgia crônica pode modificar as propriedades mecânicas da FTL, podendo reduzir a eficiência da TFM. O objetivo desse estudo foi investigar se existe diferença na transmissão de força miofascial entre GD e GM contralateral em indivíduos com e sem lombalgia crônica. Quarenta e oito indivíduos divididos em grupo lombalgia e grupo controle participaram do estudo. Foram avaliadas variáveis de rigidez lombar, com aplicação de miotonômetro digital não invasivo, e das propriedades passivas de quadril (posição de repouso, torque e rigidez de quadril) por meio do 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 de interesse. Na presença de efeito interação, contrastes pré-planejados foram utilizados para investigar a direção das interações. A contração do GD aumentou a rigidez lombar em ambos os grupos ($p < 0.001$), porém houve mudança da posição de repouso e aumento do torque passivo somente no grupo controle ($p < 0.001$). Além disso, a contração de GD aumentou a rigidez passiva de quadril em ambos os grupos, sendo que o quadril do grupo lombalgia crônica já apresentava maior rigidez do que o grupo controle mesmo na condição de GD relaxado. O presente estudo identificou que a TFM entre GD e GM contralateral via FTL está reduzida em indivíduos com lombalgia crônica.

Palavras-chave: Transmissão de Força Miofascial. Fásia Toracolombar. Lombalgia Crônica. Grande Dorsal. Glúteo Máximo. Rigidez Lombar. Posição de Repouso. Torque Passivo. Rigidez Passiva.

ABSTRACT

The thoracolumbar fascia (TLF) plays an important role in lumbar stabilization and is considered a path of transmitting myofascial force. The superficial layer of this fascia connects to the latissimus dorsi (LD) and gluteus maximus (GM) muscles, enabling the transmission of oblique force between the trunk and lower limbs. Chronic low back pain can modify the mechanical properties of the TLF, which can reduce the efficiency of the myofascial force transmission. The objective of this study was to investigate whether there is a difference in the myofascial force transmission between LD and contralateral GM between individuals with and without chronic low back pain. Forty-eight individuals divided into a low back pain group and a control group participated in the study. Lumbar stiffness variables were evaluated, using a non-invasive digital myotonometer, and passive hip properties (resting position, torque and hip stiffness) were evaluated using an isokinetic dynamometer in two test conditions: relaxed LD and contracted LD. Mixed analysis of variance was used to evaluate the main and interaction effects for the variables of interest. In the presence of an interaction effect, pre-planned contrasts were used to investigate the direction of the interactions. LD contraction increased lumbar stiffness in both groups ($p < 0.001$), but there was a change in the resting position towards a more lateral rotation of the hip and an increase in passive torque only in the control group ($p < 0.001$). Furthermore, LD contraction increased passive hip stiffness in both groups, with the hip in the chronic low back pain group already showing greater stiffness than the control group, even in the relaxed LD condition. The present study identified that the myofascial force transmission between LD and contralateral GM via FTL is reduced in individuals with chronic low back pain.

Keywords: Myofascial Force Transmission. Thoracolumbar Fascia. Chronic Low Back Pain. Latissimus Dorsi. Maximus Gluteus. Lumbar Stiffness. Resting Position. Passive Torque. Passive Stiffness.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Posicionamento do participante no dinamômetro isocinético na condição de GD relaxado (A) e na condição de GD contraído (B)	18
Figura 2. Rigidez lombar dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste	22
Figura 3. Posição de repouso do quadril dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste	22
Figura 4. Torque passivo de quadril dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste	23
Figura 5. Rigidez passiva de quadril dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste	23

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Coeficiente de correlação intraclasse (CCI _{2,3}) e erros padrão da medida (EPM) das variáveis dependentes: posição de repouso do quadril, torque passivo do quadril, rigidez passiva do quadril e rigidez lombar nas duas condições de teste	19
Tabela 2. Características gerais dos participantes do estudo apresentadas por média e desvio-padrão	20
Tabela 3. Médias e desvios-padrão (DP) das variáveis dependentes dos grupos controle e lombalgia	20

LISTA DE ABREVIATURAS

FTL – Fáschia Toracolombar

TFM – Transmissão de Força Miofascial

GD – Grande Dorsal

GM – Glúteo Máximo

CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse

RM – Repetição Máxima

ANOVA – Análise de Variância Mista

DP – Desvio Padrão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Objetivos do estudo	14
1.2 Hipóteses.....	14
2 MÉTODO	15
2.1 Delineamento do estudo	15
2.2 Participantes	15
2.3 Procedimentos	16
2.4 Processamento de dados	18
2.5 Análise estatística	19
3. RESULTADOS	21
4. DISCUSSÃO	24
5. CONCLUSÃO	27
REFERÊNCIAS	28
ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	32
ANEXO B – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA	34

1. INTRODUÇÃO

A fásia toracolombar (FTL) é um tecido composto por inúmeras camadas de tecido conectivo denso intercaladas por camadas de tecido conectivo frouxo, com capacidade de deslize entre elas^{1, 2}, sendo dividida em três porções: anterior, média e posterior³. Apresenta funções proprioceptivas e nociceptivas⁴, além de desempenhar papel importante na estabilização lombar^{3, 5} por envolver e sustentar a musculatura da porção toracolombar⁶, resistir a forças tensionais multidirecionais que atuam nessa região⁷ e funcionar como meio de transmissão de forças entre tronco e membros inferiores^{8, 9}.

A camada posterior da FTL é subdividida em lâminas superficial e profunda, sendo que a primeira tem sido objeto de estudo por servir como meio de conexão dos músculos grande dorsal (GD), glúteo máximo (GM) e porções de oblíquo externo, romboide e trapézio^{9, 10} e por atuar como via de transmissão de tensão^{6, 11}. Estudos já demonstraram a existência da transmissão de força miofascial (TFM) via FTL^{6, 10, 12}. Carvalhais e colaboradores¹² demonstraram *in vivo* que o tensionamento passivo e ativo do GD resultou em mudanças das propriedades passivas do quadril contralateral, evidenciando a transmissão de força miofascial entre GD e GM. No estudo de Vleeming e colaboradores⁶, embora feito em cadáveres, foi observado que a tração em diferentes músculos, como GD, eretores da espinha e GM causaram deslocamento da camada posterior da FTL. Isso demonstra a capacidade da FTL de transmitir tensão não somente entre músculos adjacentes uns aos outros, como também entre estruturas de tecido conectivo perimusculares (endomísio, perimísio e epimísio) e não-musculares, como fásias e tratos neurovasculares^{13, 14, 15}. Até o momento, as evidências dessa via de transmissão de força foram obtidas em cadáveres e em indivíduos saudáveis. Nesse sentido, é possível que indivíduos com condições de saúde como, por exemplo, a lombalgia crônica, em que há alterações nas propriedades dos tecidos que compõem a FTL^{2, 16}, apresentem fatores que influenciariam a eficiência da transmissão de força miofascial entre GD e GM via FTL.

Estudos têm investigado os efeitos da lombalgia crônica nas propriedades da FTL^{2, 16, 17, 18}. Langevin e colaboradores¹⁶ identificaram aumento em 25% da espessura e da ecogenicidade do tecido conectivo perimuscular que compõe a FTL em indivíduos com lombalgia crônica por mais de 12 meses. Além disso, indivíduos com lombalgia crônica apresentaram, aproximadamente, 20% menos deslocamento entre as camadas da FTL durante o movimento de flexão passiva de tronco quando comparados com indivíduos saudáveis². De acordo com esses autores, o remodelamento do tecido conectivo da FTL poderia ser

decorrente de estresses repetitivos gerados por padrões de movimento alterados que, por sua vez, poderiam piorar devido à dor ou ao medo da dor¹⁶. Nesse sentido, a presença de dor, cinesiofobia ou, propriamente, uma lesão em alguma estrutura da coluna parece contribuir para alteração da estrutura dos tecidos que compõem a FTL, o que pode impactar em suas propriedades mecânicas.

Uma vez que as camadas de tecido conectivo denso dentro da FTL são aponeuroses conectadas a músculos das regiões ventral e dorsal do tronco², é possível que modificações estruturais não só do tecido conectivo da região, mas também de músculos adjacentes à FTL, interfiram na TFM. Por exemplo, a rigidez dos tecidos que compõem as vias de transmissão de força (tecidos musculares, perimusculares e não-musculares), pode influenciar na eficiência dessa transmissão¹⁹, no sentido de que maior rigidez possibilitaria maior transmissão de força miofascial^{19, 20}. Como a rigidez pode ser modificada pela área de secção transversa e pelo comprimento tecidual²¹, alterações nesses fatores poderiam contribuir para menor capacidade de transmissão de força miofascial. Estudos como Barker e colaboradores¹⁰ e Hodges e colaboradores²² identificaram menor massa muscular dos músculos multífidos da região lombar em indivíduos com lombalgia crônica. Menor massa muscular também foi encontrada nos músculos eretores da espinha e quadrado lombar em amostra de lombalgia crônica nos estudos de Kamaz e colaboradores²³ e Lee e colaboradores²⁴. Ainda, Amabile e colaboradores²⁵ identificaram que a área de secção transversa do músculo GM foi significativamente menor em mulheres entre 40 e 69 anos de idade com lombalgia crônica. Kankaanpää e colaboradores²⁶ identificaram que o GM entrou em fadiga mais rapidamente em mulheres com lombalgia do que em mulheres sem queixa. E Leinonen e colaboradores²⁷ identificaram que tanto o GM quanto os eretores da espinha foram ativados mais tardiamente na extensão de tronco em pacientes com lombalgia crônica quando comparados com indivíduos saudáveis. Dessa forma, modificações estruturais da FTL e de musculaturas conectadas a ela, como o músculo GM, poderiam prejudicar sua função na estabilização lombopélvica e na TFM.

Investigar a transmissão de força miofascial entre os músculos GD e GM contralateral via FTL em indivíduos com lombalgia crônica poderia auxiliar no entendimento da influência dessa condição e de suas conseqüentes adaptações teciduais no mecanismo de transmissão de força entre membros superiores e inferiores nessa população bem como no direcionamento de futuras intervenções cujo objetivo seja aumentar a eficiência da transmissão de força via FTL.

1.1 Objetivo do estudo

O objetivo desse estudo foi investigar se existe diferença de transmissão de força miofascial entre grande dorsal e glúteo máximo contralateral entre indivíduos com e sem queixa de lombalgia crônica.

1.2 Hipóteses

Hipótese nula: não haverá diferença na transmissão de força miofascial entre os músculos grande dorsal e glúteo máximo contralateral entre os grupos. Assim, a contração do músculo grande dorsal não irá modificar a rigidez da região lombar nem as propriedades passivas de quadril (posição de repouso, torque e rigidez).

Hipótese alternativa: haverá diferença significativa na transmissão de força miofascial entre os músculos grande dorsal e glúteo máximo contralateral entre os grupos de indivíduos saudáveis e indivíduos com lombalgia crônica. Especificamente, indivíduos com lombalgia crônica apresentarão menores mudanças na rigidez da região lombar e nas propriedades passivas de quadril com a contração de grande dorsal, indicando transmissão de força miofascial menos eficiente.

2. MÉTODO

2.1 Delineamento do estudo

Esse é um estudo observacional exploratório transversal que foi realizado no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG). Dois grupos (controle e lombalgia) foram comparados em relação à rigidez lombar, posição de repouso do quadril, torque e rigidez passivos do quadril em duas condições de teste (GD relaxado e GD contraído), a fim de verificar a transmissão de força miofascial entre GD e GM via FTL. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (CAAE 45335321.2.0000.5149) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

2.2 Participantes

A seleção dos participantes foi realizada por conveniência, utilizando cartazes afixados na Universidade Federal de Minas Gerais e postagens em redes sociais. Os critérios de inclusão para compor a amostra foram: (1) ter idade entre 18 e 60 anos; (2) apresentar pelo menos 25° de rotação passiva medial e lateral do quadril sem dor¹²; (3) não possuir histórico de cirurgia na coluna ou quadril; (4) não apresentar sintoma ou lesão musculoesquelética nos últimos seis meses nas regiões avaliadas; (5) apresentar queixa de dor lombar com duração de, pelo menos, 3 meses, no caso dos indivíduos do grupo lombalgia crônica e (6) relatar nível de dor lombar acima de 3 na Escala Visual Analógica na última semana. A dor lombar crônica foi definida como incômodo com duração superior a 3 meses, localizado entre a margem costal e a linha glútea, com ou sem sintoma em membros inferiores²⁸. Sessenta e oito indivíduos de ambos os sexos, divididos entre grupo controle e grupo lombalgia crônica, foram recrutados para o estudo, porém treze não se encaixaram nos critérios de inclusão. Não foram incluídos indivíduos que apresentaram lombalgia em decorrência de gravidez, infecções, neoplasia, estenose, ou patologias articulares inflamatórias²⁸. Foram excluídos deste estudo sete voluntários incapazes de manter o GD e os músculos do quadril relaxados durante a medida do torque passivo do quadril ou que apresentaram queixa de qualquer desconforto durante a coleta que impossibilitasse sua continuidade. A amostra final do estudo

foi constituída por 48 voluntários (Grupo Controle = 24; Grupo Lombalgia = 24), sendo 20 participantes do sexo feminino e 4 do sexo masculino em cada grupo. O tamanho da amostra foi estimado considerando um tamanho de efeito pequeno (Cohen f de 0,25)²⁹ para a interação grupo x condição experimental do estudo, poder estatístico de 80%, probabilidade de erro tipo I de 0,05, correlação de 0,45 entre as medidas repetidas e uma possível perda amostral de 20%. Os grupos foram pareados em relação ao sexo e idade.

2.3 Procedimentos

Inicialmente, foram aferidas as medidas de peso e altura com uma balança digital com altímetro (Filizola S.A., São Paulo, Brasil), amplitude das rotações medial e lateral do quadril com o auxílio de um inclinômetro digital e do comprimento de perna e pé³⁰ utilizando-se fita métrica. Para a caracterização dos participantes do grupo lombalgia, foi coletado o nível de dor atual por meio da escala visual analógica e aplicada a versão brasileira do Questionário Roland-Morris de Incapacidade³¹ para avaliação da incapacidade funcional. Para a realização dos testes deste estudo, foram considerados o membro superior dominante e o membro inferior contralateral¹².

A rigidez da região lombar foi avaliada por meio de um miotonômetro digital não invasivo (IndentoPRO, Technische Universität Chemnitz), aparelho desenvolvido para medição das propriedades biomecânicas, como rigidez e elasticidade, dos tecidos fasciais^{32, 33, 34, 35} em ambas as condições de teste. Para a avaliação da rigidez lombar na condição de GD relaxado, o voluntário deitou-se em decúbito ventral, com os membros superiores ao lado do tronco, membros inferiores estendidos e a região lombar descoberta. Para a avaliação da rigidez lombar na condição de GD contraído, o voluntário permaneceu em decúbito ventral, com o membro superior dominante em 10° de extensão de ombro e cotovelo fletido com a mão direcionada ao solo, segurando uma carga correspondente a 10% da carga avaliada no teste de repetição máxima de extensão de ombro. O miotonômetro foi posicionado no lado ipsilateral ao membro superior dominante, a 2,5 cm lateralmente ao espaço interespinhoso das vértebras L2 e L3, alinhado a 90° sobre a superfície da pele³⁴ em ambas as condições de teste. Em seguida, o êmbolo localizado na parte superior do aparelho foi pressionado até a profundidade de 10 milímetros. Esse procedimento foi executado três vezes e o valor médio da rigidez em Newton por milímetro (N/mm) foi considerado para análise.

Para a realização da medida de torque passivo do quadril foi utilizado o dinamômetro isocinético Biodex 3 Pro (Biodex Medical Systems, Shirley, EUA). O participante foi

posicionado no aparelho em decúbito ventral, com o joelho flexionado a 90° e o eixo de rotação do dinamômetro alinhado à tuberosidade da tíbia (Figura 1). Além disso, um cinto foi colocado ao redor da pelve do indivíduo para estabilizar esse segmento durante a realização do teste. Em seguida, 15 repetições de rotação do quadril foram realizadas passivamente pelo dinamômetro, movendo a articulação entre 25° de rotação medial e 25° de rotação lateral, com o objetivo de reduzir a viscosidade tecidual. A avaliação do torque passivo do quadril foi realizada com o dinamômetro isocinético no modo passivo em duas condições de tensionamento de GD: GD relaxado e GD contraído. Como no estudo de Carvalhais e colaboradores¹², na condição de GD relaxado, os membros superiores permaneceram ao lado do tronco, ou seja, sem manipulação da tensão de GD. Na condição de GD contraído, o membro superior avaliado ficou posicionado em 10° de extensão de ombro, com o cotovelo fletido a 90° e a mão direcionada ao solo, sustentando uma carga correspondente a 10% da carga máxima durante a extensão de ombro. Os testes foram executados três vezes em cada condição e o valor médio do torque passivo total foi considerado para cálculo das variáveis do estudo. Durante a avaliação do torque passivo de quadril, foi realizado o monitoramento da atividade eletromiográfica das musculaturas de grande dorsal, eretores da espinha, glúteo máximo, glúteo médio, tensor da fáscia lata, bíceps femoral e adutor magno pelo eletromiógrafo de superfície Delsys (Trigno™ Wireless Systems, Delsys Inc., United States). A colocação dos eletrodos foi feita de acordo com as referências de Cram, Kasman e Holtz³⁶. Além disso, foi obtida a medida de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de GD durante a extensão de ombro, com cotovelo fletido e resistência feita pelo avaliador, com objetivo de identificar a porcentagem de ativação dessa musculatura durante a condição de ativação.

Figura 1. Posicionamento do participante no dinamômetro isocinético na condição de GD relaxado (A) e na condição de GD contraído (B)



Fonte: elaboração própria

2.4 Processamento de dados

Para obtenção das propriedades passivas do quadril, os dados referentes ao deslocamento angular e os valores de torque passivo do quadril foram adquiridos por meio do *software* do dinamômetro isocinético (Biodex Medical Systems, Inc.). Os dados foram processados no MATLAB (The Mathworks, Inc). Foi utilizado um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 1,25 Hz. A massa dos segmentos de perna e pé e a distância do centro de massa ao eixo de rotação articular foram estabelecidas a partir da tabela antropométrica de Dempster³⁷. Os torques produzidos pelos segmentos da perna e pé nas posições articulares e pelo peso da alavanca foram calculados e subtraídos do torque passivo total para se obter o torque passivo de resistência do quadril. Foram obtidas as variáveis de posição de repouso do quadril, torque passivo de quadril e rigidez passiva de quadril^{38, 39}. A variável de posição de repouso do quadril foi definida como o ângulo articular no qual os torques passivos de rotação medial e de rotação lateral são iguais em magnitude e cancelam um ao outro⁴⁰. A média das três repetições em cada condição foi utilizada para análise. As confiabilidades entre repetições da rigidez lombar e das propriedades passivas de quadril foram determinadas em um estudo piloto com 10 indivíduos e com intervalo de uma semana entre as medidas. Os valores de coeficiente de correlação intraclassa ($CCI_{2,3}$) e erro padrão da medida (EPM) encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1. Coeficiente de correlação intraclasse (CCI_{2,3}) e erros padrão da medida (EPM) das variáveis dependentes: posição de repouso do quadril, torque passivo do quadril, rigidez passiva do quadril e rigidez lombar nas duas condições de teste

Variáveis dependentes	Condição de teste			
	GD relaxado		GD contraído	
	CCI	EPM	CCI	EPM
Rigidez lombar	0.86	0.24	0.76	0.36
Posição de repouso do quadril	0.85	0.95	0.83	1.15
Torque passivo do quadril	0.76	0.42	0.90	0.26
Rigidez passiva do quadril	0.88	1.45	0.96	0.87

Os sinais eletromiográficos foram monitorados pelo *software* EMGworks Acquisition (Trigno™ Wireless Systems, Delsys Inc., United States) em uma frequência de 2000 Hz. Os dados foram filtrados com um filtro passa-banda do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com frequência entre 10 e 500 Hz para a musculatura de quadril³⁸ e entre 30 e 500 Hz para as musculaturas de GD e eretores da espinha⁴¹ utilizando rotina no *software* Matlab. Essa rotina também comparou o sinal eletromiográfico durante as condições de relaxamento e ativação de GD com o sinal obtido em cada repetição do torque passivo de quadril. Caso o sinal fosse maior que a média adicionado dois desvios-padrão, uma nova repetição seria realizada⁴².

2.5 Análise Estatística

A distribuição dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. Análise descritiva com valores de média e desvio padrão foi realizada para as variáveis de caracterização da amostra (Tabela 2) e para as variáveis dependentes do estudo (Tabela 3). Um teste-t independente foi utilizado para comparar os grupos controle e lombalgia em relação as variáveis demográficas. Análises de variância mista foram utilizadas para testar os efeitos principais grupo (controle vs LBP) e condição (GD relaxado vs GD contraído) bem como o efeito interação. Quatro contrastes foram pré-planejados: foram comparados os indivíduos do grupo controle nas condições de GD relaxado e GD contraído; indivíduos do grupo lombalgia crônica nas condições de GD relaxado e GD contraído; indivíduos do grupo controle e indivíduos do grupo de lombalgia crônica na condição de GD relaxado e; indivíduos do grupo controle e indivíduos do grupo lombalgia crônica na condição de GD contraído. Para todas as

análises, foi estabelecido um nível de significância (α) de 0,05. As análises estatísticas foram realizadas por meio do *software* JASP (versão 0.17.2.1).

Tabela 2. Características gerais dos participantes do estudo apresentadas por média e desvio-padrão

Características Gerais	Grupo			
	Controle (n=24)		Lombalgia (n=24)	
	Média	DP	Média	DP
Idade (anos)	30.75	11.49	35.29	12.84
Peso (kg)	60.98	11.75	67.38	12.66
Altura (m)	1.64	0.07	1.64	0.08
IMC (kg/m ²)	22.81	4.32	24.86	3.84
EVA	-	-	5.17	1.74
QRM	-	-	6.65	4.67
Tempo de lombalgia (meses)	-	-	105.14	95.54

kg: quilograma; m: metro; IMC: índice de massa corporal; kg/m²: quilograma por metro ao quadrado; EVA: escala visual analógica de dor; QRM: questionário Roland-Morris de Incapacidade; Tempo de lombalgia: duração da queixa de dor em meses

Tabela 3. Médias e desvios-padrão (DP) das variáveis dependentes dos grupos controle e lombalgia

Variáveis dependentes	Grupo			
	Controle		Lombalgia	
	GD relaxado	GD contraído	GD relaxado	GD contraído
Rigidez lombar	2.34 (1.05)	3.37 (1.23)	2.40 (0.62)	3.51 (1.08)
Posição de repouso do quadril	-5.36 (2.90)	-6.89 (3.63)	-4.32 (2.52)	-4.54 (2.88)
Torque passivo do quadril	1.98 (0.69)	2.42 (0.82)	2.16 (0.75)	2.28 (0.81)
Rigidez passiva do quadril	7.86 (2.24)	8.57 (2.63)	9.67 (2.96)	9.97 (3.11)

Valores negativos da posição de repouso indicam posições em rotação lateral de quadril.

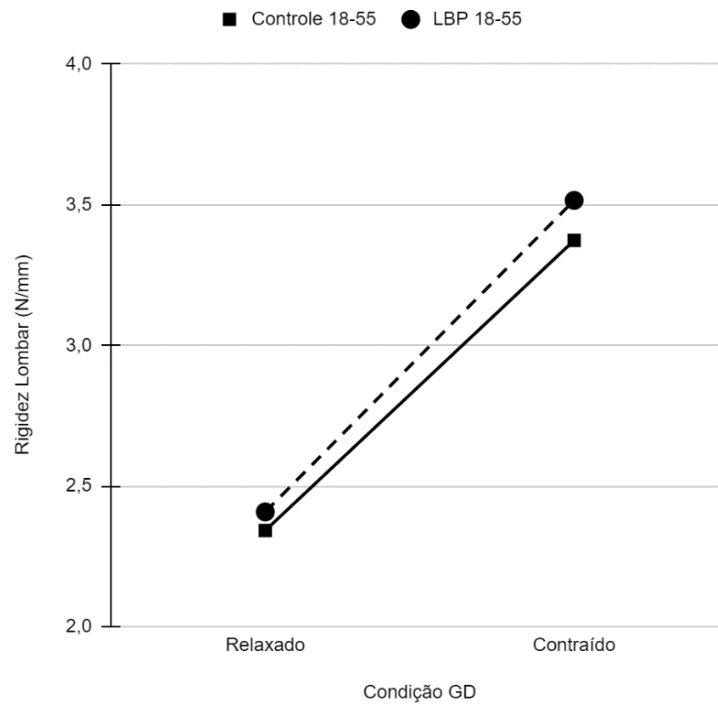
Médias e desvios-padrão da posição de repouso, de torque passivo de quadril e de rigidez lombar são mostradas, respectivamente, em graus ($^{\circ}$), em unidades de Newton-metro por radiano (Nm/rad) e em Newton por milímetro (N/mm).

3. RESULTADOS

Considerando a variável de rigidez lombar, a ANOVA demonstrou apenas efeito principal condição ($p < 0.001$; $F = 75.21$; $n^2_p = 0.62$; $\text{Power} = 0.99$; $\text{ES}_f = 1.28$), indicando que a contração de GD aumentou a rigidez lombar em ambos os grupos (Figura 2). Para a variável de posição de repouso de quadril, a ANOVA revelou efeito principal grupo ($p = 0.046$; $F = 4.21$; $n^2_p = 0.08$; $\text{Power} = 0.81$; $\text{ES}_f = 0.30$), condição ($p = 0.002$; $F = 10.57$; $n^2_p = 0.02$; $\text{Power} = 0.85$; $\text{ES}_f = 0.48$) e efeito interação ($p = 0.018$; $F = 6.05$; $n^2_p = 0.12$; $\text{Power} = 0.82$; $\text{ES}_f = 0.36$). Os contrastes pré-planejados demonstraram que os indivíduos do grupo controle mudaram a posição de repouso de quadril para uma posição de maior rotação lateral após a contração de GD ($p < 0.001$), entretanto os indivíduos do grupo lombalgia não apresentaram mudança ($p = 0.578$). Quando os grupos foram comparados em cada condição, não houve diferença entre grupos na condição de GD relaxado ($p = 0.238$), e o grupo controle apresentou o quadril mais rodado lateralmente do que o grupo lombalgia ($p = 0.009$) na condição de GD contraído (Figura 3). Nenhuma diferença foi observada no grupo lombalgia na condição de GD contraído comparado à condição relaxada ($p = 0.578$) para a variável posição de repouso de quadril.

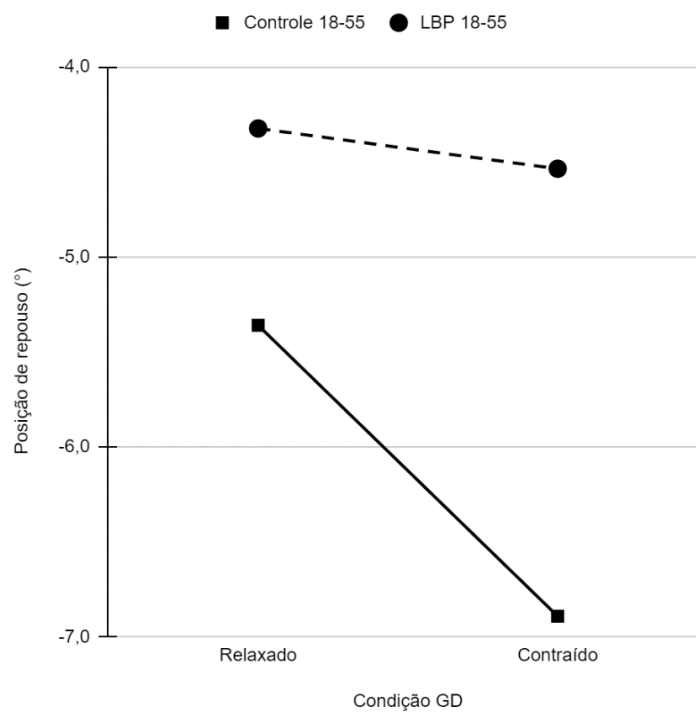
A ANOVA demonstrou efeito principal condição ($p < 0.001$; $F = 20.13$; $n^2_p = 0.30$; $\text{Power} = 0.87$; $\text{ES}_f = 0.66$) e efeito interação ($p = 0.011$; $F = 7.08$; $n^2_p = 0.13$; $\text{Power} = 0.83$; $\text{ES}_f = 0.39$) para a variável de torque passivo de quadril. Os contrastes pré-planejados revelaram que somente os indivíduos do grupo controle tiveram o torque aumentado com a contração de GD ($p < 0.001$) (Figura 4). Não foram observadas outras diferenças ($p > 0.05$). Considerando a variável rigidez passiva de quadril, foi observado efeito principal grupo ($p = 0.044$; $F = 4.28$; $n^2_p = 0.09$; $\text{Power} = 0.80$; $\text{ES}_f = 0.30$) e condição ($p = 0.004$; $F = 8.99$; $n^2_p = 0.16$; $\text{Power} = 0.86$; $\text{ES}_f = 0.44$). O grupo lombalgia apresentou maior rigidez passiva de quadril quando comparado com o grupo controle nas duas condições de teste. Ainda, a contração de GD aumentou a rigidez passiva de quadril independente do grupo (Figura 5).

Figura 2. Rigidez lombar dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste



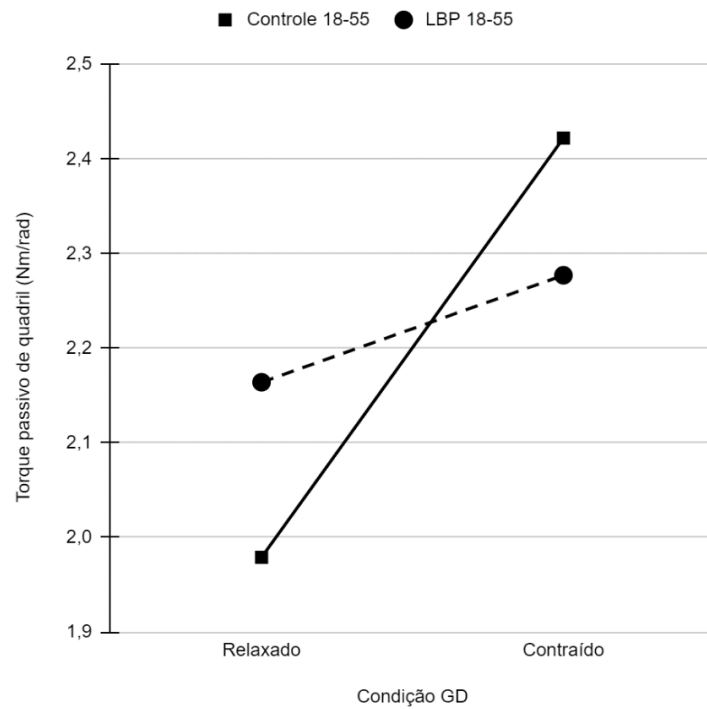
Fonte: elaboração própria

Figura 3. Posição de repouso do quadril dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste



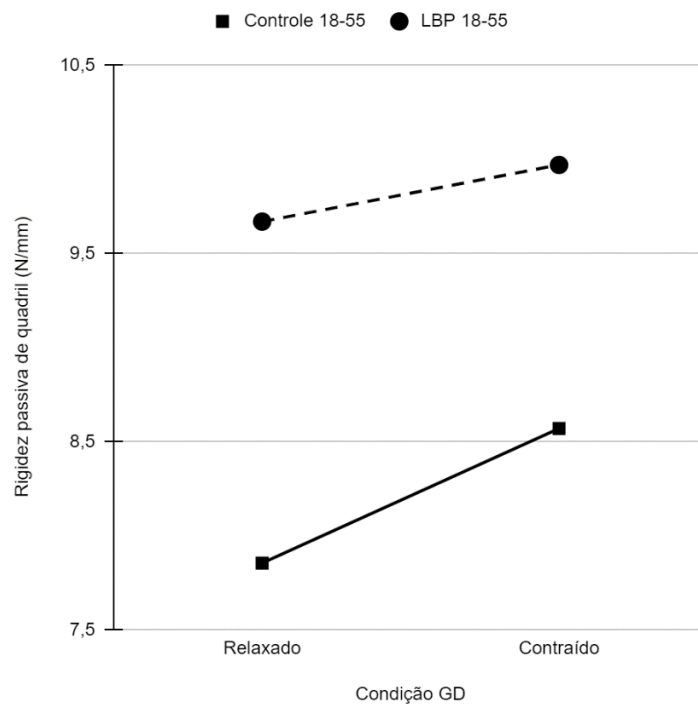
Fonte: elaboração própria

Figura 4. Torque passivo de quadril dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste



Fonte: elaboração própria

Figura 5. Rigidez passiva de quadril dos indivíduos dos grupos controle e lombalgia nas condições de teste



Fonte: elaboração própria

4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a TFM entre GD e GM contralateral em indivíduos com e sem lombalgia crônica. Foi hipotetizado que indivíduos com lombalgia crônica não apresentariam mudanças na rigidez da região lombar e nas propriedades passivas de quadril (posição de repouso, torque e rigidez) com a contração de GD, indicando TFM menos eficiente. Os resultados obtidos nesse estudo demonstraram que a contração do GD aumentou a rigidez lombar em ambos os grupos. Considerando as propriedades passivas do quadril, a contração do GD ocasionou mudança da posição de repouso e do torque passivo apenas no grupo controle. E, por fim, a contração de GD aumentou a rigidez passiva de quadril em ambos os grupos, sendo que o quadril do grupo lombalgia crônica já apresentava maior rigidez do que o grupo controle mesmo na condição de GD relaxado.

A contração de GD levou ao aumento da rigidez lombar quando comparada à condição de GD relaxado, indicando a ocorrência de TFM para a FTL mesmo em indivíduos com lombalgia crônica. Esse resultado indica que, embora indivíduos com lombalgia crônica possam apresentar alterações das propriedades da FTL^{2, 16}, por ser um tecido adjacente com conexões diretas com o GD, a contração desse músculo foi capaz de tracionar a FTL, transmitindo tensão para essa estrutura e resultando em aumento da sua rigidez nesses indivíduos. Embora alguns estudos indiquem que indivíduos com lombalgia crônica apresentam maior rigidez na região lombar^{18, 43, 44} os indivíduos com lombalgia do presente estudo não apresentaram diferença na rigidez lombar quando comparados ao grupo controle. A ocorrência da TFM para a FTL em indivíduos com lombalgia e ausência de diferença da rigidez da região lombar entre grupos poderia ser explicada pelo fato desses indivíduos terem baixa incapacidade funcional conforme evidenciado pelos escores no Questionário Roland-Morris de Incapacidade³¹. Os indivíduos com dor lombar avaliados no presente estudo tiveram um escore médio de 6,65 (DP = 4,67) no questionário, indicando baixo impacto da dor lombar na funcionalidade da amostra. Além disso, 67% desses participantes afirmaram conseguir manter atividade física leve regularmente em atividades como caminhada, corrida, *cheerleading*, musculação, pilates, dentre outros, com frequência mínima de 2 vezes por semana. Isso poderia explicar o fato de os indivíduos com lombalgia não terem maior rigidez lombar como descrito na literatura e terem tido responsividade da FTL à tração gerada pela contração de GD.

A TFM para o quadril contralateral foi menos eficiente nos indivíduos com dor lombar crônica, uma vez que a contração do GD resultou em mudanças apenas na rigidez de quadril. Não houve mudança na posição de repouso nem no torque passivo do quadril nesses indivíduos. Esses resultados indicam que o tracionamento gerado na FTL com a contração de GD não pôde ser propagado para o músculo GM em magnitude suficiente para mudar a posição de repouso e o torque passivo do quadril. É possível que a redução de deslize entre as camadas de tecido conectivo denso e frouxo da FTL em pacientes com lombalgia², possa de alguma forma influenciar a transmissão de tensão da fásia para o GM. A mudança de rigidez de quadril com a contração do GD observada no grupo lombalgia, indica que alguma transferência de tensão ocorre para o quadril contralateral nesses indivíduos. O fato desses indivíduos já apresentarem o quadril mais rígido na condição controle (GD relaxado) pode indicar que essa articulação está mais responsiva a mudanças da sua resistência interna ao movimento articular (mudanças de rigidez), mas o estresse mecânico que atinge esses tecidos não foi suficiente para mudar, por exemplo, a posição de repouso da articulação. Dessa forma, foi possível observar que, embora a contração do GD tenha gerado tracionamento de uma estrutura adjacente (FTL), aumentando sua rigidez, a TFM do GD para tecidos não adjacentes como o GM não ocorreu de forma suficiente. Isso indica que a transmissão para tecidos mais distantes da origem da força de tração parece depender das propriedades do meio no qual esses tecidos se encontram. Futuros estudos são necessários para se investigar a influência das propriedades da FTL na transmissão de tensão em indivíduos com lombalgia.

O presente estudo conseguiu replicar os achados de Carvalhais e colaboradores¹², ao demonstrar em uma amostra independente que a contração do GD durante a extensão de ombro foi capaz de mudar as propriedades passivas do quadril contralateral, e aumentar a rigidez da região lombar. Algumas considerações e limitações precisam ser apontadas em relação a esse estudo. O posicionamento do teste em decúbito ventral de forma passiva foi necessário para permitir a documentação da TFM entre GD e GM e para controlar a influência da atividade eletromiográfica de outros músculos de tronco e quadril. A transferência desses resultados para atividades dinâmicas precisa ser realizada com cautela. Foi utilizada eletromiografia de superfície para garantir o silêncio eletromiográfico das musculaturas de paravertebrais e de quadril, não sendo possível o monitoramento da musculatura profunda como multífidos. Ainda, o monitoramento da atividade eletromiográfica dos paravertebrais não foi possível durante a avaliação da rigidez passiva da região lombar, uma vez que a força compressiva aplicada no miotonômetro gerou interferência devido a movimentação do

eletrodo nessa musculatura. Outra limitação do presente estudo é o fato do miotonômetro não medir de forma isolada a rigidez apenas da FTL.

6. CONCLUSÃO

O presente estudo identificou que a TFM entre GD e GM contralateral via FTL está reduzida em indivíduos com lombalgia crônica. Mesmo tendo havido mudança de rigidez da região lombar com contração de GD, a transferência dessa tensão para o quadril não ocorreu de forma suficiente para gerar mudanças da posição de repouso e do torque passivo, mas apenas

na rigidez. Esses resultados são importantes para entender o impacto da lombalgia crônica na eficiência da TFM entre tronco e membros inferiores, a fim de desenvolver estratégias cujo objetivo seja melhorar a eficiência na transmissão de força via FTL nessa população.

REFERÊNCIAS

1. BENJAMIN, M. The fascia of the limbs and back--a review. **Journal of Anatomy**. 2009 Jan;214(1):1-18. doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.01011.x. PMID: 19166469; PMCID: PMC2667913.
2. LANGEVIN, H. M. *et al.* Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. **BMC Musculoskeletal Disorders**. 2011 Sep 19;12:203. doi: 10.1186/1471-2474-12-203. PMID: 21929806; PMCID: PMC3189915.
3. SULLIVAN, M.S. Back support mechanisms during manual lifting. **Physical Therapy**. 1989 Jan;69(1):38-45. doi: 10.1093/ptj/69.1.38. PMID: 2643122.
4. KRAUSE, F. *et al.* Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review. **Journal of Anatomy**. 2016 Jun;228(6):910-8. doi: 10.1111/joa.12464. Epub 2016 Mar 22. PMID: 27001027; PMCID: PMC5341578.
5. GRACOVETSKY, S.; FARFAN, H.; HELLEUR, C. The abdominal mechanism. **Spine (Phila Pa 1976)**. 1985 May;10(4):317-24. doi: 10.1097/00007632-198505000-00005. PMID: 2931829.
6. VLEEMING, A. *et al.* The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. **Spine (Phila Pa 1976)**. 1995 Apr 1;20(7):753-8. PMID: 7701385.
7. WILLARD, F. H. *et al.* The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. **Journal of Anatomy**. 2012 Dec;221(6):507-36. doi: 10.1111/j.1469-7580.2012.01511.x. Epub 2012 May 27. PMID: 22630613; PMCID: PMC3512278.
8. DE CONINCK, K. *et al.* Measuring the morphological characteristics of thoracolumbar fascia in ultrasound images: an inter-rater reliability study. **BMC Musculoskeletal Disorders**. 2018 Jun 1;19(1):180. doi: 10.1186/s12891-018-2088-5. PMID: 29859080; PMCID: PMC5984750.
9. VLEEMING, A. *et al.* The functional coupling of the deep abdominal and paraspinal muscles: the effects of simulated paraspinal muscle contraction on force transfer to the middle and posterior layer of the thoracolumbar fascia. **Journal of Anatomy**. 2014 Oct;225(4):447-62. doi: 10.1111/joa.12227. Epub 2014 Aug 20. PMID: 25139243; PMCID: PMC4174027.
10. BARKER, P.J.; BRIGGS, C.A.; BOGESKI, G. Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadvers: effects of tension to various muscular attachments. **Spine (Phila Pa 1976)**. 2004 Jan 15;29(2):129-38. doi: 10.1097/01.BRS.0000107005.62513.32. PMID: 14722403.
11. BOGDUK, N. & MACINTOSH, J. E. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. **Spine (Phila Pa 1976)**. 1984 Mar;9(2):164-70. doi: 10.1097/00007632-198403000-00006. PMID: 6729580.

12. 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.
13. HUIJING, P. A. Epimuscular myofascial force transmission between antagonistic and synergistic muscles can explain movement limitation in spastic paresis. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 2007 Dec;17(6):708-24. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.02.003. Epub 2007 Mar 26. PMID: 17383897.
14. PURSLOW, P. P. Muscle fascia and force transmission. **Journal of Bodyworks and Movement Therapy**. 2010 Oct;14(4):411-7. doi: 10.1016/j.jbmt.2010.01.005. Epub 2010 Feb 4. PMID: 20850050.
15. YUCESOY, C.A. Epimuscular myofascial force transmission implies novel principles for muscular mechanics. **Exercise and Sport Sciences Reviews**. 2010 Jul;38(3):128-34. doi: 10.1097/JES.0b013e3181e372ef. PMID: 20577061.
16. LANGEVIN, H. M. *et al.* Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. **BMC Musculoskeletal Disorders**. 2009 Dec 3;10:151. doi: 10.1186/1471-2474-10-151. PMID: 19958536; PMCID: PMC2796643.
17. SCHILDER, A. *et al.* Sensory findings after stimulation of the thoracolumbar fascia with hypertonic saline suggest its contribution to low back pain. **Pain**. 2014 Feb;155(2):222-231. doi: 10.1016/j.pain.2013.09.025. Epub 2013 Sep 26. PMID: 24076047.
18. TAMARTASH, H. *et al.* Ultrasound evidence of altered lumbar fascia in patients with low back pain. **Clinical Anatomy**. 2023 Jan;36(1):36-41. doi: 10.1002/ca.23964. Epub 2022 Oct 24. PMID: 36199243.
19. 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**, 2011, 33, 869–879.
20. MAAS, H. & SANDERCOCK, T. G. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. **Journal of Biomedicine and Biotechnology**, 2010, e575672.
21. CHLEBOUN, G. S. et al. The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon). 1997 Sep;12(6):383-392. doi: 10.1016/s0268-0033(97)00027-2. PMID: 11415747.
22. HODGES, P. *et al.* Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. **Spine (Phila Pa 1976)** 2006, 31, 2926–2933.
23. KAMAZ, M. *et al.* 2007. CT measurement of trunk muscle areas in patients with chronic low back pain. **Diagnostic and Interventional Radiology**. 13, 144–148.

24. LEE, H.I. *et al.* Association between cross-sectional areas of lumbar muscles on magnetic resonance imaging and chronicity of low back pain. **Annals of Rehabilitation Medicine**. 2011, 35, 852–859.
25. AMABILE, A.H.; Bolte, J.H.; Richter, S.D. Atrophy of gluteus maximus among women with a history of chronic low back pain. **PLoS One**. 2017 Jul 17;12(7):e0177008. doi: 10.1371/journal.pone.0177008. PMID: 28715424; PMCID: PMC5513394.
26. KANKAANPÄÄ, M. *et al.* Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 1998 Apr;79(4):412-7. doi: 10.1016/s0003-9993(98)90142-3. PMID: 9552107
27. LEINONEN, V. *et al.* Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. 2000 Jan;81(1):32-7. doi: 10.1016/s0003-9993(00)90218-1. PMID: 10638873.
28. KOES, B. W.; Van Tulder, M. W.; Thomas, S. Diagnosis and treatment of low back pain. **BMJ**. 2006 Jun 17;332(7555):1430-4. doi: 10.1136/bmj.332.7555.1430. PMID: 16777886; PMCID: PMC1479671.
29. COHEN, J. (1998). **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences** (2nd ed.). Routledge Academic.
30. WINTER, D. (2009). Anthropometry. In Wiley John (Ed.), **Biomechanics and Motor Control of Human Movement** (4th ed., pp. 82–106).
31. Nusbaum, L. *et al.* Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire--Brazil Roland-Morris. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**. 2001 Feb;34(2):203-10. doi: 10.1590/s0100-879x2001000200007. PMID: 11175495.
32. BARTSCH, K.; BRANDL, A.; WEBER, P. Assessing reliability and validity of different stiffness measurement tools on a multi-layered phantom tissue model. **Scientific Reports**. 13, 815 (2023). <https://doi.org/10.1038/s41598-023-27742-w>.
33. KOCH, V.; WILKE, J. Reliability of a New Indentometer Device for Measuring Myofascial Tissue Stiffness. **Journal of Clinical Medicine**. 2022 Sep 1;11(17):5194. doi: 10.3390/jcm11175194. PMID: 36079124; PMCID: PMC9457058.
34. WEBER, P. *et al.* 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(1). doi:10.1186/s40814-020-00592-3.
35. JĘDRZEJEWSKI, G. *et al.* The Rolf Method of Structural Integration on Fascial Tissue Stiffness, Elasticity, and Superficial Blood Perfusion in Healthy Individuals: The Prospective, Interventional Study. **Frontiers of Physiology**. 2020 Sep

- 15;11:1062. doi: 10.3389/fphys.2020.01062. PMID: 33041843; PMCID: PMC7522439.
36. CRAM, J.R., KASMAN, G.S. & HOLTZ, J. (1998) **Introduction to Surface Electromyography**. Aspen Publication, Gaithersburg.
 37. DEMPSTER, W.T. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs. In: **Wright Air Development Center Technical Report**. Wright Patterson Air Force Base, Ohio, p. 55 – 159, 1995.
 38. ARAÚJO, V. L. *et al.* Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon). 2017 May;44:28-35. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.02.012. Epub 2017 Feb 27. PMID: 28315596.
 39. CRUZ, A. C. *et al.* Pelvic Drop Changes due to Proximal Muscle Strengthening Depend on Foot-Ankle Varus Alignment. **Applied Bionics and Biomechanics**. 2019 May 12;2019:2018059. doi: 10.1155/2019/2018059. PMID: 31223335; PMCID: PMC6541954.
 40. SOUZA, T.R. *et al.* Prestress revealed by passive co-tension at the ankle joint. **Journal of Biomechanics**. 2009 Oct 16;42(14):2374-80. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.033. Epub 2009 Aug 3. PMID: 19647832.
 41. REDFERN, M.; HUGHES, R.; CHAFFIN, D. High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon). 1993 Jan;8(1):44-8. doi: 10.1016/S0268-0033(05)80009-9. Epub 2005 Nov 21. PMID: 23915829.
 42. LAMONTAGNE, A. *et al.* Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon). 1997 Oct;12(7-8):508-515. doi: 10.1016/s0268-0033(97)00036-3. PMID: 11415761.
 43. LI Y, Yu *et al.* Quantifying the stiffness of lumbar erector spinae during different positions among participants with chronic low back pain. **PLoS One**. 2022 Jun 24;17(6):e0270286. doi: 10.1371/journal.pone.0270286. PMID: 35749429; PMCID: PMC9231815.
 44. BRODEUR, R. & DELRE, L. (1999). Stiffness of the Thoracolumbar Spine for Subjects with and without Low Back Pain. **JNMS - Journal of the Neuromusculoskeletal System**. 7. 127-133.

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 do 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-UFGM). 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, conseqüentemente, o seu quadril. Nesse momento, você deverá manter-se o mais relaxado possível, sem resistir ou ajudar o movimento da alavanca. Durante esse teste, você terá em sua mão um dispositivo do equipamento, o qual permitirá que você interrompa o movimento da alavanca a qualquer momento, caso ache necessário. Três repetições do movimento do seu quadril serão realizadas em 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 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

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

- Paula Procópio - telefone (31) 999249867; email: paulaprocopio6@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

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@prpq.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 2 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_É1.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	29/06/2021 10:29:49	Juliana de Melo Ocarino	Aceito
Outros	Carta_Resposta.pdf	29/06/2021 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