

Vanessa Aparecida Cardoso

**INFLUÊNCIA DE RECURSOS MUSCULOESQUELÉTICOS DO INDIVÍDUO NO
DESEMPENHO EM UMA TAREFA DE AGACHAMENTO UNIPODAL COM
DEMANDA DE VELOCIDADE E PRECISÃO**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG
2017

Vanessa Aparecida Cardoso

**INFLUÊNCIA DE RECURSOS MUSCULOESQUELÉTICOS DO INDIVÍDUO NO
DESEMPENHO EM UMA TAREFA DE AGACHAMENTO UNIPODAL COM
DEMANDA DE VELOCIDADE E PRECISÃO**

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 à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Funcional Humano

Orientadora: Prof^a Dra Juliana de Melo Ocarino

Co-Orientadora: Doutoranda Cecília Ferreira de Aquino

C268i Cardoso, Vanessa Aparecida
2017 Influência de recursos musculoesqueléticos do indivíduo no desempenho em uma tarefa de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão. [manuscrito] / Vanessa Aparecida Cardoso - 2017.
64f., enc.:il.

Orientadora: Juliana Melo Ocarino
Co-orientadora: Cecília Ferreira de Aquino

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

Bibliografia: f. 53.-56

1. Exercícios físicos – Aspectos fisiológicos - Teses. 2. Sistema musculoesquelético - Teses. 3. Articulações – Amplitude e movimento – Teses. 4 . Força – Teses. I. Ocarino, Juliana Melo. II. Aquino, Cecília Ferreira de. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.015

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br FONE/FAX: (31) 3409-4781/7395

ATA DE NÚMERO 263 (DUZENTOS E SESENTA E TRÊS) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA **VANESSA APARECIDA CARDOSO**, DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 31 (trinta e um) dias do mês de maio do ano de dois mil e dezessete, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação "INFLUÊNCIA DOS RECURSOS DO INDIVÍDUO NO DESEMPENHO EM UMA TAREFA DE AGACHAMENTO UNIPODAL COM DEMANDA DE VELOCIDADE E PRECISÃO". A banca examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Juliana de Melo Ocarino, Renata Noce Kirkwood e Mauro Heleno Chagas, sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 13h30min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata aprovada e apta a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 31 de maio de 2017.

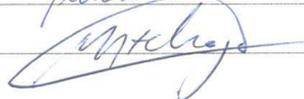
Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino



Professora Dra. Renata Noce Kirkwood

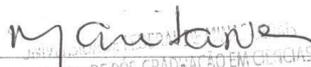


Professor Dr. Mauro Heleno Chagas



Marilane Soares 084190

Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação



COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
EEFFTO
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
DAMASCENA - CEP 31270-901 - BH / MG

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS EM REABILITAÇÃO
 DEPARTAMENTOS DE FISIOTERAPIA E DE TERAPIA OCUPACIONAL
 SITE: www.eeffto.ufmg.br/mreab E-MAIL: mreab@eeffto.ufmg.br
 FONE/FAX: (31) 3409-4781

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de **VANESSA APARECIDA CARDOSO** intitulada **“INFLUÊNCIA DOS RECURSOS DO INDIVÍDUO NO DESEMPENHO EM UMA TAREFA DE AGACHAMENTO UNIPODAL COM DEMANDA DE VELOCIDADE E PRECISÃO”**, defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Juliana de Melo Ocarino	Aprovado	
Renata Noce Kirkwood	Aprovada	
Mauro Heleno Chagas	Aprovado	

Belo Horizonte, 31 de Maio 2017.

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

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
 DA REABILITAÇÃO / EEFFTO
 AV. ANTONIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
 PARQUE UFMG - CEP 31270-901 - B.H. MG

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por me proporcionar tantos momentos que adicionam conhecimento e experiência nessa minha caminhada. Obrigada meu Deus por acolher minhas orações e ser a “Luz” que guia minhas escolhas.

Agradeço aos meus pais pelo apoio e amor incondicional. Ao meu pai, meu exemplo de simplicidade e bondade. A minha mãe, por todo carinho e cuidado. Obrigada por sempre investirem na minha educação e acreditarem nos meus sonhos. Amo muito vocês!

Aos meus irmãos, pelo companheirismo e aos meus queridos sobrinhos (Lucas, Gabriel e Alice), por me proporcionarem alegria nos meus momentos de cansaço.

À minha grande amiga, companheira e co-orientadora Cecília Ferreira de Aquino. Sua contribuição foi essencial para a realização desse trabalho. Serei eternamente grata a você por todo apoio, ensinamento e incentivo. Obrigada pela convivência, por acolher minhas dúvidas, meus choros, meus silêncios e por dar leveza a essa minha caminhada. Divido com você a conquista deste trabalho.

Agradeço à minha orientadora, Prof^a Dr^a Juliana Ocarino, por todas as oportunidades oferecidas e pelo aprendizado constante. Obrigada pelas contribuições valiosas à minha formação. Admiro muito sua competência profissional!

Ao Prof. Dr. Sergio Fonseca, pelas discussões sempre construtivas e que contribuíram muito para a concretização deste trabalho.

A todos os Professores que tive ao longo do mestrado, em especial, Daniela Vaz, André Gustavo, Thales Rezende, Paula Lanna e Marisa Mancini, por todos os ensinamentos que contribuíram muito para o meu crescimento.

À Marcela Fantauzzi, minha “amiga-irmã”, pela amizade sincera e por cada momento que compartilhamos ao longo desses anos. Tenho uma imensa gratidão a você e a seus pais (Maria José e Bernardino) por abrirem as portas de sua casa e me acolherem com tanto carinho. Você é um presente da vida que eu quero ter sempre perto de mim.

Aos meus queridos colegas de mestrado, Marcela Tamiasso, Camila Vasconcelos, Diego Carvalho, Hugo Alves, pelas discussões construtivas, trocas de experiências, risadas e desabafos.

Às minhas queridas e grandes amigas de vida e de profissão: Patrícia Tavares, Naia Machado, Priscila Alves e Marcelle Rezende. Obrigada pelo carinho, apoio, incentivo e pela disponibilidade que tiveram em contribuir para a realização deste trabalho.

À Mary Hopkin, por toda atenção e carinho. Obrigada por aguentar meus momentos de estresse.

Ao Lucas Lara, pela disponibilidade de ter sido voluntário dos testes piloto deste trabalho. Obrigada pelas ideias e pela paciência.

Aos voluntários da pesquisa que, gentilmente, disponibilizaram parte do seu tempo para participar deste estudo. A presença de cada um de vocês foi fundamental para realização deste trabalho, meu muito obrigada a todos!

Aos funcionários do colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG, obrigada pelo auxílio prestado ao longo do mestrado.

Ao apoio do Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq), da Fundação de Apoio a Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG) e da Comissão de Aperfeiçoamento de Pessoal do Nível Superior (CAPES) para realização deste trabalho.

Muito obrigada a todos que contribuíram de alguma forma para este trabalho!

RESUMO

Tarefas que envolvem a realização de agachamento têm sido amplamente utilizadas com o intuito de avaliar o desempenho funcional de um indivíduo e a capacidade de estabilização dos membros inferiores. Tradicionalmente, essas tarefas são realizadas sem que haja restrições em relação ao padrão de movimento adotado pelo indivíduo. Uma tarefa de agachamento que impõe uma demanda de precisão e de velocidade para sua execução pode requerer um melhor alinhamento dinâmico (controle de movimento nos diferentes planos) do membro inferior para atender os requisitos da tarefa. A capacidade de um indivíduo para controlar movimentos nos diferentes planos durante o agachamento parece estar relacionada aos seus recursos musculoesqueléticos. O presente estudo teve como objetivo avaliar a influência dos recursos de rigidez, mobilidade, alinhamento e força muscular, relacionados às articulações de quadril, joelho e tornozelo-pé, no desempenho de indivíduos em uma tarefa de agachamento unipodal com demanda simultânea de velocidade e precisão. Medidas clínicas foram utilizadas para mensurar a rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo, alinhamento do antepé e torque muscular de extensores (EXT) e flexores (FLEX) de joelho e abdutores (ABD) e rotadores laterais (RL) de quadril. A tarefa envolveu agachamento no sentido de orientar um laser entre dois alvos. Foram manipulados os diâmetros (10 e 3 cm) e distâncias entre alvos (20 e 27 cm), resultando em três condições: 10/20, 10/27 e 3/27. O tempo gasto para execução de cada uma das três condições foi medido com um cronômetro digital. Apenas os torques musculares de quadril e joelho mostraram associação bivariada com o tempo de movimento em todas as condições da tarefa ($r \geq -0.38$; $p \leq 0.020$). Análises de regressão hierárquica identificaram que maiores valores de torque dos EXT ($R^2 \geq 0.20$), FLEX ($R^2 \geq 0.21$) e RL ($R^2 \geq 0.14$) foram preditores significativos de menor tempo de movimento, porém, a contribuição desses torques foi diferente para cada condição da tarefa. Os resultados demonstram que a capacidade de geração de força dos músculos de joelho e quadril parece ser um recurso que influencia o desempenho de indivíduos saudáveis em uma tarefa de agachamento unipodal que envolve demandas simultâneas de velocidade e precisão para o seu cumprimento.

Palavras-chave: Desempenho funcional. Agachamento unipodal. Controle de movimento. Rigidez. Mobilidade e força muscular.

ABSTRACT

Tasks involving squatting have been widely used for assessing functional performance and ability of individuals to stabilize the lower limbs. Traditionally, these tasks have been performed without constrain the pattern of movement adopted by the individual. A squatting task that imposes a demand of precision and velocity to be accomplished may require a better dynamic alignment (movement control in different motion planes) of the lower limb to fulfill the task requirements. The capability of movement control in the different motion planes during squatting seems to be related to the musculoskeletal resources of the individual. The objective of the present study was to evaluate the influence of stiffness, mobility, alignment and muscle strength, related to the hip, knee and ankle-foot joints, upon the performance in a single leg squat task with simultaneous demand of velocity and precision. Clinical measurements were used to quantify the hip passive stiffness, the dorsiflexion range of motion, the forefoot alignment and the muscle torque of the knee extensors (EXT) and flexors (FLEX) and the hip abductors (ABD) and lateral rotators (LR). The task involved squatting with the aim of directing a laser towards two targets with diameters of 10 and 3 cm and distances between the targets of 20 and 27 cm, resulting in three conditions: 10/20, 10/27 e 3/27. The movement time to accomplish each of the three conditions was measured with a digital chronometer. Only the muscle torques of the hip and knee joints showed bivariate association to the duration of the movement in all task conditions ($r \geq -0.38$; $p \leq 0.020$). Hierarchical regression models identified that higher torque values of the EXT ($R^2 \geq 0.20$), FLEX ($R^2 \geq 0.21$) and LR ($R^2 \geq 0.14$) were significant predictors of a lower movement time. However, these torque contributions were different for each task condition. The results showed that the capacity of the knee and hip muscles to generate force seems to be a resource that influences healthy subjects' performance in a single leg squat task that involves the simultaneous demand of velocity and precision.

Keywords: Functional performance. Single leg squat. Movement control. Stiffness. Mobility and muscle strength.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 MATERIAIS E MÉTODO	15
2.1 Delineamento do Estudo	15
2.2 Amostra	15
2.3 Procedimentos	16
2.4 Análise Estatística	24
3 ARTIGO	26
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	52
REFERÊNCIAS	53
APÊNDICE A	57
APÊNDICE B	58
ANEXO	61

PREFÁCIO

A presente dissertação foi elaborada de acordo com as normas estabelecidas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sendo estruturada em 4 seções. A primeira seção contém a introdução com a problematização, a justificativa do estudo realizado e os objetivos da dissertação. Segue indicada na segunda seção, a descrição detalhada dos métodos utilizados no estudo. A terceira seção apresenta o artigo científico correspondente ao estudo realizado na dissertação. O artigo está traduzido para o inglês e formatado de acordo com as normas do periódico *The Journal of Sport Rehabilitation*. Na quarta seção estão expostas as considerações finais desta dissertação. Em seguida, estão indicadas as referências bibliográficas, apêndices e anexos.

1 INTRODUÇÃO

O agachamento é uma tarefa comum às atividades de vida diária e às atividades esportivas¹, utilizada em ambientes clínico e de pesquisa para avaliação do desempenho funcional do indivíduo^{2,3,4}, e/ou da capacidade de estabilização e do padrão de movimento do membro inferior^{5,6}. A realização desta tarefa exige movimentos simultâneos das articulações de quadril, joelho e tornozelo-pé nos planos sagital, frontal e transversal^{1,7}. O excesso de movimento nesses planos, tais como adução e rotação medial de fêmur⁸, pronação do pé e rotação medial de tibia⁹, pode impor maior estresse sobre as estruturas teciduais da articulação do joelho e comprometer o desempenho do indivíduo na tarefa de agachamento⁸. As alterações de alinhamento dinâmico do membro inferior em situações de descarga de peso, especialmente nos planos frontal e transversal, têm sido relacionadas com a ocorrência de lesões, como a ruptura do ligamento cruzado anterior¹⁰, e de disfunções da articulação patelofemoral¹¹. Portanto, para assegurar um adequado desempenho em uma tarefa de agachamento e minimizar a carga imposta à articulação do joelho, o indivíduo deve ser capaz de controlar os movimentos das articulações de quadril, joelho e tornozelo-pé nos diferentes planos de movimento.

A habilidade do indivíduo de controlar os movimentos do membro inferior em tarefas funcionais, como o agachamento unipodal, tem sido atribuída aos recursos disponíveis em seu sistema musculoesquelético, tais como rigidez¹², mobilidade articular¹³, alinhamento ósseo¹⁴ e força muscular^{15,16}. O excesso de movimento do joelho no plano frontal tem sido relacionado à baixa rigidez passiva de quadril¹² e diminuição da força dos músculos abdutores^{16,17} e rotadores laterais de quadril¹⁸. Além disso, recursos do complexo tornozelo-pé, como alinhamento varo de antepé¹⁴ e redução da amplitude de dorsiflexão de tornozelo^{13,19} também demonstram associação com o excesso de movimento do membro inferior nos planos frontal e transversal. Os movimentos exigidos no plano sagital durante o agachamento sofrem influência da mobilidade de dorsiflexão de tornozelo¹³ e da força muscular dos extensores e flexores de joelho^{1,7}. Neste contexto, recursos musculoesqueléticos relacionados aos segmentos de quadril, joelho e tornozelo-pé parecem demonstrar influências distintas na capacidade do indivíduo de controlar os movimentos do membro inferior durante uma tarefa de agachamento.

Testes clínicos que envolvem tarefas de agachamento unipodal são propostos na literatura para avaliação do desempenho funcional do indivíduo^{3,6,4,20}. Na maioria dos testes de agachamento, o desempenho do indivíduo é avaliado por meio do número de

repetições realizadas em um determinado período de tempo^{4,21} ou pelo alcance máximo (distância) realizado pelo membro inferior²⁰, sem restrições ao padrão de movimento adotado pelo indivíduo. Um teste utilizado para avaliação do desempenho funcional é o teste de descida do degrau⁴. Este teste consiste em uma tarefa de agachamento livre em que o indivíduo, posicionado em apoio unipodal sobre um *step* de 20 centímetros, deve flexionar os joelhos até o calcanhar do membro contralateral tocar o chão, sem que haja descarga de peso, e retornar a posição inicial. O maior número de repetições possíveis realizadas pelo indivíduo em um período de 30 ou 60 segundos é registrado^{4,2}. Outro teste também utilizado para avaliação do desempenho funcional de atletas, mas que também não impõe restrições ao padrão de movimento é o *Star Excursion Balance Test* (SEBT)²⁰ ou *Y Test*²². Este teste é descrito como uma medida do controle postural dinâmico, em que o indivíduo deve estabilizar o seu membro de apoio e realizar um alcance máximo do membro contralateral nas direções anterior, póstero-medial e póstero-lateral²⁰. Considerando as características desses testes, um indivíduo pode realizar um alcance em uma determinada distância, por exemplo, mesmo apresentando um pobre controle de movimento (i.e. pobre alinhamento dinâmico) do membro inferior. Em outras palavras, os testes descritos para quantificar o desempenho do indivíduo em uma tarefa que envolve agachamento unipodal não exigem um bom alinhamento dinâmico do membro inferior para serem realizados. Além disso, a variável de desempenho mensurada (e.g. repetições) não, necessariamente, reflete a dificuldade do indivíduo para controlar os movimentos do membro inferior durante o agachamento.

Um teste que envolve uma tarefa de agachamento, em que o indivíduo deve controlar os movimentos nos planos sagital, frontal e transversal para atender os pré-requisitos de precisão e velocidade para o cumprimento da tarefa, foi desenvolvido por Amaral²³. A tarefa consiste em realizar agachamentos unipodais cíclicos, em que os indivíduos deveriam apontar a luz de um *laser pointer* afixado à pelve para dois alvos de forma sequenciada o mais rápido possível, sempre respeitando o pré-requisito de precisão imposta pelo tamanho (largura) do alvo e a distância entre os alvos²³. No estudo de Amaral, foram utilizadas três condições da tarefa de agachamento, em que a distância estabelecida entre os alvos era mantida fixa e o tamanho dos alvos eram variados. Na condição da tarefa em que o alvo era menor, uma maior exigência de controle de movimento do membro inferior era imposta pela tarefa, especialmente nos planos frontal e transversal. Este estudo verificou que o tempo médio para realização da tarefa de

agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão foi uma variável confiável para caracterizar o desempenho de indivíduos saudáveis.

A proposta do presente estudo é utilizar uma tarefa de agachamento unipodal que envolve demandas simultâneas de velocidade e precisão para o seu cumprimento. Especificamente, uma tarefa de agachamento em que o indivíduo deve controlar os movimentos nos diferentes planos para atender a uma demanda de precisão e ainda realizar o movimento o mais rápido possível irá requerer do indivíduo um bom alinhamento dinâmico do membro inferior para o cumprimento da tarefa. Neste sentido, uma maior dificuldade de controlar os movimentos do membro inferior resultaria em maior tempo de movimento, variável indexadora do desempenho do indivíduo. Como a capacidade de um indivíduo para controlar movimentos nos diferentes planos durante o agachamento parece estar relacionada com o seus recursos musculoesqueléticos^{12,13,14,16,18}, a hipótese do presente estudo é que indivíduos com menor rigidez, força e mobilidade e maior alteração de alinhamento apresentarão maior tempo de movimento para realizar a tarefa de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência de recursos musculoesqueléticos como rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo, alinhamento do complexo tornozelo-pé, força dos músculos abdutores e rotadores laterais de quadril e extensores e flexores de joelho, no desempenho de indivíduos saudáveis em uma tarefa de agachamento unipodal com demanda simultânea de velocidade e precisão.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Delineamento do Estudo

No presente estudo, indivíduos saudáveis foram submetidos à avaliação da rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo, alinhamento do complexo tornozelo-pé, força isométrica dos músculos extensores e flexores de joelho, rotadores laterais e abdutores de quadril e um teste de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão. Este estudo foi desenvolvido na cidade de Divinópolis-MG, em uma clínica particular de fisioterapia localizada no centro da cidade, e que disponibiliza de infraestrutura necessária para realização das medidas da pesquisa (CARTA DE APOIO - APÊNDICE A).

2.2 Amostra

Trinta e seis indivíduos saudáveis (18 mulheres e 18 homens) participaram do estudo. Média (desvio padrão) de idade, massa corporal, estatura e índice de massa corporal (IMC) foram respectivamente: 29,8 (1,08) anos, 67,9 (2,49) kg, 1,69 (0,01) m, 23,5 (0,58) Kg/m².

A seleção dos participantes foi realizada por conveniência, na cidade de Divinópolis-MG, utilizando cartazes afixados nas academias de musculação, estúdios de pilates, faculdades da cidade, e através da rede social de amigos e colaboradores do fisioterapeuta responsável pelo estudo. Os critérios de inclusão do estudo foram: não apresentar dor ou lesão nos membros inferiores nos últimos 12 meses e ausência de cirurgia prévia no quadril, joelho e/ou tornozelo. Os indivíduos que relatassem dor durante a execução de qualquer teste ou que não conseguissem completar a tarefa de agachamento unipodal seriam excluídos do estudo. Nenhum participante foi excluído.

O cálculo do tamanho amostral foi realizado no programa G*Power3, considerando a realização de teste de regressão linear múltipla e utilizando os seguintes valores: nível de significância de 0.05, poder estatístico de 0.80, número de preditores (sete) e tamanho de efeito moderado ($r = 0.5$) para a associação do tempo de movimento com as medidas de rigidez, alinhamento, mobilidade e força. Assim, foi estimado um valor mínimo de 29 indivíduos. Todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE B) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (parecer nº 1.366.689) (ANEXO).

2.3 Procedimentos

Os participantes compareceram em dois momentos a uma clínica de fisioterapia, com intervalo máximo de uma semana, para realização das medidas. No primeiro dia, foram coletadas as medidas de rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo e alinhamento do complexo tornozelo-pé. Neste primeiro dia, o teste de agachamento unipodal foi realizado apenas para aprendizagem da tarefa, uma vez que no estudo piloto foi verificado que o desempenho dos indivíduos neste teste melhorava à medida que se familiarizavam com a tarefa. No segundo dia de coleta, foi realizado o teste de agachamento unipodal e, em seguida, os testes isométricos de força para os músculos extensores e flexores de joelho e rotadores laterais e abdutores de quadril. Todas as mensurações foram realizadas no membro inferior dominante, definido como aquele que o indivíduo usa para chutar uma bola³. Cada medida foi realizada sempre pelo mesmo examinador.

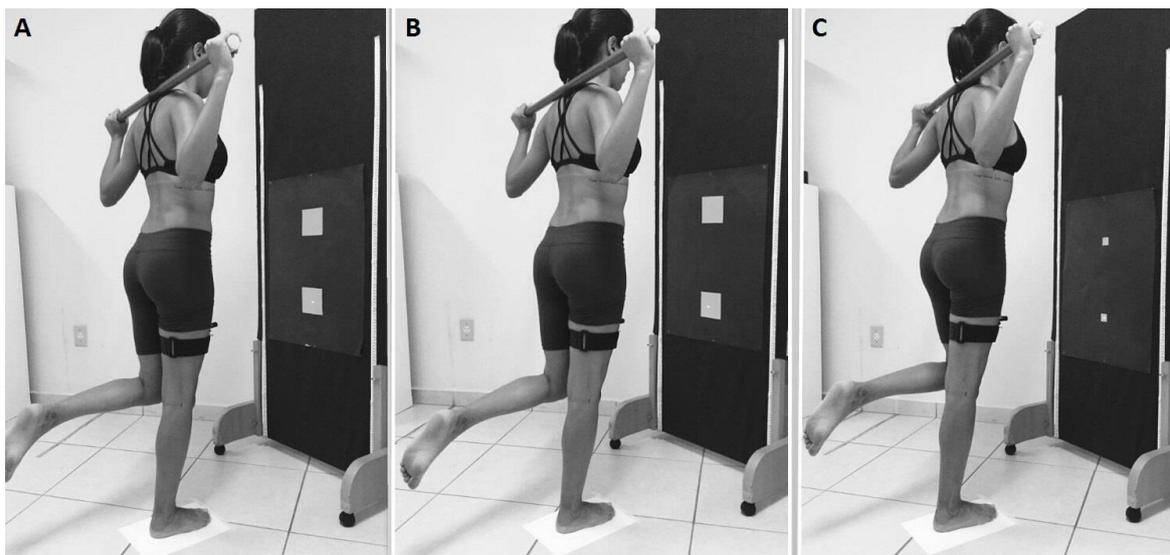
Teste de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão

Este teste foi uma adaptação do teste desenvolvido por Amaral²³ e consistiu de três condições da tarefa de agachamento unipodal que exigiu do indivíduo velocidade e precisão para garantir o adequado desempenho em cada condição²³. O participante, segurando um bastão atrás da cabeça e sobre os ombros, foi orientado a realizar cinco agachamentos unipodais cíclicos contínuos o mais rápido possível movendo a luz de um *laser* (Motion Guidance[®]) entre dois alvos quadrados, separados por uma distância pré-estabelecida (FIGURA 1). O agachamento foi realizado mantendo sempre a precisão imposta pelo tamanho do alvo e a distância entre os alvos²³. O *laser* foi fixado por uma faixa na região anterior da coxa, 15 centímetros acima do centro da patela, seguindo o eixo longitudinal do fêmur. O indivíduo foi posicionado de frente a um painel preto (2,00 x 0,80m) colocado a 50 centímetros de distância do participante. A altura do primeiro alvo foi determinada com o participante de pé em apoio unipodal com o joelho estendido e a luz do *laser* apontando em direção ao centro do alvo. O segundo alvo foi posicionado acima do primeiro alvo¹, a uma distância pré-estabelecida de acordo com a condição da tarefa. As três condições de tarefa de agachamento unipodal foram estabelecidas utilizando dois

¹ Dado a posição do laser na coxa, ao realizar o movimento de agachamento a luz do *laser* se move para cima. Desta forma, o segundo alvo foi posicionado acima do primeiro.

tamanhos (largura) de alvos (3 cm e 10 cm) e duas distâncias entre os alvos (20 cm e 27 cm). A primeira condição da tarefa foi com o alvo de 10 cm de tamanho e distância entre os alvos de 20 cm (condição 10/20). Para a segunda condição, foi mantido o tamanho do alvo de 10 cm e modificada a distância entre os alvos para 27 cm (condição 10/27). Esta condição do alvo 10/27 foi estabelecida para impor maior exigência de movimento do membro inferior no plano sagital em relação à primeira condição. Para a terceira condição da tarefa, foi mantida a distância de 27 cm entre os alvos e o tamanho dos alvos foi modificado para 3 cm (condição 3/27). Esta última condição foi estabelecida na tentativa de impor maior exigência de controle de movimento do membro inferior. A ordem para realização das três condições da tarefa foi aleatorizada por sorteio.

Figura 1. Teste de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão: (A) alvos de 10 cm separados por uma distância de 20 cm (Condição 10/20). (B) alvos de 10 cm separados por uma distância de 27 cm (Condição 10/27). (C) alvos de 3 cm separados por uma distância de 27 cm (Condição 3/27).



Para coleta de dados, o participante realizou duas séries de cinco agachamentos para familiarização da tarefa e, em seguida, realizava mais duas séries de cinco agachamentos em cada uma das três condições da tarefa (10/20, 10/27 e 3/27). O comando verbal utilizado foi: “Você deve agachar, dobrando o seu joelho e levando o quadril para trás, tentando manter seu tronco ereto, para deslocar a luz do *laser* do alvo inferior até o alvo superior, o mais rápido possível sem errar os alvos. Você não pode retornar ao alvo inferior antes de tocar o alvo superior, nem ultrapassar seus limites”. Entre cada série de agachamento e cada condição da tarefa foi dado um intervalo de 1 minuto. Caso houvesse

erros na execução da tarefa, como não tocar a luz do laser no alvo ou ultrapassar os limites do alvo, a série de agachamento era reiniciada após um período de 1 minuto de descanso. O tempo gasto para execução da tarefa de agachamento em cada condição foi medido com um cronômetro digital. O cronômetro foi disparado pelo examinador no momento em que o participante iniciava o agachamento e interrompido assim que a luz do laser retornava ao alvo inferior ao completar o quinto ciclo de agachamento. A média do tempo de movimento em segundos (s) das duas séries em cada condição foi calculada e normalizada pelo comprimento do membro inferior do participante (distância entre a espinha íliaca ântero-superior e o maléolo lateral), e considerada para análise.

A confiabilidade intra-examinador da medida do tempo de movimento foi determinada em um estudo piloto com seis indivíduos e um intervalo de medida de uma semana. O Coeficiente de Correlação Intraclasse ($CCI_{3,k}$)²⁴, seu respectivo intervalo de confiança (IC) de 95% e o Erro Padrão da Medida (EPM) obtidos para cada condição da tarefa foram: $CCI_{3,2}$ de 0.82 (IC 95%: 0.39–0.95) e EPM de 0.765s para condição 10/20, $CCI_{3,2}$ de 0.91 (IC 95%: 0.70–0.97) e EPM de 0.746s para condição 10/27, e $CCI_{3,2}$ de 0.95 (IC 95%: 0.82–0.98) e EPM de 1.037s para condição 3/27.

Teste clínico para informar sobre a rigidez passiva do quadril

A rigidez passiva do quadril ao movimento de rotação medial foi mensurado de acordo com o método clínico proposto por Carvalhais et al.²⁵, no qual maiores valores de angulação de rotação medial do quadril indicam menor rigidez dessa articulação. O participante foi posicionado em prono com a pelve estabilizada por um cinto e com o joelho fletido a 90° (FIGURA 2). Inicialmente, o examinador realizou cinco repetições do movimento de rotação medial para acomodação viscoelástica dos tecidos. Em seguida, o examinador permitiu que o quadril movesse em rotação medial até que o torque passivo da articulação do quadril se igualasse ao torque produzido pela massa da perna e pé. Essa posição foi quantificada com um inclinômetro digital (*Protractor Pro 3600*®) posicionado cinco centímetros distal à tuberosidade tibial e alinhado em relação ao ponto médio entre os maléolos. Quando o examinador percebeu qualquer sinal de contração, seja visual ou a palpação, o teste foi repetido. Foram realizadas três medidas e a média foi considerada para análise. O ângulo de rotação medial foi normalizado pela massa corporal (°/Kg). A análise de confiabilidade intra-examinador, realizada com sete indivíduos e intervalo de uma semana, demonstrou valores de $CCI_{3,3}$ de 0.93 (IC 95%: 0.80–0.97) e EPM de 0.03°/Kg.

Figura 2. Medida clínica para informar sobre rigidez passiva de quadril.



Amplitude de dorsiflexão de tornozelo com descarga de peso:

Para avaliar a amplitude de dorsiflexão por meio do método proposto por Bennel et al.²⁶, o participante foi posicionado de pé com as mãos apoiadas na parede e o pé sobre uma fita adesiva marcada no chão (FIGURA 3). Em seguida foi solicitado a levar seu joelho a frente até encostá-lo em uma linha marcada na parede, sem elevar o calcanhar do chão. A distância do pé até a parede era a distância máxima que o participante conseguia tocar a linha da parede com o seu joelho, mantendo o calcanhar apoiado no chão. O inclinômetro digital foi posicionado na face anterior da tíbia, 15 centímetros distal à sua tuberosidade tibial, para registrar a amplitude de dorsiflexão, em graus ($^{\circ}$)²⁶. Foram realizadas três medidas e a média considerada para análise. A análise de confiabilidade intra-examinador, realizada com sete indivíduos e intervalo de uma semana, demonstrou valores de $CCI_{3,3}$ de 0,99 (IC 95%: 0,99–1,0) e EPM de $0,41^{\circ}$.

Figura 3. Medida da amplitude de dorsiflexão de tornozelo.



Medida do alinhamento perna-antepé

Para avaliação do alinhamento do complexo tornozelo-pé no plano frontal²⁷, o participante foi posicionado em decúbito ventral, com o pé pendente para fora da maca e a região posterior do calcâneo apontando para cima. O membro contralateral foi mantido em rotação lateral de quadril e flexão do joelho (FIGURA 4). Uma haste metálica foi posicionada com velcro sobre a superfície plantar da cabeça dos metatarsos. A bissecção da perna foi realizada partindo do ponto médio entre os extremos lateral e medial do platô tibial até o ponto médio entre os maléolos. O tornozelo foi posicionado passivamente com o goniômetro a 90° e o participante foi solicitado a manter ativamente essa posição, enquanto o examinador realizou a medida do alinhamento. O braço fixo do goniômetro foi alinhado com a bissecção da perna e o braço móvel alinhado com a haste metálica. O alinhamento varo foi descrito como valor positivo e o valgo como valor negativo, em graus (°)²⁷. Foram realizadas três medidas e considerada a média para análise. A análise de confiabilidade intra-examinador, realizada com sete indivíduos e intervalo de uma semana, demonstrou valores de CCI_{3,3} de 0.92 (IC 95%: 0.75–0.97) e EPM de 1.81°.

Figura 4. Medida do alinhamento perna-antepé.



Torque Muscular Isométrico

A força isométrica dos músculos extensores (EXT) e flexores (FLEX) do joelho e abdutores (ABD) e rotadores laterais (RL) de quadril foi avaliada utilizando um dinamômetro manual (*Hand Held-MicroFET2®*) fixado no segmento por meio de um cinto para resistir à força realizada pelo participante durante o teste. Em todos os testes, o participante realizou previamente uma contração isométrica submáxima por 5s para familiarização²⁸. Em seguida, realizou três contrações isométricas máximas com duração de 5s e intervalo de 30s entre repetições para cada teste de força. O participante foi solicitado a aumentar gradativamente a força por 2s, e então realizar a contração máxima do terceiro ao quinto segundo. Incentivo verbal para força máxima foi dado durante todos os testes²⁹, medidas com variação acima de 10% foram repetidas. O valor de torque foi calculado, multiplicando o valor médio de força (newtons) pela distância (metros) do dinamômetro ao eixo da articulação avaliada. Os valores de torque foram normalizados pela massa corporal (Nm/kg). A ordem de realização dos testes isométricos de força foi aleatorizado por sorteio.

Torque isométrico dos extensores de joelho: o participante foi posicionado sentado na maca, com ambas as mãos cruzadas à frente do tronco e joelho do membro testado a 90° de flexão²⁹ (FIGURA 5). O dinamômetro foi fixado na região anterior da perna, 5 centímetros acima do ponto médio entre os maléolos. O participante realizou uma força máxima para estender o joelho. A análise de confiabilidade intra-examinador, realizada com sete indivíduos e intervalo de uma semana, demonstrou valores de $CCI_{3,3}$ de 0.92 (0.75-0.97) e EPM de 0.148 Nm/Kg.

Figura 5. Teste isométrico de força muscular dos extensores de joelho.



Torque isométrico dos flexores de joelho:

Com o participante na mesma posição do teste anterior, com a coxa estabilizada na maca por um cinto, o dinamômetro foi fixado na região posterior da perna, 5 centímetros acima do ponto médio entre os maléolos²⁹ (FIGURA 6). O participante realizou uma força máxima para fletir o joelho. A análise de confiabilidade intra-examinador, realizada com sete indivíduos e intervalo de uma semana, demonstrou valores de $CCI_{3,3}$ de 0.86 (0.56-0.95) e EPM de 0.092 Nm/Kg.

Figura 6. Teste isométrico de força muscular dos flexores de joelho.



Torque isométrico dos músculos abdutores de quadril: o participante foi posicionado em decúbito lateral com pelve estabilizada por um cinto e o quadril a ser avaliado em posição neutra (FIGURA 7). O dinamômetro foi fixado na face lateral distal da coxa, 5 centímetros acima da linha articular do joelho²⁸. O participante foi solicitado a realizar força máxima de abdução de quadril. A análise de confiabilidade intra-examinador, realizada com sete indivíduos e intervalo de uma semana, demonstrou valores de $CCI_{3,3}$ de 0.92 (0.75-0.97) e EPM de 0.117 Nm/Kg.

Figura 7. Teste isométrico de força muscular dos abdutores de quadril.



Torque isométrico dos músculos rotadores laterais de quadril: o participante foi posicionado em decúbito ventral com o joelho fletido a 90° e a pelve estabilizada por um cinto (FIGURA 8). O dinamômetro foi fixado na face medial do tornozelo, 5 centímetros acima do maléolo medial³⁰. O participante foi solicitado a realizar força máxima para rodar lateralmente o quadril. Caso o examinador percebesse movimentos compensatórios, tais como adução de quadril ou rotação da pelve e tronco, o teste era repetido. A análise de confiabilidade intra-examinador, realizada com sete indivíduos e intervalo de uma semana, demonstrou valores de CCI_{3,3} de 0.91 (0.71-0.97) e EPM de 0.046 Nm/Kg.

Figura 8. Teste isométrico de força muscular dos rotadores laterais de quadril.



2.4 Análise Estatística

Estatística descritiva, com valores de média e desvio padrão, foi utilizada para caracterizar a amostra em relação às variáveis tempo de movimento, rigidez passiva de quadril, dorsiflexão de tornozelo, alinhamento do complexo tornozelo-pé e torques musculares.

Coefficiente de Pearson foi utilizado para avaliar a correlação bivariada entre as variáveis do estudo. Apenas as variáveis que demonstraram uma relação significativa com o tempo de movimento nas condições da tarefa foram consideradas para o modelo de

regressão como potenciais fatores de contribuição para desempenho na tarefa de agachamento unipodal. Além disso, no sentido de minimizar os efeitos de multicolinearidade entre as variáveis independentes, foi determinado que as variáveis fortemente correlacionadas entre si ($r > 0.7$) e com fator de inflação de variância (VIF) maior que 10 não entrariam no mesmo modelo de regressão^{31,32}.

Análises de regressão múltipla hierárquica foram realizadas para identificar as variáveis independentes que poderiam explicar o desempenho em cada condição da tarefa de agachamento unipodal. Os pressupostos de normalidade e homocedasticidade dos resíduos foram devidamente testados.

Para determinar a relevância clínica de cada modelo final da análise de regressão, o tamanho de efeito de *Cohen's f²* foi usado para avaliar a eficácia do modelo^{33,34}. O tamanho de efeito de *Cohen's f²* pode ser classificado como pequeno (0.02-0.14), moderado (0.15-0.34) e grande (≥ 0.35)³³. Todas as análises foram realizadas considerando uma probabilidade de erro tipo I (α) de 0.05. Os dados foram analisados utilizando-se o *software Statistical Package for Social Sciences (SPSS)* (version 19.0, SPSS Inc., Chicago, IL, Estados Unidos).

3 ARTIGO

INFLUÊNCIA DE RECURSOS MUSCULOESQUELÉTICOS DO INDIVÍDUO NO DESEMPENHO EM UMA TAREFA DE AGACHAMENTO UNIPODAL COM DEMANDA DE VELOCIDADE E PRECISÃO

Vanessa A. Cardoso⁽¹⁾, Cecília F. Aquino⁽¹⁾, Paula L.P. Silva⁽²⁾, Sérgio T. Fonseca⁽¹⁾; André G. Andrade⁽¹⁾, Juliana M. Ocarino⁽¹⁾

¹ Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil.

² University of Cincinnati

Corresponding Author:

Juliana Ocarino

Endereço: Departamento de Fisioterapia, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Avenida Antônio Carlos 6627, Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

E-mail: julianaocarino@gmail.com

Resumo

Contexto: A capacidade do indivíduo para atender os requisitos de uma tarefa de agachamento que envolve demanda simultânea de velocidade e precisão pode estar relacionada aos seus recursos musculoesqueléticos. **Objetivo:** avaliar a influência de rigidez, mobilidade, alinhamento e força muscular de quadril, joelho e tornozelo-pé, no desempenho de indivíduos em uma tarefa de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão. **Desenho do estudo:** Estudo transversal. **Local:** Clínica de fisioterapia. **Participantes:** participaram do estudo 36 indivíduos saudáveis **Principais medidas:** incluíram rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo, alinhamento perna-antepé e torque muscular isométrico de extensores (EXT) e flexores (FLEX) de joelho, abdutores (ABD) e rotadores laterais (RL) de quadril. A tarefa envolveu agachamento no sentido de orientar um laser, afixado na face anterior da coxa, entre dois alvos quadrados separados por uma determinada distância. Foram estabelecidas três condições da tarefa de agachamento utilizando alvos com tamanho de 10 cm separados por uma distância de 20 cm, alvos de 10 cm separados por uma distância de 27 cm e alvos de 3 cm separados por uma distância de 27 cm. O tempo gasto em cada condição foi medido com cronômetro digital. **Resultados:** Apenas os torques musculares de quadril e joelho mostraram associação bivariada com tempo de movimento nas três condições ($r \geq -0.38$; $p \leq 0.020$). Regressões hierárquicas identificaram que maiores valores de torque dos EXT ($R^2 \geq 0.20$), FLEX de joelho ($R^2 \geq 0.21$) e RL de quadril ($R^2 \geq 0.14$) foram preditores significativos de menor tempo de movimento, porém, a contribuição desses torques foi diferente para cada condição. **Conclusão:** A capacidade de geração de força muscular de joelho e quadril de indivíduos saudáveis é um recurso importante para o desempenho em uma tarefa de agachamento unipodal com demanda simultânea de velocidade e precisão.

Palavras-chave: agachamento unipodal, desempenho, controle de movimento, rigidez, mobilidade e força muscular.

Introdução

O agachamento é uma tarefa comum às atividades de vida diária e as atividades esportivas¹, utilizada em ambientes clínico e de pesquisa para avaliação do desempenho funcional do indivíduo^{2,3,4}, e/ou do padrão de movimento do membro inferior^{5,6}. A realização desta tarefa exige movimentos simultâneos das articulações de quadril, joelho e tornozelo-pé nos planos sagital, frontal e transversal^{1,7}. O excesso de movimento nesses planos, tais como adução e rotação medial de fêmur⁸, pronação do pé e rotação medial de tíbia⁹, pode impor maior estresse sobre as estruturas teciduais do joelho e comprometer o desempenho do indivíduo no agachamento⁸. As alterações de alinhamento dinâmico do membro inferior em situações de descarga de peso, especialmente nos planos frontal e transversal, têm sido relacionadas com a ocorrência de lesões, como a ruptura do ligamento cruzado anterior¹⁰, e de disfunções da articulação patelofemoral¹¹. Portanto, para assegurar um adequado desempenho em uma tarefa de agachamento e minimizar a carga imposta à articulação do joelho, o indivíduo deve ser capaz de controlar os movimentos das articulações de quadril, joelho e tornozelo-pé nos diferentes planos de movimento.

A habilidade do indivíduo de controlar os movimentos do membro inferior em tarefas funcionais, como o agachamento unipodal, tem sido atribuída aos recursos disponíveis em seu sistema musculoesquelético, tais como rigidez¹², mobilidade articular¹³, alinhamento ósseo¹⁴ e força muscular^{15,16}. O excesso de movimento do joelho no plano frontal tem sido relacionado à baixa rigidez passiva de quadril¹² e diminuição da força dos músculos abdutores^{16,17} e rotadores laterais de quadril¹⁸. Além disso, recursos do complexo tornozelo-pé, como alinhamento varo de antepé^{12,14} e redução da amplitude de dorsiflexão de tornozelo^{13,19} também demonstram associação com o excesso de movimento do membro inferior nos planos frontal e transversal. Os movimentos exigidos no plano sagital durante o agachamento sofrem influência da mobilidade de dorsiflexão de tornozelo¹³ e da força muscular dos extensores e flexores de joelho^{1,7}. Neste contexto, recursos musculoesqueléticos relacionados aos segmentos de quadril, joelho e tornozelo-pé parecem demonstrar influências distintas na capacidade do indivíduo de controlar os movimentos do membro inferior durante uma tarefa de agachamento.

Testes clínicos que envolvem tarefas de agachamento unipodal são propostos na literatura para avaliação do desempenho funcional do indivíduo^{2,3,6,4,20}. Na maioria dos testes de agachamento, o desempenho do indivíduo é avaliado por meio do número de repetições realizadas em um determinado período de tempo^{4,21} ou pelo alcance máximo

(distância) realizado pelo membro inferior, sem restrições ao padrão de movimento adotado pelo indivíduo^{20,22}. Devido a essas características, um indivíduo pode realizar um determinado número de repetições, por exemplo, mesmo apresentando um pobre controle de movimento (i.e. pobre alinhamento dinâmico) do membro inferior. Em outras palavras, os testes descritos para quantificar o desempenho do indivíduo em uma tarefa de agachamento unipodal não exigem um bom alinhamento dinâmico do membro inferior para serem realizados. Além disso, a variável de desempenho mensurada (e.g. repetições) não, necessariamente, reflete a dificuldade do indivíduo para controlar os movimentos do membro inferior durante o agachamento.

A proposta do presente estudo é utilizar uma tarefa de agachamento unipodal que envolve demandas simultâneas de velocidade e precisão para o seu cumprimento. Especificamente, uma tarefa de agachamento em que o indivíduo deve controlar os movimentos nos diferentes planos para atender a uma demanda de precisão e ainda realizar o movimento o mais rápido possível irá requerer do indivíduo um bom alinhamento dinâmico do membro inferior para o cumprimento da tarefa. Neste sentido, uma maior dificuldade de controlar os movimentos do membro inferior resultaria em maior tempo de movimento, variável indexadora do desempenho do indivíduo. Como a capacidade de um indivíduo para controlar movimentos nos diferentes planos durante o agachamento parece estar relacionada com os seus recursos musculoesqueléticos^{12,13,14,16,18}, a hipótese do presente estudo é que indivíduos com menor rigidez, força e mobilidade e maior alteração de alinhamento apresentarão maior tempo de movimento para realizar a tarefa de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência de recursos musculoesqueléticos como rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo, alinhamento do complexo tornozelo-pé, força dos músculos abdutores e rotadores laterais de quadril e extensores e flexores de joelho, no desempenho de indivíduos saudáveis em uma tarefa de agachamento unipodal com demanda simultânea de velocidade e precisão.

Métodos

Amostra

Trinta e seis indivíduos saudáveis (18 mulheres e 18 homens) participaram do estudo. Média (desvio padrão) de idade, massa corporal, estatura e índice de massa corporal (IMC) foram respectivamente: 29,8 (1,08) anos, 67,9 (2,49) kg, 1,69 (0,01) m,

23,5 (0,58) Kg/m². Os critérios de inclusão do estudo foram: não apresentar dor ou lesão nos membros inferiores nos últimos 12 meses e ausência de cirurgia prévia no quadril, joelho e/ou tornozelo. Os indivíduos que relatassem dor durante a execução de qualquer teste ou que não conseguissem completar a tarefa de agachamento unipodal seriam excluídos do estudo. Nenhum participante foi excluído. Todos os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (parecer n° 1.366.689).

Procedimentos

Os participantes compareceram em um primeiro momento apenas para aprendizagem do teste de agachamento unipodal, uma vez que, no estudo piloto, foi verificado que o desempenho dos indivíduos neste teste melhorou à medida que se familiarizavam com a tarefa. No prazo máximo de uma semana, o participante retornou para realização da coleta de dados. Todas as mensurações foram realizadas no membro inferior dominante, definido como aquele que o indivíduo usava para chutar uma bola³. Cada medida foi realizada sempre pelo mesmo examinador.

A confiabilidade teste-reteste dos testes utilizados no presente estudo foi determinada em um estudo piloto com um intervalo de medida de uma semana. O Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI_{3,k})²³, seu respectivo intervalo de confiança (IC) de 95% e o Erro Padrão da Medida (EPM) foram obtidos para cada medida e estão apresentados na Tabela 1.

Inserir Tabela 1

Teste de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão

Este teste foi uma adaptação do teste desenvolvido por Amaral²⁴ e consistiu de três condições da tarefa de agachamento unipodal que exigiu do indivíduo velocidade e precisão para garantir o adequado desempenho em cada condição²⁴. O participante, segurando um bastão atrás da cabeça e sobre os ombros, foi orientado a realizar cinco agachamentos unipodais cíclicos contínuos o mais rápido possível movendo a luz de um *laser* (Motion Guidance[®]) entre dois alvos quadrados, separados por uma distância pré-estabelecida (Figura 1). O agachamento foi realizado mantendo sempre a precisão imposta pelo tamanho (largura) do alvo e a distância entre os alvos²⁴. O *laser* foi fixado por uma faixa na região anterior da coxa, 15 centímetros acima do centro da patela, seguindo o eixo

longitudinal do fêmur. O indivíduo foi posicionado de frente a um painel preto (2,00 x 0,80m) colocado a 50 centímetros de distância do participante. A altura do primeiro alvo foi determinada com o participante de pé em apoio unipodal com o joelho estendido e a luz do *laser* apontando em direção ao centro do alvo. O segundo alvo foi posicionado acima do primeiro alvo², a uma distância pré-estabelecida de acordo com a condição da tarefa. As três condições da tarefa de agachamento unipodal foram estabelecidas utilizando dois tamanhos de alvos (3 cm e 10 cm) e duas distâncias entre os alvos (20 cm e 27 cm). A primeira condição da tarefa foi com o alvo de 10 cm de tamanho e distância entre os alvos de 20 cm (condição 10/20). Para a segunda condição, foi mantido o tamanho do alvo de 10 cm e modificada a distância entre os alvos para 27 cm (condição 10/27). Esta condição do alvo 10/27 foi estabelecida para impor maior exigência de movimento do membro inferior no plano sagital em relação à primeira condição. Para a terceira condição da tarefa, foi mantida a distância de 27 cm entre os alvos e o tamanho dos alvos foi modificado para 3 cm (condição 3/27). Esta última condição foi estabelecida na tentativa de impor maior exigência de controle de movimento do membro inferior. A ordem para realização das três condições da tarefa foi aleatorizada por sorteio.

Inserir figura 1

Para coleta de dados, o participante realizou duas séries de cinco agachamentos para familiarização da tarefa e, em seguida, realizava mais duas séries de cinco agachamentos em cada uma das três condições da tarefa (10/20, 10/27 e 3/27). Entre cada série de agachamento e cada condição da tarefa foi dado um intervalo de 1 minuto. Caso houvesse erros na execução da tarefa, como não tocar a luz do laser no alvo ou ultrapassar os limites do alvo, a série de agachamento era reiniciada após um período de 1 minuto de descanso. O tempo gasto para execução de cada condição da tarefa de agachamento foi medido com um cronômetro digital. O cronômetro foi disparado pelo examinador no momento em que o participante iniciava o agachamento e interrompido assim que a luz do laser retornava ao alvo inferior ao completar o quinto ciclo de agachamento. A média do tempo de movimento em segundos (s) das duas séries em cada condição foi calculada e

² Dado a posição do laser na coxa, ao realizar o movimento de agachamento a luz do *laser* se move para cima. Desta forma, o segundo alvo foi posicionado acima do primeiro.

normalizada pelo comprimento do membro inferior do participante (distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e o maléolo lateral), e considerada para análise.

Teste clínico para informar sobre a rigidez passiva do quadril

A rigidez passiva do quadril ao movimento de rotação medial foi mensurado de acordo com o método clínico proposto por Carvalhais et al.²⁵, no qual maiores valores de angulação de rotação medial do quadril indicam menor rigidez dessa articulação. O participante foi posicionado em prono com a pelve estabilizada por um cinto e com o joelho fletido a 90° (Figura 2A). Inicialmente, o examinador realizou cinco repetições do movimento de rotação medial para acomodação viscoelástica dos tecidos. Em seguida, o examinador permitiu que o quadril movesse em rotação medial até que o torque passivo da articulação do quadril se igualasse ao torque produzido pela massa da perna e pé. Essa posição foi quantificada com um inclinômetro digital (*Protractor Pro 3600®*) posicionado cinco centímetros distal à tuberosidade tibial e alinhado em relação ao ponto médio entre os maléolos. Quando o examinador percebeu qualquer sinal de contração, seja visual ou a palpação, o teste foi repetido. Foram realizadas três medidas e a média foi considerada para análise. O ângulo de rotação medial foi normalizado pela massa corporal (°/Kg).

Amplitude de dorsiflexão de tornozelo com descarga de peso

Para avaliar a ADM de dorsiflexão por meio do método proposto por Bennel et al.²⁶, o participante foi posicionado de pé com as mãos apoiadas na parede e o pé sobre uma fita adesiva marcada no chão. Em seguida foi solicitado a levar seu joelho a frente até encostá-lo em uma linha marcada na parede, sem elevar o calcanhar do chão (Figura 2B). A distância do pé até a parede era a distância máxima que o participante conseguia tocar a linha da parede com o seu joelho, mantendo o calcanhar apoiado no chão. O inclinômetro digital foi posicionado na face anterior da tíbia, 15 centímetros distal à sua tuberosidade tibial, para registrar a ADM de dorsiflexão, em graus (°)²⁶. Foram realizadas três medidas e a média considerada para análise.

Medida do alinhamento perna-antepé

Para avaliação do alinhamento do complexo tornozelo-pé no plano frontal²⁷, o participante foi posicionado em decúbito ventral, com o pé pendente para fora da maca e a região posterior do calcâneo apontando para cima. O membro contralateral foi mantido em rotação lateral de quadril e flexão do joelho (Figura 2C). Uma haste metálica foi posicionada com velcro sobre a superfície plantar da cabeça dos metatarsos. A bissecção da perna foi realizada partindo do ponto médio entre os extremos lateral e medial do platô tibial até o ponto médio entre os maléolos. O tornozelo foi posicionado passivamente com o goniômetro a 90° e o participante foi solicitado a manter ativamente essa posição, enquanto o examinador realizou a medida do alinhamento. O braço fixo do goniômetro foi alinhado com a bissecção da perna e o braço móvel alinhado com a haste metálica. O alinhamento varo foi descrito como valor positivo e o valgo como valor negativo, em graus (°)²⁷. Foram realizadas três medidas e considerada a média para análise.

Inserir figura 2

Torque Muscular Isométrico

A força isométrica dos músculos extensores (EXT) e flexores (FLEX) do joelho e abdutores (ABD) e rotadores laterais (RL) de quadril foi avaliada utilizando um dinamômetro manual (*Hand Held-MicroFET2®*) fixado no segmento por meio de um cinto para resistir à força realizada pelo participante durante o teste. Em todos os testes, o participante realizou previamente uma contração isométrica submáxima por 5s para familiarização²⁸. Em seguida, realizou três contrações isométricas máximas com duração de 5s e intervalo de 30s entre repetições para cada teste de força. O participante foi solicitado a aumentar gradativamente a força por 2s, e então realizar a contração máxima do terceiro ao quinto segundo. Incentivo verbal para força máxima foi dado durante todos os testes²⁹, medidas com variação acima de 10% foram repetidas. O valor de torque foi calculado, multiplicando o valor médio de força (newtons) pela distância (metros) do dinamômetro ao eixo da articulação avaliada. Os valores de torque foram normalizados pela massa corporal (Nm/kg). A ordem de realização dos testes isométricos de força foi aleatorizado por sorteio.

Torque isométrico dos flexores de joelho: o participante foi posicionado sentado na maca, com a coxa estabilizada por um cinto, com ambas as mãos cruzadas à frente do tronco e joelho do membro testado a 90° de flexão²⁹ (Figura 3A). O dinamômetro foi fixado na região posterior da perna, 5 centímetros acima do ponto médio entre os maléolos. O participante realizou uma força máxima para fletir o joelho.

Torque isométrico dos extensores de joelho: Com o participante na mesma posição do teste anterior, o dinamômetro foi fixado na região anterior da perna, 5 centímetros acima do ponto médio entre os maléolos²⁹ (Figura 3B). O participante realizou uma força máxima para estender o joelho.

Torque isométrico dos músculos abdutores de quadril: o participante foi posicionado em decúbito lateral com pelve estabilizada por um cinto e o quadril a ser avaliado em posição neutra (Figura 3C). O dinamômetro foi fixado na face lateral distal da coxa, 5 centímetros acima da linha articular do joelho²⁸. O participante foi solicitado a realizar força máxima de abdução de quadril.

Torque isométrico dos músculos rotadores laterais de quadril: o participante foi posicionado em decúbito ventral com o joelho fletido a 90° e a pelve estabilizada por um cinto (Figura 3D). O dinamômetro foi fixado na face medial do tornozelo, 5 centímetros acima do maléolo medial²⁹. O participante foi solicitado a realizar força máxima para rodar lateralmente o quadril. Caso o examinador percebesse movimentos compensatórios, tais como adução de quadril ou rotação da pelve e tronco, o teste era repetido.

Inserir figura 3

Análise Estatística

Estatística descritiva, com valores de média e desvio padrão, foi utilizada para caracterizar a amostra em relação às variáveis tempo de movimento, rigidez passiva de quadril, alinhamento perna-antepé, dorsiflexão de tornozelo e torques musculares.

Coefficiente de Pearson foi utilizado para avaliar a correlação bivariada entre as variáveis. Apenas as variáveis que demonstraram uma relação com o tempo de movimento nas condições da tarefa foram consideradas potenciais fatores de contribuição para

desempenho na tarefa de agachamento unipodal e usadas no modelo de regressão. Além disso, para minimizar os efeitos de multicolinearidade entre as variáveis independentes, foi determinado que as variáveis de maior correlação entre si ($r > 0.7$) ou com fator de inflação de variância (VIF) maior que 10 não entrariam no mesmo modelo de regressão^{31,32}.

Análises de regressão múltipla hierárquica foram realizadas para identificar as variáveis independentes que poderiam explicar o desempenho em cada condição da tarefa de agachamento unipodal. Os pressupostos de normalidade e homocedasticidade dos resíduos foram devidamente testados.

Para determinar a relevância clínica de cada modelo final da análise de regressão, o tamanho de efeito de *Cohen's f²* foi usado para avaliar a eficácia do modelo^{33,34}. O tamanho de efeito de *Cohen's f²* pode ser classificado como pequeno (0.02-0.14), moderado (0.15-0.34) e grande (≥ 0.35)³³. Todas as análises foram realizadas considerando uma probabilidade de erro tipo I (α) de 0.05. Os dados foram analisados utilizando-se o *software Statistical Package for Social Sciences (SPSS)* (version 19.0, SPSS Inc., Chicago, IL, Estados Unidos).

Resultados

Os valores de média e desvio-padrão das variáveis do estudo estão apresentados na Tabela 2.

Inserir Tabela 2

As análises de correlação de *Pearson (r)* mostraram que as variáveis de rigidez passiva de quadril, dorsiflexão de tornozelo e alinhamento perna-antepé não apresentaram relação linear com o tempo de movimento em nenhuma das condições da tarefa ($p > 0.05$). Entretanto, as variáveis de torque dos EXT e FLEX de joelho, ABD e RL de quadril foram inversamente correlacionados com o tempo de movimento na tarefa de agachamento unipodal (valores de r variando de -0.385 a -0.566), indicando que maiores valores de torque destes músculos estão associados a um menor tempo de movimento na tarefa (Tabela 3). O torque dos EXT não apresentou associação com o tempo de movimento apenas na condição 3/27 ($p = 0.100$). Além disso, o torque dos EXT mostrou forte correlação ($r > 0.700$; $p = 0.0001$) com o torque dos ABD e RL e valor de VIF < 2 . Uma

fraca correlação foi observada entre torques de joelho (FLEX x EXT, $r = 0.482$, $p = 0.003$) e moderada correlação entre os torques de quadril (RL x ABD, $r = 0.654$, $p = 0.0001$).

Inserir Tabela 3

Considerando a multicolinearidade do torque dos EXT com os torques de quadril, duas análises de regressão foram realizadas para cada condição da tarefa para investigar a contribuição dos torques relacionados à articulação do joelho e a contribuição dos torques relacionados à articulação do quadril no desempenho dos indivíduos. Para os modelos considerando os torques de joelho como preditores, o torque dos EXT foi a primeira variável selecionada para entrar no modelo considerando sua ação muscular primária no joelho durante uma tarefa de agachamento¹. Nos modelos considerando os torques de quadril como preditores, a primeira variável que selecionamos para o modelo foi torque dos RL, visto que há evidências de associação entre o torque isométrico dos RL e as alterações de movimento do joelho no plano frontal e transversal durante tarefas funcionais como o agachamento¹⁸ e aterrissagem de salto³⁵. Os resultados das análises de regressão múltipla hierárquica para as condições da tarefa 10/20, 10/27 e 3/27 são reportados na Tabela 4.

Inserir Tabela 4

Para condição 10/20, o modelo de regressão com as variáveis de torque de joelho foi significativo ($F = 9.46$, $p = 0.001$). A entrada primária do torque dos EXT no modelo explicou 20.6% e a introdução adicional do torque dos FLEX, no segundo passo da análise, explicou um total de 32.6% da variância no tempo de movimento. No modelo final, apenas o torque dos FLEX manteve significância estatística. O modelo de regressão com as variáveis de torque de quadril para condição 10/20 foi significativo ($F = 7.84$, $p = 0.002$). No primeiro passo da análise, o torque dos RL explicou 30.1% da variância do tempo de movimento e a entrada adicional do torque dos ABD no segundo passo explicou um total de 28.1%. No modelo final, apenas o torque dos RL manteve significância estatística. Para a condição 10/20, um tamanho de efeito (*Cohen f^2*) considerado grande foi obtido nos modelos com torques de joelho (0.48) e quadril (0.39).

Para condição 10/27, o modelo de regressão com as variáveis de torque de joelho foi significativo ($F = 11.24$, $p = 0.0001$). A entrada primária do torque dos EXT no modelo

explicou 26.7% da variância do tempo de movimento e a introdução adicional do torque dos FLEX no segundo passo da análise explicou um total de 36.9%. No modelo final, os dois torques mantiveram significância estatística. O modelo de regressão com as variáveis de torque de quadril para condição 10/27 foi significativo ($F = 7,31$, $p = 0.002$). No primeiro passo da análise, entrou o torque dos RL que explicou 27.4% e a entrada adicional do torque dos ABD no segundo passo explicou um total de 26.5% da variância no tempo de movimento. No modelo final, apenas o torque dos RL manteve significância estatística. Para a condição 10/27, um tamanho de efeito (*Cohen f^2*) grande foi obtido nos modelos com torques de joelho (0.58) e quadril (0.36).

Para condição 3/27, no primeiro passo, o modelo de regressão com o torque de EXT não foi significativo ($F = 2.85$, $p = 0.100$), enquanto que no segundo passo, o modelo com os torques dos EXT e FLEX foi significativo ($F = 5.71$, $p = 0.007$). A entrada primária do torque dos EXT no modelo explicou 5% e a introdução adicional do torque dos FLEX no segundo passo da análise explicou um total de 21,2% da variância no tempo de movimento da tarefa. No modelo final, apenas o torque dos FLEX apresentou significância estatística. O modelo de regressão com as variáveis de torque de quadril para condição 3/27 foi significativo ($F = 3.96$, $p = 0.029$). No primeiro passo da análise, o torque dos RL explicou 14.6% e a entrada adicional do torque dos ABD no segundo passo explicou um total de 14.5% da variância no tempo de movimento da tarefa. No modelo final, nenhum preditor manteve significância estatística. Para condição 3/27, um tamanho de efeito (*Cohen f^2*) moderado foi obtido nos modelos com torques de joelho (0.27) e quadril (0.17).

Discussão

O presente estudo investigou a influência da rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo, alinhamento do pé e torques musculares das articulações de joelho (EXT e FLEX) e quadril (ABD e RL) no desempenho de indivíduos saudáveis em uma tarefa de agachamento unipodal com demanda simultânea de velocidade e precisão. Os resultados mostraram que os torques musculares correlacionaram com o tempo de movimento durante a tarefa. Indivíduos com maiores torques dos músculos do quadril e joelho apresentaram menor tempo de movimento, refletindo em melhor desempenho na tarefa. As análises de regressão hierárquica identificaram que o torque dos EXT e FLEX de joelho e RL de quadril foram preditores do tempo de movimento, porém, a contribuição desses torques foi diferente para cada condição da tarefa de agachamento.

Ao avaliar a contribuição dos torques de joelho para o desempenho dos indivíduos na tarefa de agachamento, os modelos de regressão revelaram que o torque dos EXT de joelho explicou inversamente o tempo de movimento nas condições 10/20 e 10/27, mas sua significância estatística foi mantida no modelo final apenas na condição 10/27. A entrada adicional do torque dos FLEX de joelho nos modelos melhorou a predição do tempo de movimento nas três condições da tarefa. Como durante o agachamento, esses músculos exercem uma ação de controlar os movimentos do joelho^{1,7}, a contribuição dos torques de EXT e FLEX de joelho no desempenho dos indivíduos na tarefa proposta já era esperada. Nas três condições da tarefa, mas especialmente na 10/27 e 3/27, havia uma necessidade de maior excursão de movimento do joelho no plano sagital, contudo, apenas na condição 10/27 os torques de EXT e FLEX de joelho se mantiveram no modelo final de predição. Na condição 3/27, que exige a mesma excursão de movimento no plano sagital que a condição 10/27, mas adiciona maior demanda de controle nos planos frontal e transversal, por meio da redução do tamanho dos alvos, considerando os torques de joelho, apenas o torque dos FLEX de joelho explicou o desempenho na tarefa. Claiborne et al.¹⁶, ao avaliarem a relação entre força muscular e medidas cinemáticas do joelho no plano frontal durante o agachamento unipodal livre, verificaram que os torques de EXT e FLEX de joelho explicaram, respectivamente, 14% e 18% do movimento de joelho no plano frontal. Segundo esses autores, os resultados obtidos sugerem que a força desses músculos também exerceria um papel de auxiliar no controle de movimentos do joelho no plano frontal. Ao contrário, os resultados do presente estudo mostraram que, quando a tarefa envolvia, além da demanda no plano sagital, uma maior exigência de controle dos movimentos nos planos frontal e transversal (condição 3/27), não foi observada uma contribuição conjunta dos EXT e FLEX de joelho no desempenho dos indivíduos nesta condição.

Existem evidências de que a força dos EXT de joelho tem maior contribuição para o desempenho de indivíduos em tarefas que envolvem agachamento do que o torque de FLEX^{36,37}. Entretanto, os resultados do presente estudo revelaram que o torque dos FLEX de joelho apresentou uma maior influência no desempenho de indivíduos nas três condições da tarefa de agachamento, comparado ao torque dos EXT. Os músculos FLEX de joelho atuam excêntrica para controlar a flexão de quadril na fase descendente do agachamento, e concêntrica para produzir a extensão do quadril na fase ascendente^{1,7}. Para realização da tarefa de agachamento unipodal proposta, considerando o local de fixação do *laser* na região distal da coxa e a exigência imposta pela distância entre

os alvos, o indivíduo deveria agachar fazendo maior excursão de flexão de quadril. Em outras palavras, levando o segmento da pelve para trás (como se estivesse tentando sentar em uma cadeira) ao invés de agachar levando o joelho à frente. Neste caso, se o indivíduo agachasse levando o joelho a frente da linha do tornozelo, ele não conseguiria apontar o laser para o alvo superior. Dessa forma, essa característica da tarefa, gerada pelo setup experimental, exigia do indivíduo maior excursão de movimento de flexão de quadril do que de dorsiflexão de tornozelo para conseguir deslocar a luz do *laser* do alvo inferior ao alvo superior o mais rápido possível. A maior excursão de movimento de flexão de quadril exigida para realização da tarefa pode impor maior necessidade de contração dos FLEX de joelho para desacelerar excentricamente o movimento de flexão de quadril na fase descendente do agachamento. Dessa forma, a característica da tarefa proposta, ou seja, a necessidade de maior excursão de flexão de quadril para realizar o agachamento poderia explicar a contribuição consistente do torque dos FLEX de joelho para o desempenho dos indivíduos nas três condições de tarefa.

Ao avaliar a contribuição dos torques de quadril para o desempenho dos indivíduos na tarefa de agachamento, os modelos de regressão revelaram que o torque dos RL de quadril explicou significativamente o tempo de movimento nas três condições da tarefa. Especificamente, indivíduos com maior capacidade de geração de força dos RL de quadril apresentaram melhor desempenho na tarefa (menor tempo de movimento). A força dos RL de quadril tem mostrado associação com o desempenho de indivíduos em tarefas que envolvem agachamento^{21,38,39}. Segundo Willson et al.¹⁸, indivíduos com maior força de RL de quadril podem apresentar maior capacidade de resistir às forças de rotação medial de fêmur, o que resultaria em menor valor de ângulo de projeção do joelho no plano frontal em uma tarefa de agachamento. No presente estudo, embora o torque dos RL de quadril tenha explicado o tempo de movimento nas três condições da tarefa, sua significância estatística no modelo final não foi mantida na condição 3/27. Considerando que, comparada às outras condições, a condição 3/27 impõe maior demanda de controle de movimento nos planos frontal e transversal por meio da redução da largura dos alvos, seria esperado que a força de RL e ABD de quadril influenciasse o tempo de movimento nessa condição. Contudo, essa hipótese não foi confirmada. A entrada adicional do torque dos ABD de quadril não melhorou a predição do tempo de movimento em nenhuma das condições da tarefa. Embora o torque dos ABD de quadril não tenha contribuído adicionalmente para os modelos nas três condições da tarefa, a contribuição individual

desta variável preditora para o desempenho de indivíduos na tarefa de agachamento proposta não deve ser descartada. O desempenho em tarefas que envolvem agachamento tem sido associado com a força dos músculos ABD de quadril^{21,40,41}. Por exemplo, Burnhman et al.²¹ verificaram uma associação significativa entre força muscular dos ABD de quadril e o número de repetições em um minuto no teste de descida do degrau. Alguns estudos também mostram uma relação entre força dos ABD de quadril e a magnitude de movimento do joelho no plano frontal em tarefas de agachamento^{16,17,18}. Assim, ambos os torques de quadril (RL e ABD) poderiam influenciar no desempenho de indivíduos na tarefa de agachamento proposta, no sentido de lidar com as exigências de controle no plano frontal e transversal impostas pelas diferentes larguras de alvos. Entretanto, os resultados dos modelos com as variáveis de quadril mostraram que apenas o torque dos RL de quadril foi capaz de prever o tempo de movimento na tarefa. O fato dos torques de RL e ABD de quadril apresentar correlação moderada entre si (maior colinearidade) poderia explicar a ausência de contribuição adicional dos ABD nas três condições de tarefa e a remoção da significância dos RL na condição 3/27.

As variáveis de rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão de tornozelo e alinhamento de antepé não apresentaram associação com a variável desfecho. Ao contrário destes resultados, existem evidências de que a amplitude de dorsiflexão de tornozelo contribui para o desempenho de indivíduos em tarefas de agachamento que envolve descida do degrau^{6,13} e alcance máximo do membro inferior^{42,43}. Porém, comparativamente a estas tarefas, o teste proposto no presente estudo exigia menor excursão de movimento de tornozelo no plano sagital para sua realização, o que pode ter contribuído para a ausência de relação. A rigidez passiva de quadril¹² e o alinhamento de antepé^{12,14} também são recursos que demonstram associação com a ocorrência de movimento nos planos frontal e transversal em tarefas funcionais com descarga de peso. Neste sentido, apesar do presente estudo não ter verificado uma relação entre essas variáveis e o desempenho na tarefa, estes recursos musculoesqueléticos não devem ser descartados do processo de avaliação do desempenho funcional.

Uma limitação do presente estudo se refere à avaliação isométrica da força muscular. As medidas isométricas de força muscular quantificadas com dinamômetro manual mostram ter aplicabilidade clínica⁴⁴. No entanto, testes isométricos podem apresentar limitações para prever o desempenho em tarefas funcionais que envolvem contrações concêntrica e excêntrica em angulações variadas. Deve-se ressaltar ainda que,

como a estatística utilizada no presente estudo tem como um de seus pressupostos a linearidade entre preditores e desfecho, não é possível descartar a existência de uma relação não-linear entre os recursos musculoesqueléticos avaliados e o tempo de movimento na tarefa.

Os resultados do presente estudo sugerem que a capacidade de geração de força muscular de joelho e quadril de indivíduos saudáveis é um recurso importante para o desempenho em uma tarefa de agachamento unipodal que envolve demandas simultâneas de velocidade e precisão. Maiores valores de força resultaram em menor tempo de execução da tarefa, ou seja, melhor desempenho. Para uma mesma condição da tarefa, os modelos com os torques de joelho, especialmente o torque dos FLEX, mostraram ser melhores para explicar o desempenho na tarefa comparado aos modelos com os torques de quadril. Especificamente, os modelos finais com os torques de joelho explicaram de 21 a 36%, enquanto que os modelos finais com os torques de quadril explicaram de 14 a 28% da variância do tempo de movimento na tarefa de agachamento unipodal. Além disso, o teste proposto, comparado aos testes funcionais que envolvem agachamento descritos na literatura, requer do indivíduo um bom alinhamento dinâmico do membro inferior para sua realização, no sentido de controlar os movimentos nos diferentes planos para atender à demanda de precisão imposta pela tarefa. O presente estudo identificou os recursos musculoesqueléticos que influenciam o desempenho de indivíduos em uma tarefa de agachamento com demanda de precisão e velocidade. Contudo a aplicabilidade dessa tarefa para discriminar, por meio de sua medida de desempenho indivíduos com e sem dificuldade de controlar os movimentos nos diferentes planos, especialmente, frontal e transversal, ainda precisa ser investigada.

Conclusão

Os resultados do presente estudo demonstraram que a rigidez passiva de quadril, amplitude de dorsiflexão e alinhamento do complexo tornozelo e pé não explicaram o tempo de movimento na tarefa de agachamento com demanda simultânea de velocidade e precisão. Ao contrário, a capacidade de geração de força dos músculos de joelho e quadril foi inversamente associada ao tempo de movimento. Indivíduos com maiores valores de torque apresentaram menor tempo de movimento (melhor desempenho). Especificamente, os modelos de regressão com os torques de joelho explicaram de 21 a 36%, enquanto que

os modelos com os torques de quadril explicaram de 14 a 28% da variância do tempo de movimento na tarefa de agachamento.

Agradecimentos

Agradecemos o apoio do Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq), da Fundação de Apoio a Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG) e da Comissão de Aperfeiçoamento de Pessoal do Nível Superior (CAPES) para realização deste trabalho. Agradecemos também à Universidade Estadual de Minas Gerais (Campus Divinópolis) e às bolsistas de iniciação científica que contribuíram para a coleta de dados.

Referências

1. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res.* 2010;24(12):3497-3506.
2. Kline PW, Johnson DL, Ireland ML, Noehren B. Clinical Predictors of Knee Mechanics at Return to Sport Following ACL Reconstruction. *Med Sci Sport Exerc.* Nov. 2015.
3. Crossely KM, Zhang WJ, Schache AG, Bryant A, Cowan SM. Performance on the single squat task indicates hip abductor muscle function. *Am J Sports Med.* 2011;39:866-873.
4. Loudon JK, Wiesner D, Goist-Foley HL, Asjes C, Loudon KL. Intrarater Reliability of Functional Performance Tests for Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *J Athl Train.* 2002;37(3):256–261.
5. Park KM, Cynn HS, Choung SD. Musculoskeletal Predictors of Movement Quality for the Forward Step-down Test in Asymptomatic Women. *JOSPT.* 2013;43(7):504-510.
6. Rabin A, Kozol Z. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. *JOSPT.* 2010;40(12):792-800.
7. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sport Exerc.* 2001;33:127–141.
8. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *JOSPT.* 2010;40(2):42-51.
9. Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait Posture.* 2015;41:395–401.

10. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33:492-501.
11. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *JOSPT.* 2003;33(11):639-646.
12. Bittencourt NFN, Ocarino JM, Mendonça LDM, Hewett TE, Fonseca ST. Foot and hip contribution to high frontal plane knee projection angle in athletes: A classification and regression tree approach. *JOSPT.* 2012;42:996-1004.
13. Rabin A, Portnoy S, Kozol Z. The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test. *JOSPT.* 2016;46(11):1002-1009.
14. Silva RS, Maciel CD, Serrão FV. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. *Man Ther.* 2014;1-5.
15. Cashman GE. The Effect of Weak Hip Abductors or External Rotators on Knee Valgus Kinematics in Healthy Subjects: A Systematic Review. *J Sport Rehabil.* 2012;21:273-284.
16. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech.* 2006;22:41-50.
17. Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship Between Hip and Core Strength and Frontal Plane Alignment During a Single Leg Squat. *Physl Ther Sport.* May. 2014.
18. Willson JD, Ireland ML, Davis I. M. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sport Exerc.* 2006;38:945-952.
19. Bell-Jenje T, Olivier B, Wood W, Rogers S, Green A, Mckinon W. The association between loss of ankle dorsiflexion range of movement, and hip adduction and internal rotation during a step down test. *Man Ther.* 2016;21:256-261.
20. Gribble PA, Kelly SE, Refshauge KM, Hiller CE. Interrater reliability of the Star Excursion Balance Test. *J Athl Train.* 2013;48(5):621-626.
21. Burnham JM, Yonz MC, Robertson KE, Mckinley R, Wilson BR, Johnson DL, Ireland ML, Noehren B. Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance. *Phys Ther Sport.* May. 2016.
22. Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. *N Am J Sports Phys Ther.* 2009;4(2):92-99.

23. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):231-240.
24. Amaral GM. Ajustes no desempenho e na movimentação articular frente às variações da demanda numa tarefa de agachamento unipodal. 2014. 81 f. Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2014.
25. Carvalhais VO, De Araújo VL, Souza TR, Gonçalves GGP, Ocarino JM, Fonseca ST. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Man Ther.* 2011;16(3):240-245.
26. Bennel K, Richard T, Henry W, Wassana T, David K. Intra-rater and inter-rater reliability of weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Aust. J. Physiother.* 1998;44(3):175-180.
27. Souza TR, Mancini MC, De Araújo VL, Carvalhais VO, Ocarino JM, Silva PL, Fonseca ST. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. *Man Ther.* 2014;19:379-385.
28. Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral during a prolonged run. *JOSPT.* 2008;38(8):448-456.
29. Koblbauer IFH, Lambrecht Y, Van Der Hulst MLM, Neeter C, Engelbert RHH, Poolman RW, et al. Reliability of maximal isometric knee strength testing with modified hand-held dynamometry in patients awaiting total knee arthroplasty: useful in research and individual patient settings? A reliability study. *BMC Musculoskeletal Disord.* 2011;12:1-9.
30. Bittencourt NFN. Modelo relacional capacidade e demanda: investigando lesões musculares em atletas de futebol. 2015. 64 f. Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.
31. Hair JF, Andersen RE, Tatham RL, Black WC. Análise de Regressão Múltipla. In: *Análise Multivariada de dados.* 6. ed. São Paulo: Editora Artmed; 2009:149-220.
32. Field A. Regression. In: *Discovering statistics using SPSS (and sex and drugs and rock'n'roll).* 3. Ed. SAGE Publications, 2009:197-263.
33. Gabriner ML, Houston MN, Kirby JL, Hoch MC. Contributing factors to Star Excursion Balance Test performance in individuals with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2015; 41:912-916.
34. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull.* 1992;112:155-159.

35. Lawrence RK, Kernozek TW, Miller EJ, Torry MR, Reuteman P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. *Clinical biomechanics*. 2008;23:806-813.
36. Booyesen MJ, Gradidge PJJ, Watson E. The relationships of eccentric strength and power with dynamic balance in male footballers. *Sports Sciences*. October 2015.
37. Lockie RG, Schultz AB, Callaghan SJ, Jeffriess MD. The effects of isokinetic knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching. *Isokinet Exerc Sci*. 2013;21:301–309.
38. Ness B. M.; Comstock, B. A.; Schweinle, W. E. Changes in dynamic balance and hip strength after an eight-week conditioning program in NCAA division i female soccer (football) athletes. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;11(7):1054-1064.
39. Gordon AT, Ambegaonkar JP, Caswell SV. Relationships between core strength, hip external rotator muscle strength, and star excursion balance test performance in female lacrosse players. *Int J Sports Phys Ther*. 2013;8(2):97-104.
40. Ambegaonkar JP, Mettinger LM, Caswell SV, Burt A, Cortes N. Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. *Int J Sports Phys Ther*. 2014;9(5):604-616.
41. Clagg S, Paterno MV, Hewett TE, Schmitt LC. Performance on the Modified Star Excursion Balance Test at the Time of Return to Sport Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *JOSPT*. 2015;45(6):444-452.
42. Kang MH, Kim GM, Kwon OY, Weon JH, Oh JS, An DH. Relationship Between the Kinematics of the Trunk and Lower Extremity and Performance on the Y-Balance Test. *AAPM&R*. 2015:1-7.
43. Hoch MC, Staton GS, Mckee PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport*. 2011;14:90–92.
44. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21:550–555.

Tabela 1: Análise de confiabilidade intra-examinador dos testes.

Medidas	n	Modelo	CCI (IC 95%)	EPM
Tempo (condição 10/20)	6	CCI _{3,2}	0.82 (0.39-0.95)	0,76 s/m
Tempo (Condição 10/27)	6	CCI _{3,2}	0.91 (0.70-0.97)	0,74 s/m
Tempo (condição 3/27)	6	CCI _{3,2}	0.95 (0.82-0.98)	1.03 s/m
Rigidez Passiva de Quadril	7	CCI _{3,3}	0,93 (0,80-0,97)	0,03°/Kg
Dorsiflexão de Tornozelo	7	CCI _{3,3}	0,99 (0,99-1.0)	0,41°
Alinhamento Perna-antepé	7	CCI _{3,3}	0,92 (0,75-0,97)	1,81°
Torque EXT	7	CCI _{3,3}	0,92 (0,75-0,97)	0,148 Nm/Kg
Torque FLEX	7	CCI _{3,3}	0,86 (0,56-0,95)	0,092 Nm/Kg
Torque ABD	7	CCI _{3,3}	0,92 (0,75-0,97)	0,117 Nm/Kg
Torque RL	7	CCI _{3,3}	0,91 (0,71-0,97)	0,046 Nm/Kg

Legenda: n = número de indivíduos, CCI = coeficiente de correlação intraclasse, IC = intervalo de confiança, EPM = erro padrão da medida, EXT= extensores de joelho, FLEX = flexores de joelho, ABD = abdutores, RL = rotadores laterais de quadril, s/m = segundos por metro, ° = graus, °/Kg = graus por kilograma, Nm/Kg = newtons metro por kilograma.

Tabela 2: Média (desvio-padrão) das variáveis do estudo.

Variáveis	Amostra (n=36)
Tempo (s/m) (condição 10/20)	6.34 (0.25)
Tempo (s/m) (condição 10/27)	7.34 (0.27)
Tempo (s/m) (condição 3/27)	10.65 (0.34)
Rigidez passiva de quadril (°/Kg)	0.54 (0.46)
Dorsiflexão tornozelo (°)	41.94 (1.04)
Alinhamento perna-antepé (°)	17.25 (0.89)
Torque EXT (Nm/Kg)	1.52 (0.07)
Torque FLEX (Nm/Kg)	0.98 (0.04)
Torque ABD (Nm/Kg)	1.36 (0.06)
Torque RL (Nm/Kg)	0.49 (0.02)

Legenda: s/m = segundos por metro, ° = graus, °/Kg = graus por kilograma, Nm/Kg = newtons metro por kilograma, EXT = extensores de joelho, FLEX = flexores de joelho, ABD = abdutores de quadril, RL = rotadores laterais de quadril.

Tabela 3: Correlação de Pearson (r) entre os preditores e a variável desfecho tempo de movimento em cada condição da tarefa.

Variáveis	Tempo	Tempo	Tempo
	(condição 10/20)	(condição 10/27)	(condição 3/27)
Rigidez passiva de quadril	0.06 (p=0.727)	0.07 (p=0,672)	0.09 (p=0.578)
Dorsiflexão de tornozelo	-0.14 (p=0.400)	-0.19 (p=0.267)	-0,12 (p=0.482)
Alinhamento perna-antepé	-0.005 (p=0.978)	-0.12 (p=0.483)	-0.14 (p=0,387)
Torque EXT	-0.47 (p=0,003)*	-0.53 (p=0.001)*	-0.27 (p=0.100)
Torque FLEX	-0.55 (p=0,0001)*	-0.55 (p=0.0001)*	-0.50 (p=0.002)*
Torque ABD	-0.39 (p=0.016)*	-0.43 (p=0.008)*	-0.38 (p=0.020)*
Torque RL	-0.56 (p=0.0001)*	-0.54 (p=0.001)*	-0.41 (p=0.012)*

*Legenda: RL = rotadores laterais de quadril, ABD = abdutores de quadril, EXT = extensores de joelho, FLEX = flexores de joelho, * = $p < 0.05$.*

Tabela 4: Resultados das análises de regressão múltipla hierárquica para cada condição da tarefa.

Modelos	Passos	Preditor	Beta ^{NP} (p)	Beta ^{NP} (IC 95%)	R ² Ajustado	EPE
Tempo (condição 10/20)						
Joelho	1	EXT	-1.63 (0.003)*	(-2.68 a -0.58)	0.20	1.36
	2	EXT	-0.93 (0.092)	(-2.04 a 0.16)	0.32	1.25
		FLEX	-2.40 (0.012)*	(-4.24 a -0.56)		
Quadril	1	RL	-6.88(0.0001)*	(-10.36 a -3.39)	0.30	1.27
	2	RL	-6.49 (0.008)*	(-11.17 a -1.81)	0.28	1.29
		ABD	-0.20 (0.801)	(-1.79 a 1.39)		
Tempo (condição 10/27)						
Joelho	1	EXT	-1.98 (0.001)*	(-3.07 a -0.89)	0.26	1.41
	2	EXT	-1.28 (0.030)*	(-2.44 a -0,13)	0.36	1.31
		FLEX	-2.42 (0.015)*	(-4.34 a -0.49)		
Quadril	1	RL	-7.14 (0.001)*	(-10.99 a -3.29)	0.27	1.40
	2	RL	-5.89 (0.025)*	(-11.02 a -0.77)	0.26	1.41
		ABD	-0.65 (0.455)	(-2.39 a 1.09)		
Tempo (condição 3/27)						
Joelho	1	EXT	-1.29 (0.100)	(-2.84 a 0.26)	0.05	2.01
	2	EXT	-0.20 (0.796)	(-1.82 a 1.41)	0.21	1.83
		FLEX	-3.75 (0.008)*	(-6.44 a -1.05)		
Quadril	1	RL	-6.80 (0.012)*	(-12.03 a -1.57)	0.14	1.91
	2	RL	-4.63 (0.182)	(-11.56 a 2.28)	0.14	1.91
		ABD	-1.13 (0.337)	(-3.49 a 1.23)		

Legenda: NP = não padronizado, (p) = valor p, R²Ajustado = coeficiente de determinação ajustado, EPE = erro padrão da estimativa, IC = intervalo de confiança, EXT = extensores de joelho, FLEX = flexores de joelho, RL = rotadores laterais de quadril, ABD = abdutores de quadril, * = p < 0.05.

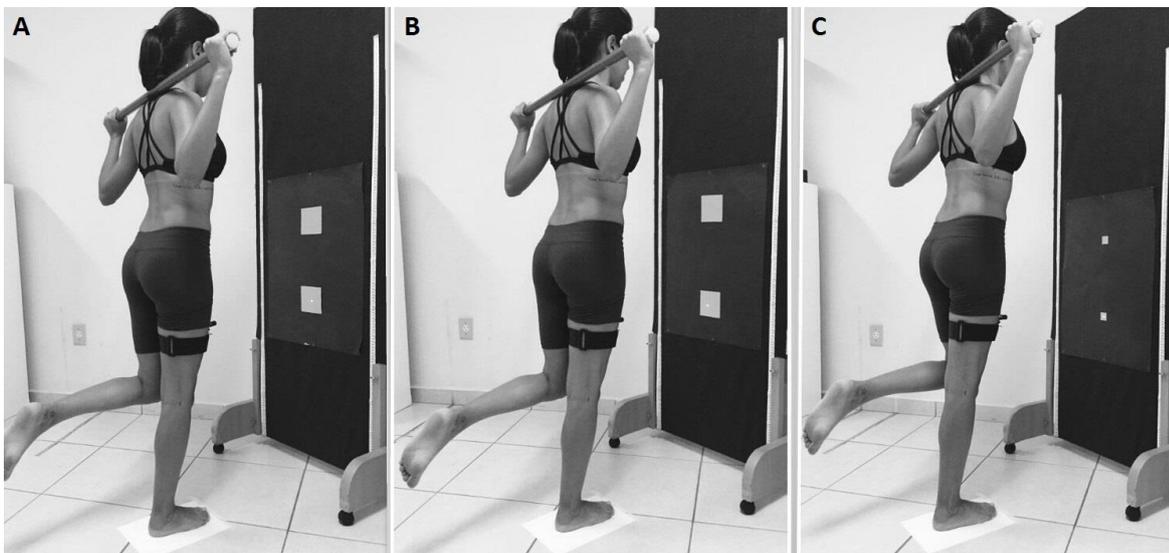


Figura 1. Teste de agachamento unipodal com demanda de velocidade e precisão: (A) alvos de 10 cm separados por uma distância de 20 cm (Condição 10/20). (B) alvos de 10 cm separados por uma distância de 27 cm (Condição 10/27). (C) alvos de 3 cm separados por uma distância de 27 cm (Condição 3/27).

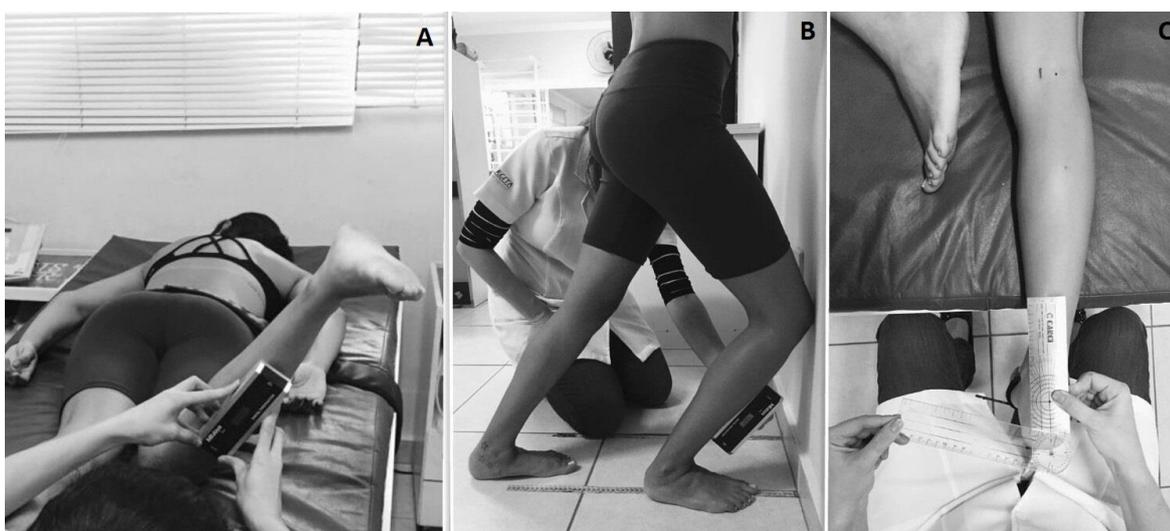


Figura 2. (A) Medida clínica para informar sobre rigidez passiva de quadril. (B) Medida da amplitude de dorsiflexão de tornozelo. (C) Medida do alinhamento perna-antepé.



Figura 3. Testes isométricos de força muscular: (A) Flexores de joelho. (B) Extensores de joelho. (C) Abdutores de quadril. (D) Rotadores laterais de quadril.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados do presente estudo sugerem que a capacidade de geração de força muscular de joelho e quadril de indivíduos saudáveis é um recurso importante para o desempenho em uma tarefa de agachamento unipodal que envolve demandas simultâneas de velocidade e precisão. Maiores valores de força resultaram em menor tempo de execução da tarefa, ou seja, melhor desempenho. Para uma mesma condição da tarefa, os modelos com os torques de joelho, especialmente o torque dos FLEX, mostraram ser melhores para explicar o desempenho na tarefa comparado aos modelos com os torques de quadril. Especificamente, os modelos finais com os torques de joelho explicaram de 21 a 36%, enquanto que os modelos finais com os torques de quadril explicaram de 14 a 28% da variância do tempo de movimento na tarefa de agachamento unipodal. Além disso, o teste proposto, comparado aos testes funcionais que envolvem agachamento descritos na literatura, requer do indivíduo um bom alinhamento dinâmico do membro inferior para sua realização, no sentido de controlar os movimentos nos diferentes planos para atender à demanda de precisão imposta pela tarefa. O presente estudo identificou os recursos musculoesqueléticos que influenciam o desempenho de indivíduos em uma tarefa de agachamento com demanda de precisão e velocidade. Contudo a aplicabilidade dessa tarefa para discriminar, por meio de sua medida de desempenho indivíduos com e sem dificuldade de controlar os movimentos nos diferentes planos, especialmente, frontal e transversal ainda precisa ser investigada.

REFERÊNCIAS

1. SCHOENFELD, B.J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v. 24, n. 12, p. 3497-3506, 2010.
2. KLINE, P. W.; JOHNSON, D. L.; IRELAND, M. L.; NOEHREN, B. Clinical Predictors of Knee Mechanics at Return to Sport Following ACL Reconstruction. **Medicine & Science in Sport & Exercise**. Nov. 2015.
3. CROSSELY, K. M.; ZHANG, W. J.; SCHACHE, A. G.; BRYANT, A.; COWAN, S. M. Performance on the single squat task indicates hip abductor muscle function. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 39, p. 866-873, 2011.
4. LOUDON, J. K; WIESNER, D; GOIST-FOLEY, H. L; ASJES, C; LOUDON, K. L. Intrarater Reliability of Functional Performance Tests for Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. **Journal of Athletic Training**. v. 37, n. 3, p. 256–261, 2002.
5. PARK, K. M; CYNN, H. S; CHOUNG, S. D. Musculoskeletal Predictors of Movement Quality for the Forward Step-down Test in Asymptomatic Women. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 43, n. 7, p. 504-510, julho. 2013.
6. RABIN, A; KOZOL, Z. Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 40, n.12, p. 792-800, 2010.
7. ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine & Science in Sport & Exercise**. v. 33, p. 127–141, 2001.
8. POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 40, n. 2, p. 42-51, 2010.
9. RESENDE, R. A.; DELUZIO, K. J.; KIRKWOOD, R. N.; HASSAN, E. A; FONSECA, S. T. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. **Gait & Posture**. v. 41, p. 395–401, 2015.
10. HEWETT, T. E; MYER, G.D; FORD, K.R. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 33, p. 492-501, 2005.
11. POWERS, C. M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 33, n. 11, p. 639-646, 2003.
12. BITTENCOURT, N. F. N.; OCARINO, J. M.; MENDONÇA, L. D. M.; HEWETT, T.E.; FONSECA, S. T. Foot and hip contribution to high frontal plane knee projection

- angle in athletes: A classification and regression tree approach. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 42, p. 996-1004, 2012.
13. RABIN, A; PRTNOY, S.; KOZOL, Z. The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 46, n. 11. p. 1002-1009, nov. 2016.
 14. SILVA, R. S; MACIEL, C. D.; SERRÃO, F. V. The effects of forefoot varus on hip and knee kinematics during single-leg squat. **Manual Therapy**. p. 1-5, 2014.
 15. CASHMAN, G. E. The Effect of Weak Hip Abductors or External Rotators on Knee Valgus Kinematics in Healthy Subjects: A Systematic Review. **Journal of Sport Rehabilitation**. v. 21, p. 273-284, 2012.
 16. CLAIBORNE, T. L.; ARMSTRONG, C.W.; GANDHI, V.; PINCIVERO, D. M. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. **Journal of Applied Biomechanics**. v. 22, p. 41-50, 2006.
 17. STICKLER, L.; FINLEY, M.; GULGIN, H. Relationship Between Hip and Core Strength and Frontal Plane Alignment During a Single Leg Squat. **Physical Therapy in Sport**. May. 2014.
 18. WILLSON, J.D.; IRELAND, M. L; DAVIS, I. M. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. **Medicine & Science in Sport & Exercise**. v. 38, p. 945-952, 2006.
 19. BELL-JENJE, T.; OLIVIER, B.; WOOD, W.; ROGERS, S.; GREEN, A.; MCKINON, W. The association between loss of ankle dorsiflexion range of movement, and hip adduction and internal rotation during a step down test. **Manual Therapy**. v. 21, p. 256-261, 2016.
 20. GRIBBLE, P. A.; KELLY, S. E.; REFSHAUGE, K. M.; HILLER, C. E. Interrater reliability of the Star Excursion Balance Test. **Journal of Athletic Training**, v. 48, n. 5, p. 621-626, 2013.
 21. BURNHAM, J. M.; YONZ, M. C.; ROBERTSON, K. E.; MCKINLEY, R.; WILSON, B. R.; JOHNSON, D. L.; IRELAND, M. L.; NOEHREN, B. Relationship of Hip and Trunk Muscle Function with Single Leg Step-Down Performance. **Physical Therapy in Sport**. May. 2016
 22. PLISKY, P. J.; GORMAN, P. P.; BUTLER, R. J.; KIESEL, K. B.; UNDERWOOD, F. B.; ELKINS, B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. **North American Journal of Sports Physical Therapy**. v. 4, n. 2, p. 92-99, maio 2009.
 23. AMARAL, G. M. **Ajustes no desempenho e na movimentação articular frente às variações da demanda numa tarefa de agachamento unipodal**. 2014. 81 f. Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2014.

24. WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v. 19, n. 1, p. 231-240, 2005.
25. CARVALHAIS, V. O.; DE ARAÚJO, V. L.; SOUZA, T. R.; GONÇALVES, G. G. P.; OCARINO, J. M.; FONSECA, S. T. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. **Manual Therapy**, v. 16, n. 3, p. 240-245, 2011.
26. BENNEL, K.; RICHARD, T.; HENRY, W.; WASSANA, T.; DAVID, K. Intra-rater and inter-rater reliability of weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. **Australian Journal of Physiotherapy**. v. 44, n. 3, p. 175-180, 1998.
27. SOUZA, T. R.; MANCINI, M. C.; DE ARAÚJO, V. L.; CARVALHAIS, V. O.; OCARINO, J. M.; SILVA, P. L.; FONSECA, S. T. Clinical measures of hip and foot-ankle mechanics as predictors of rearfoot motion and posture. **Manual Therapy**, v. 19, p. 379-385, 2014.
28. DIERKS, T. A.; MANAL, K. T.; HAMILL, J.; DAVIS, I. S. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral during a prolonged run. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 38, n. 8, p. 448-456, 2008.
29. KOBLBAUER, I. F. H.; LAMBRECHT, Y.; VAN DER HULST, M. L. M.; NEETER, C.; ENGELBERT, R. H. H.; POOLMAN, R. W. et al. Reliability of maximal isometric knee strength testing with modified hand-held dynamometry in patients awaiting total knee arthroplasty: useful in research and individual patient settings? A reliability study. **Musculoskeletal Disorders**, v. 12, p. 1-9, 2011.
30. BITTENCOURT, N. F. N. **Modelo relacional capacidade e demanda: investigando lesões musculares em atletas de futebol**. 2015. 64 f. Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.
31. HAIR, J. F.; ANDERSEN, R. E.; TATHAM, R. L.; BLACK, W. C. Análise de Regressão Múltipla. In: _____. **Análise Multivariada de dados**. 6. ed. São Paulo: Editora Artmed, 2009. (capítulo 4). p. 149-220.
32. FIELD, A. Regression. In: _____. **Discovering statistics using SPSS (and sex and drugs and rock 'n' roll)**. 3. ed. SAGE Publications, 2009. (chapter 7). p. 197-263.
33. GABRINER, M. L.; HOUSTON, M. N.; KIRBY, J. L.; HOCH, M. C. Contributing factors to Star Excursion Balance Test performance in individuals with chronic ankle instability. **Gait & Posture**, v. 41, p. 912-916, 2015.
34. COHEN, J. A power primer. **Psychological Bulletin**, v. 112, p. 155-159, 1992.
35. LAWRENCE, R. K.; KERNOZEK, T. W.; MILLER, E. J.; TORRY, M. R.; REUTEMAN, P. Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. **Clinical biomechanics**. v. 23, p. 806-813, 2008.

36. BOOYSEN, M. J.; GRADIDGE, P. J. L.; WATSON, E. The relationships of eccentric strength and power with dynamic balance in male footballers. **Journal of Sports Sciences**. October 2015.
37. LOCKIE, R. G.; SCHULTZ, A. B.; CALLAGHAN, S. J.; JEFFRIESS, M. D. The effects of isokinetic knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching. **Isokinetics and Exercise Science**. v. 21, p. 301–309, 2013.
38. GORDON, A. T.; AMBEGAONKAR, J. P.; CASWELL, S. V. Relationships between core strength, hip external rotator muscle strength, and star excursion balance test performance in female lacrosse players. **The International Journal of Sports Physical Therapy**. v. 8, n. 2, p. 97-104, April 2013.
39. NESS, B. M.; COMSTOCK, B. A.; SCHWEINLE, W. E. Changes in dynamic balance and hip strength after an eight-week conditioning program in NCAA division i female soccer (football) athletes. **The International Journal of Sports Physical Therapy**. v. 11, n. 7, p. 1054-1064, December 2016.
40. CLAGG, S.; PATERNO, M. V.; HEWETT, T. E. SCHMITT, L. C. Performance on the Modified Star Excursion Balance Test at the Time of Return to Sport Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v. 45, n. 6, p. 444-452, June 2015.
41. AMBEGAONKAR, J. P.; METTINGER, L. M.; CASWELL, S. V.; BURTT, A.; CORTES, N. Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. **The International Journal of Sports Physical Therapy**. v. 9, n. 5, p. 604-616, October 2014.
42. BITTERCOURT, N. F. N.; MEEUWISSE, W. H.; MENDONÇA, L. D.; NETTEL-AGUIRRE, A.; OCARINO, J. M.; FONSECA, S. T. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. **British Journal of Sports Medicine**. p. 1-7, July 2016.
43. HOCH, M. C.; STATON, G. S.; MCKEON, P. O. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v. 14, p. 90–92, 2011.
44. KANG, M. H.; KIM, G. M.; KWON, O. Y.; WEON, J. H.; OH, J. S.; AN, D. H. Relationship Between the Kinematics of the Trunk and Lower Extremity and Performance on the Y-Balance Test. **American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation**. p. 1-7; 2015.
45. THORBORG, K.; BANDHOLM, T.; HÖLMICH, P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**. v. 21, p. 550–555, 2013.

APÊNDICE A

CARTA DE APOIO

Eu, RODRIGO WAGNER LARA CORRÊA, na qualidade de diretor da clínica SPORTS CENTER, autorizo a utilização da infraestrutura da clínica, incluindo espaço físico e materiais permanentes, para coleta dos dados do projeto “Influência de recursos do indivíduo no desempenho em uma tarefa de agachamento unipodal com variação de demanda”, coordenado pela Prof^a. Dr^a. Juliana de Melo Ocarino e pela mestrand Vanessa Aparecida Cardoso.

Divinópolis, 01 de Outubro de 2015.



Rodrigo Wagner Lara Corrêa
CREFITO-4: 46855-F
Fisioterapeuta

Telefone: (37) 3213-0197

Rodrigo W. Lara Corrêa
Ortopedia e Esportes - UFMG
CREFITO: 46855-F

APÊNDICE B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: “A influência de recursos do indivíduo no desempenho em uma tarefa de agachamento unipodal com variação de demanda”.

Investigador Principal: Vanessa Aparecida Cardoso

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Juliana de Melo Ocarino

Primeiramente, agradecemos por seu interesse em participar deste estudo. O objetivo da pesquisa é avaliar o seu desempenho em uma tarefa de agachamento e avaliar características de rigidez, força e alinhamento dos seus membros inferiores (quadril, joelho e pé).

Procedimentos: Todas as medidas serão realizadas em uma clínica particular de fisioterapia (SPORTS CENTER) localizada no centro de Divinópolis-MG. Inicialmente, você irá responder a um formulário para descrever algumas características como o nível de atividade física e histórico de lesões. Em seguida, você irá vestir um short de *lycra* que iremos lhe oferecer e seu peso será mensurado. Logo depois, você irá deitar de barriga para baixo na maca e, com o joelho dobrado e a perna relaxada, o examinador irá medir o ângulo de rotação da sua perna, por 3 vezes, com um dispositivo que será colocado na região anterior da perna. Este dispositivo não lhe causará nenhum desconforto. Mantendo essa mesma posição, será realizada uma medida de alinhamento da perna e pé. Para fazer a tarefa do agachamento iremos colocar um *laser* na região medial da sua coxa. Você ficará de pé e irá agachar com uma das pernas, apontando o *laser* para frente, levando a luz do *laser* de um alvo ao outro de forma sequenciada. Você deverá realizar 3 séries de 5 agachamentos com cada perna, e o movimento deverá ser o mais rápido possível desde que sempre acerte os alvos. Em seguida você realizará 3 minutos de bicicleta ergométrica. Após essa atividade, você deitará na maca e um dispositivo de mensuração da força muscular será colocado em sua perna. Uma espuma protetora será posta na perna para a colocação deste dispositivo. Deitado de lado, você deverá fazer força no sentido de elevar a perna por 5 segundos com intervalo de 30 segundos entre três contrações. Depois, deitado de barriga para baixo você irá fazer força no sentido de rodar lateralmente seu quadril com o mesmo protocolo do teste anterior. Em seguida, você deverá sentar na maca e realizar

força para estender o joelho, e em um segundo momento fará força para dobrar o joelho, por 5 segundos com intervalo de 30 segundos entre três contrações. Todos os testes serão avaliados em ambas as pernas, sendo o membro dominante avaliado primeiro. Para realizar todos esses testes, você terá que comparecer à clínica de fisioterapia apenas uma vez, por um tempo previsto de 2 horas.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Caso sinta cansaço nas pernas durante o agachamento e os testes de força muscular, essa sensação desaparecerá em algumas horas. Não serão utilizados materiais perfuro-cortantes como seringas ou agulhas. Você pode também solicitar à pesquisadora, que é fisioterapeuta, que utilize algum recurso para aliviar o desconforto.

Benefícios esperados: Considerando-se que você irá comparecer à clínica de fisioterapia uma ocasião apenas para realização de alguns procedimentos, não são esperados benefícios diretos devido a sua participação na pesquisa. Porém, os resultados deste estudo, poderão contribuir na prática clínica de fisioterapeutas, possibilitando a implementação de medidas funcionais para avaliação do desempenho em tarefas que permitem a manipulação de demanda.

Confidencialidade: Sua identidade não será revelada em momento algum e seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo. Somente os pesquisadores e o orientador envolvidos terão acesso a seus dados, que serão apenas para fins de pesquisa.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e não será fornecido auxílio financeiro por sua participação no estudo. Você está livre para se recusar a participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso possa lhe acarretar qualquer penalização ou prejuízo.

Gastos: Será realizado um intervalo de 30 minutos entre os testes de agachamento e de força muscular, no qual um lanche será oferecido ao participante pelo pesquisador.

Você pode solicitar mais informações ao longo do estudo com a pesquisadora responsável pelo projeto (Vanessa), por meio do telefone (37) 9912-8098 ou com a orientadora do projeto (Prof.^a Juliana Ocarino) (31) 3409-7448. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo e rubricar todas as folhas desse termo.

TERMO DE CONSENTIMENTO

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

_____	_____
Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____
Vanessa Aparecida Cardoso – Mestranda	Data
_____	_____
Dr ^a Juliana de Melo Ocarino – Orientadora	Data

Contatos:**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
E-mail: coep@prpq.ufmg.br

Vanessa Aparecida Cardoso (aluna – Mestrado)

Av. Rio Grande do Sul, 1440 – Clínica de Fisioterapia SPORTS CENTER
Telefone: (37) 3213-0197 Celular: (378) 9912-8098
E-mail: luvanessacardooso@yahoo.com.br

Juliana de Melo Ocarino (Orientadora)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 – Departamento de Fisioterapia
Telefone: (31) 3409-4783 e 4781-7407 Fax: (31) 3409-4783
E-mail: julianaocarino@gmail.com

ANEXO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Influência de recursos do indivíduo no desempenho em uma tarefa de agachamento unipodal com variação de demanda

Pesquisador: Juliana de Melo Ocarino

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 51023215.2.0000.5149

Instituição Proponente: Escola de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.366.689

Apresentação do Projeto:

O desempenho em atividades de vida diária e esportiva pode ser compreendido por meio de um modelo teórico que considera as relações entre capacidade e demanda específicas do indivíduo e inerentes à atividade. Neste modelo, a capacidade é definida como a habilidade do indivíduo de gerar, transferir e dissipar as forças internas (ex: forças musculares, articulares e intersegmentares) e externas (ex: força de reação do solo) entre os

segmentos e tecidos do corpo durante a realização de uma atividade. O teste de agachamento unipodal com variação de demanda demonstra ser adequado para avaliar a habilidade de indivíduos de controlar os movimentos do membro inferior nos diferentes planos, principalmente nos planos frontal e transversal, possibilitando identificar indivíduos que

apresentem dificuldades de controle dinâmico nesses planos. Para lidar com a demanda de controle do membro inferior nesses planos, o indivíduo deve dispor de recursos musculoesqueléticos suficientes para realização da tarefa e manutenção de um desempenho adequado. Assim, o presente projeto tem como propósito avaliar o desempenho de indivíduos sedentários e fisicamente ativos em uma tarefa de agachamento unipodal que envolve manipulação de demanda, e investigar se recursos como força muscular de quadril e joelho, rigidez passiva de quadril e alinhamento do pé estão associados com o desempenho desses

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

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: 1.366.689

indivíduos nesta tarefa. Para alcançar esses objetivos serão recrutados indivíduos sedentários e fisicamente ativos que serão submetidos a dois testes de agachamento unipodal e à avaliação da rigidez passiva de quadril, alinhamento do pé e força isométrica dos músculos: rotadores laterais e abdutores de quadril, extensores e flexores de joelho.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

- Avaliar o desempenho de indivíduos sedentários e fisicamente ativos em uma tarefa de agachamento unipodal que envolve manipulação de demanda.

Objetivo Secundário:

- Investigar se recursos como força muscular de quadril e joelho, rigidez passiva de quadril e alinhamento do pé estão associados com o desempenho desses indivíduos na tarefa de agachamento unipodal com variação de demanda.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

De acordo com os pesquisadores, o estudo oferece riscos mínimos à saúde do voluntário. Caso ele sinta cansaço nas pernas durante o agachamento e os testes de força muscular, essa sensação desaparecerá em algumas horas. O voluntário poderá também solicitar à pesquisadora, que é fisioterapeuta, que utilize algum recurso fisioterápico para aliviar o desconforto e cansaço, caso ele aconteça.

Benefícios:

Não são esperados benefícios diretos aos voluntários devido a sua participação na pesquisa. Caso o pesquisador identifique a presença de fraqueza muscular significativa, o voluntário será avisado e orientado sobre o que fazer para corrigir os déficits de força. No entanto, os resultados deste estudo, poderão contribuir na prática clínica de fisioterapeutas, possibilitando a implementação de medidas funcionais para avaliação do desempenho em tarefas que permitem a manipulação de demanda.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de uma dissertação de Mestrado importante para a área da Fisioterapia. Apresenta objetivos, justificativa e metodologia bem delineadas. Ressalta-se que os critérios éticos de acordo

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SI 2005

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: 1.366.689

com a resol. 466/2012 do CNS são seguidos. Apresenta também a documentação necessária para a emissão do parecer.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados:

- Folha de rosto devidamente preenchida e assinada pela pesquisadora responsável e diretor da EEEFTO/UFMG.
- Projeto no formato da plataforma Brasil e detalhado.
- TCLE
- Parecer consubstanciado e com anuência do Departamento de Fisioterapia da EEEFTO/UFMG.
- Carta de concordância da Clínica de Fisioterapia na Cidade de Divinópolis-MG onde será realizada a coleta de dados.
- Termo de compromisso das pesquisadoras

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sou, SMJ, favorável a aprovação do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_544754.pdf	13/11/2015 23:16:21		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_COEP.pdf	13/11/2015 23:12:19	Vanessa Aparecida Cardoso	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	13/11/2015 23:02:13	Vanessa Aparecida Cardoso	Aceito
Outros	Parecer_CamaraDepartamental.pdf	13/11/2015 23:00:10	Vanessa Aparecida Cardoso	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Carta_Concordancia.pdf	13/11/2015 22:57:44	Vanessa Aparecida Cardoso	Aceito

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos,6627 2º Ad Sl 2005
 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: 1.366.689

Declaração de Pesquisadores	Termo_Compromisso.pdf	13/11/2015 22:57:14	Vanessa Aparecida Cardoso	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto.pdf	13/11/2015 22:56:22	Vanessa Aparecida Cardoso	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 14 de Dezembro de 2015

Assinado por:
Telma Campos Medeiros Lorentz
(Coordenador)

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