

# Relação entre rigidez articular passiva e torque concêntrico dos rotadores laterais do quadril

Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque

Diego X. Leite, Jean M. M. Vieira, Viviane O. C. Carvalhais, Vanessa L. Araújo, Paula L. P. Silva, Sérgio T. Fonseca

## Resumo

**Contextualização:** Rigidez passiva adequada do quadril pode impedir movimentos excessivos dos membros inferiores no plano transversal durante a realização de atividades funcionais. O fortalecimento muscular dos rotadores laterais do quadril poderia ser utilizado na tentativa de aumentar a rigidez dessa articulação. No entanto, a relação entre rigidez passiva e força dos músculos do quadril não está documentada na literatura. **Objetivo:** Investigar a associação entre rigidez passiva do quadril durante o movimento de rotação medial e torque concêntrico dos rotadores laterais dessa articulação em indivíduos saudáveis. **Método:** Foram avaliados 26 indivíduos com média de idade de 24,42±2,77 anos. Para quantificação da rigidez passiva do quadril, o torque passivo de resistência durante a rotação medial dessa articulação foi mensurado por um dinamômetro isocinético. A rigidez foi determinada como a inclinação média da curva de torque passivo obtida nos primeiros 20° do movimento. Eletromiografia foi utilizada para verificar o repouso dos músculos do quadril durante esse procedimento. O dinamômetro isocinético também foi utilizado para avaliação do pico de torque e trabalho máximo dos rotadores laterais do quadril em uma amplitude de 55° de rotação. **Resultados:** Regressões lineares demonstraram coeficientes de correlação  $r=0,70$  ( $R^2=0,50/p<0,001$ ) e  $r=0,77$  ( $R^2=0,59/p<0,001$ ) entre rigidez do quadril e as medidas de pico de torque e trabalho muscular dos rotadores laterais, respectivamente. **Conclusões:** Existe associação de moderada a boa entre rigidez passiva do quadril e torque concêntrico dos rotadores laterais dessa articulação. A associação demonstrada sugere que o fortalecimento dos rotadores laterais pode ser eficaz em aumentar a rigidez do quadril.

**Palavras-chave:** rigidez passiva; força muscular; quadril; dinamômetro de força muscular; reabilitação.

## Abstract

**Background:** Adequate passive stiffness of the hip joint can prevent the occurrence of excessive transverse plane lower limb movement during functional activities. Strength training of the hip lateral rotator muscles can be used to increase the stiffness of this joint. However, the relationship between hip joint passive stiffness and muscle strength remains undocumented in the literature. **Objective:** To investigate the association between hip passive stiffness measured during medial rotation and hip lateral rotator concentric torque in healthy young adults. **Method:** Twenty-six individuals with mean age of 24.42±2.77 years participated in the present study. To quantify hip stiffness, the passive resistance torque during medial rotation was measured using an isokinetic dynamometer. Stiffness was determined by the mean slope of the passive torque curve obtained in the first 20° of motion. Electromyography was used to ensure inactivity of the hip muscles during this procedure. The isokinetic dynamometer was also used for assessment of hip lateral rotator peak torque and work in a range of motion of 55° of rotation. **Results:** Linear regressions demonstrated correlation coefficients of  $r=0.70$  ( $R^2=0.50/p<0.001$ ) and  $r=0.77$  ( $R^2=0.59/p<0.001$ ) between hip passive stiffness and the measures of lateral rotator peak torque and work, respectively. **Conclusions:** There is a moderate to good association between hip passive stiffness and lateral rotator concentric torque. This association suggests that lateral rotator strength training can increase hip stiffness.

**Keywords:** passive stiffness; muscle strength; hip; muscle strength dynamometer; rehabilitation.

**Recebido:** 01/02/2012 – **Revisado:** 21/03/2012 – **Aceito:** 04/04/2012

## Introdução

A força produzida pelos músculos da articulação do quadril é comumente estudada devido à sua influência na realização de atividades funcionais, como a marcha, a aterrissagem do salto e a corrida<sup>1-3</sup>. Entretanto, características passivas da articulação do quadril também merecem atenção no estudo do movimento humano. Dentre essas características, destaca-se a rigidez articular passiva, determinada pela taxa de mudança do torque de resistência durante o deslocamento angular dessa articulação, na ausência de contração muscular<sup>4-6</sup>. As propriedades mecânicas dos tecidos conectivos peri e intramusculares (e.g. ligamentos, tendões, fâscias) e das proteínas musculares conferem resistência ao deslocamento articular, sendo complementares à ativação muscular durante as atividades funcionais<sup>5-7</sup>. Estudos sugerem que níveis adequados de rigidez passiva poderiam reduzir a necessidade de contração muscular para restringir o movimento<sup>8</sup>, reduzindo o gasto energético<sup>9,10</sup> para promoção da estabilidade funcional. Portanto, a investigação da rigidez passiva do quadril pode facilitar o entendimento dos movimentos dessa articulação durante atividades funcionais.

Valores reduzidos de rigidez passiva do quadril podem resultar em rotação medial excessiva do fêmur durante a realização de atividades em cadeia cinemática fechada<sup>11</sup>, a qual pode resultar em pronação excessiva da subtalar<sup>12</sup>. A interdependência desses movimentos ocorre porque a rotação medial do quadril favorece a rotação medial da perna, a qual (devido à geometria da pinça maleolar) favorece uma pronação da articulação subtalar<sup>13</sup>. A rotação medial do membro inferior e a pronação subtalar excessivas podem modificar a postura da pelve nos planos sagital e frontal e, conseqüentemente, o alinhamento da coluna vertebral<sup>14</sup>. Essas ligações entre os segmentos do membro inferior e tronco podem explicar a associação documentada da rotação medial excessiva do quadril com a ocorrência de lesões no sistema musculoesquelético, como dor lombar<sup>15</sup>, rupturas ligamentares no joelho<sup>16</sup> e síndrome da dor patelofemoral<sup>17,18</sup>. Dessa forma, a utilização de técnicas com o intuito de promover mudanças na rigidez do quadril poderia ser útil para a prevenção e reabilitação dessas lesões, considerando-se seu efeito sobre a cinemática dos membros inferiores e tronco.

Existem evidências de que a rigidez articular é dependente da área de secção transversa e composição dos tecidos que estão ao redor da articulação<sup>19,20</sup>. Ryan et al.<sup>19</sup> reportaram um coeficiente de correlação de 0,83 entre a área de secção transversa dos flexores plantares e a rigidez passiva durante o movimento de dorsiflexão do tornozelo.

Chleboun et al.<sup>20</sup> demonstraram coeficientes de correlação que variaram entre 0,79 e 0,92 entre a área de secção transversa dos flexores do cotovelo e a rigidez passiva dessa articulação. Esses estudos sugerem que o fortalecimento é uma técnica que pode ser utilizada na tentativa de modificar os níveis de rigidez de uma articulação, já que promove um aumento no volume muscular associado ao aumento no número de componentes elásticos em paralelo no músculo<sup>21,22</sup>. Suporte inicial para tal suposição seria obtido por uma demonstração direta de associação entre rigidez passiva e força muscular na articulação do quadril. Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar a associação entre rigidez passiva durante o movimento de rotação medial do quadril e variáveis isocinéticas que caracterizam a performance dos rotadores laterais dessa articulação em adultos jovens saudáveis.

## Método

### Amostra

Vinte e seis indivíduos (17 mulheres) participaram do estudo. A caracterização da amostra encontra-se na Tabela 1. Os critérios de inclusão do estudo foram: idade entre 18 e 35 anos, não ter histórico de dor, lesão ou cirurgia nos membros inferiores nos últimos seis meses e possuir amplitude de rotação medial do quadril de, no mínimo, 40° e de rotação lateral de, no mínimo, 25°. Amplitudes menores poderiam estar associadas a encurtamentos significativos, os quais poderiam afetar a medida de torque e rigidez.

Foram excluídos do estudo indivíduos que não conseguiram manter os músculos do quadril relaxados durante a avaliação do torque passivo ou que apresentaram dor ou desconforto durante os testes. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, concordando com sua participação. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil (parecer n° ETIC 0176.0.203.000-11).

**Tabela 1.** Caracterização da amostra (n=26).

	Média (desvio-padrão)	Valores mínimos	Valores máximos
Idade (anos)	24,42 (2,77)	21	35
Massa corporal (kg)	66,39 (13,07)	51,1	97,5
Altura (m)	1,69 (0,1)	1,55	1,87
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	22,86 (2,61)	17,01	29,43

IMC=índice de massa corporal.

## Instrumentos

Uma balança com altímetro e uma fita métrica foram utilizadas para medir massa corporal, altura e comprimento dos segmentos pé e perna. As amplitudes de rotação do quadril foram medidas com um goniômetro. Um dinamômetro isocinético *Biodex 3 Pro* (*Biodex Medical Systems, Inc.* - Shirley, NY - EUA) foi utilizado para avaliação do torque passivo de resistência gerado pela articulação do quadril e do torque concêntrico dos rotadores laterais dessa articulação. Um eletromiógrafo de superfície *ME6000* (*Mega Electronics* - Kuopio - Finlândia) foi utilizado para monitorar a atividade eletromiográfica de cinco músculos do quadril durante o teste passivo.

## Procedimentos

Inicialmente, a massa corporal e a altura dos voluntários foram avaliadas. A medida do comprimento dos segmentos pé e perna foi realizada de acordo com recomendações da tabela antropométrica de Dempster<sup>23</sup>. O membro inferior esquerdo de todos os indivíduos foi utilizado para análise. Eletrodos ativos de superfície (Ag/AgCl) foram colocados sobre o ventre dos músculos glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral, tensor da fáscia lata e adutor longo, de acordo com recomendações de Cram, Kasman e Holtz<sup>24</sup>. Os eletrodos referência utilizados para cada uma dessas musculaturas foram posicionados nas seguintes proeminências ósseas: espinha íliaca póstero-superior, crista íliaca, epicôndilo lateral do fêmur, espinha íliaca ântero-superior e epicôndilo medial do fêmur, respectivamente. Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada tricotomia e limpeza da pele com álcool, com objetivo de reduzir sua impedância. Posteriormente, foi realizada uma coleta do sinal eletromiográfico do repouso dos músculos com o indivíduo em decúbito ventral em uma maca.

## Medida do torque passivo de resistência durante o movimento de rotação medial do quadril

Para permitir quantificação da rigidez passiva do quadril, o torque passivo de resistência dessa articulação foi mensurado ao longo da amplitude de rotação medial. O participante foi posicionado no dinamômetro isocinético em decúbito ventral, com os quadris em neutro no plano sagital de movimento, o joelho esquerdo em 90° de flexão e a pelve estabilizada. O eixo do dinamômetro foi alinhado à tuberosidade tibial. A alavanca foi fixada abaixo do maléolo medial do tornozelo (Figura 1). A alavanca movimentou o membro inferior dos participantes em uma velocidade constante de 5°/s. Essa velocidade foi escolhida por minimizar a influência da viscosidade tecidual sobre o torque de resistência<sup>25</sup>.

Antes do início do teste, foram realizadas 15 repetições do movimento de rotação na mesma velocidade do teste, com o objetivo de acomodação viscoelástica dos tecidos e familiarização do indivíduo com os procedimentos. Em seguida, foram realizadas três repetições do teste. A amplitude de movimento definida para ele foi de 5° de rotação lateral do quadril até 25° de rotação medial. O neutro articular do quadril (0°) foi definido como a posição em que a tibia estava perpendicular à horizontal, avaliada com um inclinômetro.

Durante a movimentação do quadril pelo isocinético, os participantes foram orientados a manter os músculos do quadril relaxados. Para checar se os participantes foram capazes de seguir tal instrução, dados eletromiográficos dos músculos do quadril foram coletados. Os sinais eletromiográficos foram registrados em uma frequência de 1000 Hz e filtrados com um filtro passa-banda do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com frequências de corte entre 30 Hz e 500 Hz. Uma rotina desenvolvida no *MatLab* (*The MathWorks, Inc.* - Natick, MA - EUA) foi utilizada para identificar a presença de contração dos músculos do quadril após cada repetição. Qualquer repetição em que o sinal eletromiográfico de qualquer uma das musculaturas fosse igual ou superior ao sinal de repouso acrescido de dois desvios-padrão foi considerada como contração muscular e, portanto, excluída<sup>26</sup>.



**Figura 1.** Posicionamento do voluntário no dinamômetro isocinético.

Durante a realização do teste, o dinamômetro isocinético registrou o torque de resistência em cada ponto da amplitude de rotação medial do quadril, sem discriminar os torques gerados pelos tecidos articulares, conectivos e musculares daqueles produzidos pelos pesos da perna, pé e alavanca. A curva de torque passivo gerada foi posteriormente utilizada para cálculo da rigidez e do torque passivo médio. A confiabilidade teste-reteste dessa medida foi analisada em um estudo prévio, apresentando excelente Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI=0,92)<sup>26</sup>.

## Medida do torque concêntrico dos músculos rotadores laterais do quadril

A força dos músculos rotadores laterais foi indexada no presente estudo pela sua capacidade máxima de geração de torque concêntrico. Tal medida foi selecionada devido à sua correlação com a área de secção transversa do músculo<sup>27</sup>. O teste de força concêntrica dos rotadores laterais do quadril foi realizado na mesma posição em que foi avaliado o torque passivo de resistência. A amplitude do teste foi de 40° de rotação medial a 25° de rotação lateral, em uma velocidade constante de 60°/s, a qual é indicada quando o objetivo é capturar a capacidade máxima de geração de torque<sup>28</sup>. Primeiramente, foi realizado um teste submáximo de três repetições do movimento de rotação do quadril para familiarização do indivíduo com o procedimento. Em seguida, foram realizadas três repetições do movimento de rotação do quadril com força máxima, respeitando um período de repouso de 60 segundos entre as repetições. O participante foi instruído a realizar força máxima em direção à rotação lateral do quadril, recebendo estímulo verbal.

Ao final, foi realizada uma repetição com a alavanca isolada, na velocidade de 60°/s, a fim de se obter o torque gerado apenas pela alavanca nos testes passivo e ativo, respectivamente. As medidas de pico de torque e de trabalho dos rotadores laterais apresentaram excelentes índices de confiabilidade teste-reteste em um estudo piloto, demonstrando CCI de 0,97 e erro-padrão da medida (EPM) de 3,07 para a medida de pico de torque, e CCI de 0,98 e EPM de 2,31 para a medida de trabalho.

## Redução dos dados

Os dados de torque passivo de resistência durante a rotação medial e torque concêntrico dos rotadores laterais do quadril foram obtidos por meio do *software* do dinamômetro (*Biodex Medical Systems, Inc.*). A rigidez passiva do quadril foi calculada como a inclinação média (primeira-derivada) da curva de torque passivo na amplitude de 0 a

20° de rotação medial. Essa amplitude foi utilizada por ser a amplitude requerida em grande parte das atividades funcionais que envolvem os membros inferiores<sup>29</sup>. A rotina calculou a primeira-derivada da curva a cada 0,05° e, posteriormente, considerou a média de todos os valores na amplitude de 20°. A média dos valores de rigidez obtidos nas três repetições do teste foi utilizada para análise.

O pico de torque e o trabalho muscular dos rotadores laterais foram calculados considerando-se uma amplitude de 35° de rotação medial a 20° de rotação lateral. O pico de torque correspondeu ao maior torque registrado durante o arco de movimento, enquanto o trabalho muscular foi calculado como a área total abaixo do gráfico de torque concêntrico em função do deslocamento articular em toda amplitude de movimento. Para análise, foi utilizada a média dos valores de pico de torque e trabalho muscular obtidos nas três repetições.

O torque gerado pelo peso dos segmentos perna e pé bem como pela alavanca do isocinético foram subtraídos do torque total registrado pelo dinamômetro para o cálculo de todas as variáveis. A massa predita dos segmentos corporais e a distância do centro de massa ao eixo de rotação articular foram obtidas de acordo com a tabela antropométrica de Dempster<sup>23</sup>. Em seguida, cálculos trigonométricos foram utilizados para determinar o torque gerado por esses segmentos em cada posição articular.

## Análise estatística

Estatística descritiva foi utilizada para caracterização da amostra por meio do cálculo da média, desvio-padrão e valores mínimos e máximos das variáveis rigidez passiva, torque passivo, pico de torque e trabalho muscular. Todas as variáveis apresentaram distribuição normal de acordo com o teste de Kolmogorov-Smirnov. Análises de regressão linear simples foram utilizadas para investigar a associação entre a rigidez do quadril durante a rotação medial e as variáveis pico de torque e trabalho muscular dos rotadores laterais dessa articulação. Todas as análises foram realizadas no *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 15.0, com um nível de significância de  $\alpha=0,05$ .

## Resultados

Os valores de rigidez passiva do quadril durante a rotação medial e os valores de pico de torque e trabalho muscular dos rotadores laterais encontram-se na Tabela 2. Análises de regressão linear simples demonstraram uma correlação de



**Tabela 2.** Valores de rigidez passiva do quadril durante a rotação medial e os valores de pico de torque e trabalho muscular dos rotadores laterais de quadril (n=26).

	Média (desvio-padrão)	Valores mínimos	Valores máximos
Rigidez passiva (Nm/rad)	10,10 (3,85)	5,47	17,51
Pico de torque (Nm)	31,26 (12,69)	11,26	58,90
Trabalho (J)	22,85 (10,17)	7,52	40,99

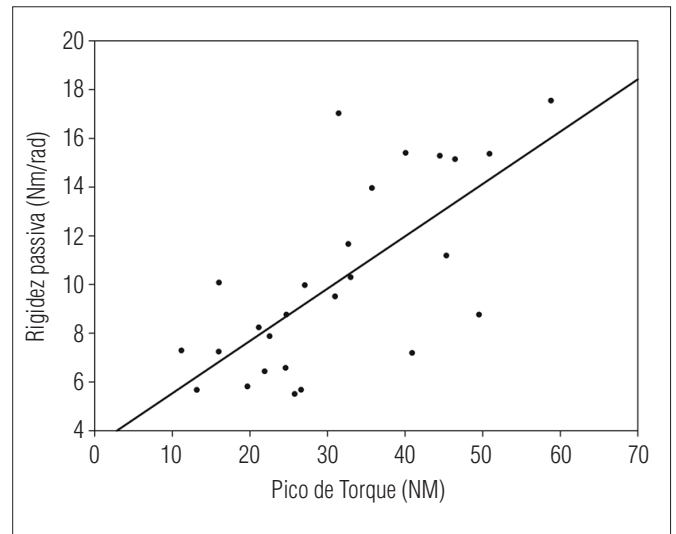
Nm/rad=Newtons-metro por radianos; Nm=Newtons-metro; J=Joule.

$r=0,707$  ( $R^2=0,501$ );  $p<0,001$  entre rigidez passiva do quadril durante a rotação medial e pico de torque dos rotadores laterais (Figura 2). A correlação entre rigidez do quadril e trabalho muscular dos rotadores laterais foi de  $r=0,769$  ( $R^2=0,591$ );  $p<0,001$  (Figura 3).

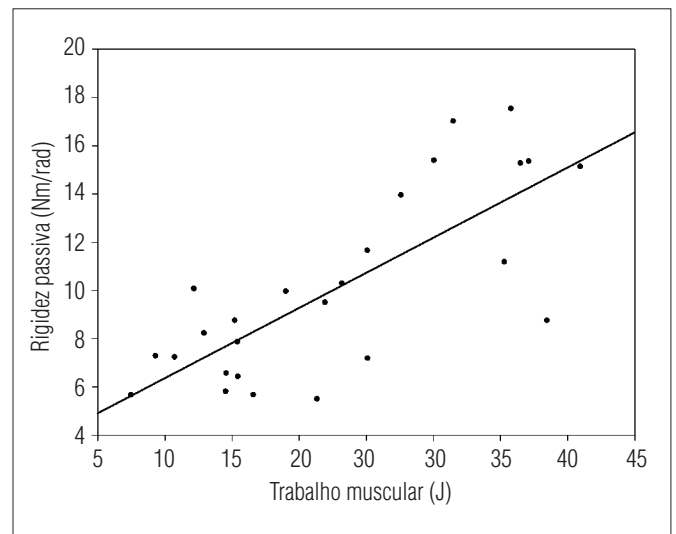
## Discussão

Os resultados obtidos neste estudo demonstraram uma associação de moderada a boa<sup>28</sup> entre rigidez passiva do quadril e variáveis isocinéticas relacionadas com o desempenho dos rotadores laterais do quadril. De acordo com Portney e Watkins<sup>30</sup>, uma associação com o valor de  $r$  entre 0 e 0,25 indica uma correlação fraca ou ausência de correlação; entre 0,25 e 0,50, uma correlação fraca; entre 0,50 e 0,75, uma correlação de moderada a boa; acima de 0,75, uma correlação excelente. Os coeficientes de determinação obtidos demonstraram que 50 a 59% da variabilidade da medida de rigidez do quadril é explicada pelo desempenho dos rotadores laterais dessa articulação. A associação entre essas variáveis deve-se, provavelmente, ao trofismo muscular, visto que esse é o principal fator que exerce influência tanto sobre o torque ativo quanto sobre a rigidez passiva<sup>19,20,27,31</sup>. Dessa forma, uma articulação do quadril com maior trofismo dos rotadores laterais tende a apresentar maior força dessa musculatura e maior rigidez durante a rotação medial. Os resultados deste estudo sugerem que o fortalecimento dos rotadores laterais pode ser eficaz em aumentar a rigidez durante a rotação medial de quadril. No entanto, estudos experimentais são necessários para confirmar essa hipótese.

Estudos prévios já demonstraram a existência de uma relação entre rigidez passiva e capacidade de produção de torque em outras articulações<sup>32-34</sup>. Klinge et al.<sup>32</sup> encontraram que o fortalecimento isométrico dos isquiossurais aumentou o torque produzido por essa musculatura, com concomitante aumento da rigidez passiva durante a extensão do joelho. Ocarino et al.<sup>33</sup> demonstraram que o fortalecimento dos flexores de cotovelo aumentou a rigidez passiva dessa articulação. Além disso, em um



**Figura 2.** Regressão linear simples entre rigidez passiva do quadril durante o movimento de rotação medial e pico de torque dos rotadores laterais ( $R^2=0,501$ ;  $p<0,0001$ ).



**Figura 3.** Regressão linear simples entre rigidez passiva do quadril durante o movimento de rotação medial e trabalho muscular dos rotadores laterais ( $R^2=0,591$ ;  $p<0,0001$ ).

estudo transversal, Gajdosik<sup>34</sup> encontraram coeficientes de correlação moderados (valores entre 0,50 e 0,56) entre torque concêntrico dos flexores plantares e rigidez do tornozelo durante a dorsiflexão. Esses coeficientes de correlação são inferiores aos do presente estudo. Tal diferença poderia ser explicada pelo maior trofismo da musculatura do quadril<sup>35</sup> comparada com a do tornozelo<sup>36</sup>. É possível que a rigidez passiva na articulação do quadril seja mais dependente do volume muscular do que no tornozelo, articulação na qual a influência de cápsula, tendões e ligamentos pode predominar. Além disso, a média de idade dos voluntários do presente estudo foi inferior àquela apresentada

pelos participantes do estudo de Gajdosik<sup>34</sup>, que incluiu, em sua amostra, indivíduos idosos. Nessa faixa etária, os indivíduos possuem trofismo muscular reduzido em decorrência do processo de sarcopenia, muito comum em indivíduos acima de 65 anos<sup>37</sup>. Esse fato pode influenciar a associação entre as variáveis rigidez e torque muscular. Por fim, a amostra do estudo de Gajdosik<sup>34</sup> foi composta apenas por mulheres, o que também pode modificar a associação entre essas variáveis, uma vez que mulheres possuem músculos com área de secção transversa reduzida<sup>38</sup>. Assim, a força da associação entre rigidez passiva e torque muscular pode ser dependente de fatores como a articulação analisada, idade e sexo.

No presente estudo, foi observado um valor superior de associação entre rigidez do quadril e trabalho muscular do que entre rigidez e pico de torque dos rotadores laterais ( $r=0,769$  e  $0,707$ , respectivamente). O trabalho muscular é uma variável que informa sobre o torque produzido pelo grupo muscular em toda amplitude de movimento, ao contrário do pico de torque, que representa o torque máximo produzido em um ponto específico do arco de movimento. Dessa forma, é possível que o trabalho muscular seja uma variável que represente melhor a capacidade total de produção de torque de determinada musculatura, o que poderia justificar esses achados.

Durante uma contração voluntária máxima, o torque gerado pela musculatura durante o movimento corresponde ao somatório dos torques passivos e ativos<sup>7</sup>. Este estudo objetivou analisar a correlação entre a rigidez, propriedade relacionada ao torque passivo, e o torque concêntrico dos rotadores laterais. A princípio, a rigidez passiva poderia estar embutida nos valores de torque concêntrico, favorecendo a existência de uma correlação entre as variáveis. Entretanto, foi observado que o torque passivo médio gerado pela articulação do quadril durante o movimento de rotação medial é consideravelmente inferior aos valores de torque concêntrico dos rotadores laterais, evidenciando a baixa contribuição dos torques passivos na geração de força concêntrica. O torque passivo médio durante o movimento de rotação medial da amostra foi de 2,39 Nm, enquanto a média do torque gerado durante o teste de força dos rotadores laterais foi de 24,21 Nm. Assim, é pouco provável que os torques passivos presentes nos valores de pico de torque e trabalho muscular dos rotadores laterais tenham, isoladamente, favorecido a ocorrência das correlações reportadas neste estudo. Tal contribuição seria possivelmente mais significativa caso medidas de torque excêntrico tivessem sido utilizadas.

Embora parte considerável da rigidez do quadril seja explicada pela força muscular, outros fatores podem exercer influência sobre essa propriedade. Existe uma relação inversa entre rigidez passiva e flexibilidade muscular<sup>39-41</sup>, ou seja, quanto maior a flexibilidade dos tecidos, menor é a rigidez.

Embora essa relação ainda não tenha sido investigada no quadril, é possível que a flexibilidade dos músculos ao redor dessa articulação tenha alguma influência sobre sua rigidez. Outro fator responsável pela rigidez passiva de uma articulação são estruturas como cápsula e ligamentos, fatores que também não são capturados pela avaliação da força muscular, mas que, na articulação do quadril, como discutido anteriormente, podem exercer relativamente menor influência, considerando o grande volume muscular presente nessa articulação.

Alterações no alinhamento do colo femoral modificam as amplitudes de rotação medial ou lateral disponíveis na articulação do quadril<sup>42</sup>. Anteversão excessiva da cabeça femoral está associada a maiores amplitudes de rotação interna do quadril durante a marcha<sup>43</sup>, as quais podem promover aumento do comprimento dos tecidos na região posterior dessa articulação, resultando em menor rigidez. Dessa forma, o alinhamento do colo femoral é outro possível fator que pode influenciar a relação entre força e rigidez.

Finalmente, fatores neuromusculares<sup>44-46</sup> (e.g. recrutamento de unidades motoras<sup>45</sup> e coordenação entre as musculaturas agonistas e antagonistas<sup>46</sup>) podem ter contribuído para reduzir a força da associação entre as variáveis torque concêntrico e rigidez passiva na articulação do quadril. Esses fatores afetam a capacidade de produção de torque sem afetar as propriedades passivas da articulação. Assim, intervenções que tenham por objetivo o aumento de rigidez passiva devem priorizar a hipertrofia muscular. Foi demonstrado que, em estágios iniciais do fortalecimento, o ganho de força ocorre por meio de mecanismos neurais, sendo que a hipertrofia muscular ocorre somente após seis semanas de treinamento<sup>44</sup>. Logo, espera-se que o ganho de rigidez durante uma intervenção com fortalecimento muscular ocorra após esse período. Programas que tenham o foco no ganho de área de secção transversa muscular devem priorizar cargas moderadas (70-85% de uma repetição máxima), séries realizadas com um número de repetições entre oito e 12 e uma frequência de treinamento de dois a três dias por semana<sup>47</sup>. Além disso, estudos sugerem que o fortalecimento excêntrico em altas velocidades pode ser utilizado para priorizar a hipertrofia<sup>22</sup>, e assim, o ganho de rigidez passiva, podendo ser uma opção de intervenção para indivíduos em estágios mais avançados do treinamento.

Os resultados do presente estudo são limitados a indivíduos jovens e sem alterações neurológicas. Indivíduos idosos ou com lesões no sistema nervoso podem apresentar comportamentos diferentes dos reportados neste estudo em relação à rigidez passiva e à capacidade de produção de torque, o que pode modificar a associação entre essas variáveis. Destaca-se ainda que o desenho do estudo (correlacional) não permite a determinação de uma relação de causa e efeito entre as variáveis, o que deverá ser investigado em estudos posteriores.

Além disso, o presente estudo não investigou os demais fatores que podem influenciar a relação entre rigidez e força muscular no quadril, como a flexibilidade muscular, o alinhamento do colo femoral e fatores neuromusculares que afetam a produção de força. Na prática clínica, a investigação da rigidez passiva do quadril deve ser realizada em associação com outros testes clínicos, dado que as alterações cinemáticas associadas à ocorrência de lesões possuem característica multifatorial, e a rigidez do quadril, isoladamente, torna-se pouco informativa para a compreensão dessas alterações.

O presente estudo evidenciou correlação de moderada a boa entre rigidez passiva do quadril durante o movimento de rotação medial e torque concêntrico dos rotadores laterais dessa articulação. Dessa forma, indivíduos com força reduzida dos rotadores laterais de quadril, possivelmente, apresentarão

baixos níveis de rigidez passiva durante a rotação medial e poderão necessitar de intervenções que promovam um aumento da rigidez. A partir dos resultados deste estudo, é possível especular que o fortalecimento dos rotadores laterais do quadril repercute em um aumento da rigidez dessa articulação durante a rotação medial. No entanto, estudos experimentais são necessários para fornecer dados conclusivos.

## Agradecimentos

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Brasília, DF, Brasil e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Belo Horizonte, MG, Brasil.

## Referências

- Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sports Med.* 2009;37(3):579-87.
- Howard JS, Fazio MA, Mattacola CG, Uhl TL, Jacobs CA. Structure, sex, and strength and hip kinematics during landing. *J Athl Train.* 2011;46(4):376-85.
- Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RM, Maciel CD, Amorim CF, Serrão FV. Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain. *Rev Bras Fisioter.* 2011;15(1):59-65.
- Herbert R. The passive mechanical properties of muscle and their adaptations to altered patterns of use. *Aust J Physiother.* 1988;34(3):141-7.
- Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: myth or reality? *Hum Mov Sci.* 1993;12(6):653-92.
- Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers: a review. *Scand J Med Sci Sports.* 1998;8(2):65-77.
- Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(2):87-101.
- Silva PL, Fonseca ST, Ocarino JM, Gonçalves GP, Mancini MC. Contributions of cocontraction and eccentric activity to stiffness regulation. *J Mot Behav.* 2009;41(3):207-18.
- Arampatzis A, De Monte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, Stafiliadis S, Brüggemann GP. Influence of the muscle-tendon unit's mechanical and morphological properties on running economy. *J Exp Biol.* 2006;209(Pt 17):3345-57.
- Dumke CL, Pfaffenroth CM, McBride JM, McCauley GO. Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners. *Int J Sports Physiol Perform.* 2010;5(2):249-61.
- Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Aquino CF. Integration of Stresses and Their Relationship to the Kinetic Chain. In: Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS, editors. *Scientific Foundations and Principles of Practice in Musculoskeletal Rehabilitation.* St Louis: Saunders Elsevier; 2007. p. 476-86.
- Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(7):745-8.
- Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture.* 2007;25(1):127-34.
- Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Man Ther.* 2008;13(6):513-9.
- Cibulka MT. Low back pain and its relation to the hip and foot. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(10):595-601.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. 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(4):492-501.
- Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2108-16.
- Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51.
- Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Defreitas JM, Beck TW, Stout JR, et al. Passive properties of the muscle-tendon unit: the influence of muscle cross-sectional area. *Muscle Nerve.* 2009;39(2):227-9.
- Chleboun GS, Howell JN, Conatser RR, Giesey JJ. The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12(6):383-92.
- Petersen SR, Bell GJ, Bagnall KM, Quinney HA. The effects of concentric resistance training on eccentric peak torque and muscle cross-sectional area. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;13(3):132-7.
- Farthing JP, Chilibeck PD. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol.* 2003;89(6):578-86.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* Hoboken: John Wiley and Sons; 2005.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Instrumentation. In: Cram JR, Kasman GS, Holtz J. *Introduction to surface electromyography.* Gaithersburg, Maryland: Aspen Publishers, Inc, MD; 1998. p.43-80.
- Taylor DC, Dalton JD, Seaber AV, Garrett WE. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. the biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med.* 1990;18(3):300-9.
- Carvalhais VOC, 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):240-5.
- Maughan RJ, Watson JS, Weir J. Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *J Physiol.* 1983;338:37-49.
- Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train.* 2009;44(1):7-13.
- Levens AS, Inman VT, Blosser JA. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *J Bone Joint Surg Am.* 1948;30A(4):859-72.
- Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: applications to practice.* New Jersey: Prentice Hall Health; 2009.
- Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y, Kanehisa H. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand.* 2001;172(4):249-55.
- Klinge K, Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Klausen K, Kjaer M. The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med.* 1997;25(5):710-6.

33. Ocarino JM, Fonseca ST, Silva PLP, Mancini MC, Gonçalves GGP. Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. *Man ther.* 2008;13(5):411-8.
34. Gajdosik RL. Relationship between passive properties of the calf muscles and plantarflexion concentric isokinetic torque characteristics. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87(3):220-7.
35. Masuda K, Kikuhara N, Takahashi H, Yamanaka K. The relationship between muscle cross-sectional area and strength in various isokinetic movements among soccer players. *J Sports Sci.* 2003;21(10):851-8.
36. Albracht K, Arampatzis A, Baltzopoulos V. Assessment of muscle volume and physiological cross-sectional area of the human triceps surae muscle in vivo. *J Biomech.* 2008;41(10):2211-8.
37. Iannuzzi-Sucich M, Prestwood KM, Kenny AM. Prevalence of sarcopenia and predictors of skeletal muscle mass in healthy, older men and women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002;57(12):M772-7.
38. Hoshikawa Y, Muramatsu M, Iida T, Ii N, Nakajima Y, Kanehisa H. Sex differences in the cross sectional areas of psoas major and thigh muscles in high school track and field athletes and nonathletes. *J Physiol Anthropol.* 2011;30(2):47-53.
39. Guissard N, Duchateau J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. *Muscle Nerve.* 2004;29(2):248-55.
40. Reid DA, McNair PJ. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(11):1944-8.
41. Aquino CF, Gonçalves GGP, Fonseca ST, Mancini MC. Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. *Rev Bras Med Esporte.* 2006;12(4):195-200.
42. Cibulka MT. Determination and significance of femoral neck anteversion. *Phys Ther.* 2004;84(6):550-8.
43. Radler C, Kranzl A, Manner HM, Höglinger M, Ganger R, Grill F. Torsional profile versus gait analysis: consistency between the anatomic torsion and the resulting gait pattern in patients with rotational malalignment of the lower extremity. *Gait Posture.* 2010;32(3):405-10.
44. Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 2007;37(2):145-68.
45. Chan KM, Doherty TJ, Brown WF. Contractile properties of human motor units in health, aging, and disease. *Muscle Nerve.* 2001;24(9):1113-33.
46. Carolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol.* 1992;73(3):911-7.
47. American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(3):687-708.