



Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais

Cecília Ferreira de Aquino¹, Gabriela Gomes Pavan Gonçalves², Sérgio Teixeira da Fonseca³ e Marisa Cotta Mancini⁴

RESUMO

Introdução: Rigidez e flexibilidade são propriedades musculares frequentemente consideradas como sinônimas na literatura, apesar de apresentarem diferenças com relação às suas definições. **Objetivo:** Investigar a contribuição da medida de flexibilidade dos isquiotibiais para a rigidez passiva deste grupo muscular. **Métodos:** A rigidez e a flexibilidade foram avaliadas em 33 indivíduos saudáveis. Um dinamômetro isocinético registrava o torque passivo oferecido pelos isquiotibiais durante a extensão passiva do joelho, à velocidade de 5°/s. Durante os testes, foi feita a monitoração da atividade muscular para garantir silêncio eletromiográfico. A inclinação da reta torque x ângulo foi utilizada para determinar a rigidez total dos isquiotibiais. A amplitude de teste foi dividida em três porções para calcular a rigidez do 1º, 2º e 3º terços do movimento angular. A flexibilidade foi avaliada através do ângulo articular do joelho em que o movimento da alavanca foi interrompido pelo examinador ao perceber resistência à movimentação adicional e o participante relatar sensação de desconforto pelo alongamento dos isquiotibiais. Como tratamento estatístico, foram utilizadas análises de regressão simples. **Resultados:** Análises de regressão demonstraram valores de correlação $r = -0,48$ ($R^2 = 0,23$; $p = 0,005$), $r = -0,54$ ($R^2 = 0,29$; $p = 0,001$), $r = -0,46$ ($R^2 = 0,21$; $p = 0,007$) e $r = -0,45$ ($R^2 = 0,20$; $p = 0,008$) entre flexibilidade e rigidez passiva total, 1º, 2º e 3º terços, respectivamente. **Conclusão:** Apesar de as associações entre as variáveis terem sido significativas, uma percentagem pequena da variabilidade da medida de rigidez passiva pode ser explicada pela flexibilidade. Conclui-se que essas propriedades não são sinônimas e devem ser analisadas de forma independente.

ABSTRACT

Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings

Introduction: The terms stiffness and flexibility, which refer to muscle properties, are frequently used as synonymous in the literature.

1. Mestre em Ciências da Reabilitação, UFMG, Professora do Curso de Fisioterapia da Fundação Educacional de Divinópolis.
2. Fisioterapeuta, Aluna do curso de Especialização em Fisioterapia, ênfase em Ortopedia e Esportes, do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.
3. Doutor em Ciências, Boston University, Professor Adjunto do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.
4. Doutora em Ciências, Boston University, Professora Adjunta do Departamento de Terapia Ocupacional da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

Recebido em 17/8/05. Versão final recebida em 25/11/05. Aceito em 12/5/06.

Endereço para correspondência: Cecília Ferreira de Aquino, Rua Grão Mogol, 320/601, Sion – 30310-010 – Belo Horizonte, MG. E-mail: cferaquino@yahoo.com.br

Palavras-chave: Músculo. Energia. Lesão.

Keywords: Muscle. Energy. Injury.

Palabras-clave: Músculo. Energía. Lesión.

However, these two muscle properties have distinct definitions. **Objective:** To investigate the contribution of the measure of flexibility to the passive stiffness of the hamstrings. **Methods:** Stiffness and flexibility were measured in 33 healthy individuals. An isokinetic dynamometer registered the resistance torque offered by the hamstrings during knee passive extension at 5°/s. Muscle activity was monitored during the tests to guarantee electromyographic silence. The slope of the torque-angle curve was used to determine the hamstrings passive stiffness. The range of the test was divided into three portions to calculate the stiffness of the 1st, 2nd and 3rd thirds of knee movement. Flexibility was assessed by having the examiner move the lever of the dynamometer in the direction of knee extension. The final measure was determined as the angle at which movement was interrupted because the examiner perceived a resistance to further movement and the volunteer reported a sensation of discomfort. Simple regressions were used for statistical analysis. **Results:** The regression analysis demonstrated correlation values of $r = -0,48$ ($R^2 = 0,23$; $p = 0,005$), $r = -0,54$ ($R^2 = 0,29$; $p = 0,001$), $r = -0,46$ ($R^2 = 0,21$; $p = 0,007$) and $r = -0,45$ ($R^2 = 0,20$; $p = 0,008$) between flexibility and total, 1st, 2nd and 3rd third stiffness, respectively. **Conclusion:** Despite significant associations between the analyzed variables, flexibility explains only a low percentage of the variability of the stiffness measure. Stiffness and flexibility are not equivalent and should be analyzed independently.

RESUMEN

Análisis de la relación entre flexibilidad y rigidez pasiva de los isquiotibiales

Introducción: Rigidez y flexibilidad son propiedades musculares que con frecuencia son consideradas como similares en la literatura, a pesar de presentar diferencias con relación a sus definiciones. **Objetivo:** Investigar la contribución de la medida de flexibilidad de los isquiotibiales para la rigidez pasiva de este grupo muscular. **Métodos:** La rigidez y la flexibilidad fueron evaluadas en 33 individuos saludables. Un dinamómetro isocinético registraba el torque pasivo ofrecido por los isquiotibiales durante la extensión pasiva de la rodilla, a una velocidad de 5°/s. Durante los tests, fue hecha el monitoreo de la actividad muscular para garantizar silencio electromiográfico. La inclinación de la recta torque x ángulo fue usada para determinar la rigidez total de los isquiotibiales. La amplitud del test fue dividida en tres porciones para calcular la rigidez del 1º, 2º y 3º tercio del movimiento angular. La flexibilidad fue evaluada a través del ángulo articular de la rodilla en que el movimiento de la palanca fue interrumpida por el exami-

nador al percibir resistencia al movimiento adicional y el participante relatar una sensación de incomodidad por el alargamiento de los isquiotibiales. Como tratamiento estadístico, fueron utilizados análisis de regresión simple. **Resultados:** Análisis de regresión demostraron valores de correlación $r = -0,48$ ($R^2 = 0,23$; $p = 0,005$), $r = -0,54$ ($R^2 = 0,29$; $p = 0,001$), $r = -0,46$ ($R^2 = 0,21$; $p = 0,007$) y $r = -0,45$ ($R^2 = 0,20$; $p = 0,008$) entre flexibilidad y rigidez pasiva total, 1º, 2º y 3º tercios, respectivamente. **Conclusión:** A pesar de las asociaciones entre las variables haber sido significativas, un porcentaje pequeño de la variabilidad de la medida de rigidez pasiva puede ser explicada por la flexibilidad. Se concluye que estas propiedades no son sinónimas y deben ser analizadas de forma independiente.

INTRODUÇÃO

As propriedades musculares de rigidez passiva e flexibilidade são frequentemente investigadas em estudos das áreas de reabilitação e esportes^(1,2), sendo consideradas como sinônimas e utilizadas sem distinção por vários autores dessas áreas⁽³⁾. Entretanto, essas propriedades apresentam diferenças em relação às suas definições encontradas na literatura. A rigidez muscular passiva é definida como a razão entre a mudança na tensão do músculo por unidade de mudança no seu comprimento, quando é alongado sem a presença de atividade contrátil⁽⁴⁾. Por outro lado, a flexibilidade é definida como a capacidade do tecido muscular alongar-se, permitindo que a articulação se movimente através de toda a amplitude de movimento⁽⁵⁾. Essas definições conceituais de rigidez e flexibilidade norteiam as investigações sobre a contribuição dessas propriedades musculares para o desempenho funcional e esportivo.

A rigidez muscular é uma propriedade mecânica do músculo relacionada com a resistência deste tecido à deformação, sendo representada graficamente pela inclinação da curva *stress-strain*⁽⁶⁾. A área abaixo dessa curva representa a quantidade de energia absorvida pelo músculo quando é alongado estando em repouso ou contraído⁽⁷⁾. Dessa forma, a rigidez contribui para a capacidade do músculo de absorver energia sob a ação de forças mecânicas^(8,9). A quantidade de energia aplicada às estruturas músculo-esqueléticas durante a realização das atividades esportivas e funcionais parece determinar a ocorrência de lesão nessas estruturas^(7,10). Portanto, quanto maior a rigidez do tecido muscular, maior a sua capacidade de absorver energia e menor a sua suscetibilidade à lesão. Além disso, a energia absorvida pelo tecido muscular pode ser armazenada e, então, reutilizada no movimento subsequente para potencializar a ação muscular^(1,11). Dessa forma, a rigidez e a capacidade de absorção de energia do músculo podem auxiliar não só na prevenção de lesões musculares, como também na melhora do desempenho durante a execução do movimento.

A propriedade de flexibilidade é frequentemente utilizada como forma de inferir o comprimento muscular⁽¹²⁾. Apesar de a excursão máxima do músculo normalmente não ser necessária em atividades de vida diária⁽¹³⁾, perdas significativas dessa propriedade podem comprometer a execução adequada do movimento^(2,14). Embora alguns autores tenham sugerido que a redução da flexibilidade estaria associada a maior frequência de lesões músculo-esqueléticas⁽¹⁵⁻¹⁷⁾, não está comprovado que o ganho de flexibilidade tem influência na prevenção dessas lesões^(18,19). A ausência de demonstração desse efeito pode ser explicada pela utilização de diferentes métodos de avaliação da flexibilidade⁽¹⁷⁾, critérios variados para determinação da presença de encurtamento muscular⁽¹⁹⁾, além da falta de padronização na definição do termo lesão⁽¹⁷⁾. Portanto, o real impacto da flexibilidade, como medida do comprimento muscular, na ocorrência de lesões e no desempenho funcional, necessita ser melhor investigado.

Pressupostos clínicos e de pesquisa sugerem que a rigidez está relacionada de maneira inversa com a flexibilidade muscular, ou

seja, músculos mais rígidos seriam invariavelmente menos flexíveis e, ao contrário, músculos com menor rigidez passiva teriam maior flexibilidade^(15,17,20). Esses pressupostos são fundamentados a partir da fórmula matemática que define a rigidez, expressa como a variação da força (ΔF) dividida pela variação no comprimento (ΔL). Uma vez que essa variação no comprimento pode ser considerada como uma medida de flexibilidade, a presença deste denominador comum implicaria uma relação inversamente proporcional entre essas duas propriedades. Alguns autores consideram ainda a rigidez passiva como sendo um componente da flexibilidade, utilizando formas de operacionalização semelhantes para medir ambas as propriedades^(16,21). A flexibilidade é normalmente operacionalizada como a amplitude de movimento de uma articulação para uma determinada força capaz de promover o alongamento do músculo que a atravessa⁽²²⁾. Por outro lado, devido à impossibilidade de mensuração direta, a rigidez passiva do músculo de humanos é quantificada através da relação entre o torque de resistência oferecido pela articulação e a amplitude de movimento durante o deslocamento articular passivo⁽²³⁾. Assim, as definições operacionais de rigidez e flexibilidade demonstram que a investigação da contribuição dessas propriedades para o desempenho funcional e esportivo deve considerar as diferenças conceituais existentes entre essas propriedades e utilizar procedimentos de mensuração correspondentes a tais diferenças.

Existe carência de estudos que determinem com precisão a relação existente entre flexibilidade e rigidez muscular, utilizando formas de operacionalização condizentes com a definição de cada propriedade. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi investigar a contribuição da medida de flexibilidade dos isquiotibiais para a rigidez passiva desse grupo muscular.

MÉTODOS

Amostra

A amostra deste estudo foi composta de 33 estudantes universitários saudáveis, de ambos os sexos (6 homens e 27 mulheres), com idade variando de 18 a 26 anos (média de $21,7 \pm 1,8$). Os voluntários não poderiam apresentar história de dor lombar ou de lesão dos membros inferiores. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais; todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, concordando em participar do estudo.

Procedimentos

Após a explicação dos procedimentos do estudo e assinatura do termo de consentimento, foi feita a determinação do membro inferior dominante do voluntário, uma vez que as medidas foram realizadas somente no membro não-dominante, como forma de padronizá-las entre os voluntários. O membro considerado dominante foi o escolhido pelo participante para chutar uma bola⁽¹⁷⁾. Em seguida, os participantes foram submetidos às medidas de massa corporal e do comprimento dos segmentos perna e pé desse lado. As referências anatômicas utilizadas para a medida dos comprimentos dos segmentos seguiram as descrições da tabela antropométrica de Dempster⁽²⁴⁾.

Avaliação da rigidez passiva

Pares de eletrodos ativos de superfície (Biopac System Inc., Goleta, CA), com diâmetro de 11,4mm e distância intereletrodos de 20mm, foram colocados sobre a área de maior ventre muscular do vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) do membro não-dominante, seguindo a orientação das fibras. Antes da colocação dos eletrodos foram feitas tricotomia e limpeza da pele com álcool. Um eletrodo terra foi colocado sobre o acrômio.

Durante o teste de rigidez passiva, a atividade eletromiográfica do VL e BF foi coletada simultaneamente, o que permitiu monito-

rar a atividade muscular e assegurar que o teste foi realizado passivamente. Utilizou-se um eletromiógrafo *MP150WSW* (Biopac System Inc., Goleta, CA) ligado a um computador, com frequência de coleta de 1.000Hz, impedância de entrada de dois megaohms ($M\Omega$) e capacidade de rejeição do modo comum de 1.000M Ω . Somente foram aceitas para análise as medidas em que a atividade de ambos os músculos não excedia a atividade média registrada durante o repouso acrescida de dois desvios-padrão acima da média⁽²⁵⁾. Um programa de computador foi desenvolvido para fazer a comparação da atividade muscular apresentada durante o teste com o sinal eletromiográfico de repouso, em intervalos de 50ms. O programa foi aplicado logo após cada medida, no intervalo entre as repetições, permitindo então descartar ou aceitar o teste.

A rigidez passiva foi avaliada através de um dinamômetro isocinético (Biodex Medical System Inc., Shirley, NY). Esse aparelho possui um modo passivo de operação, que movimenta a articulação desejada a velocidade constante, em amplitudes predeterminadas, registrando o torque de resistência oferecido contra o movimento. O indivíduo foi posicionado sentado no dinamômetro isocinético, com a pélvis estabilizada e o tronco perpendicular ao assento. A coxa do membro não-dominante foi apoiada em um suporte colocado na região proximal do joelho, elevando-a em relação à horizontal, para que o quadril se mantivesse a 110 graus de flexão durante o teste. Esse posicionamento foi utilizado para assegurar que nenhum dos participantes alcançaria a amplitude completa de extensão do joelho, evitando que a tensão de estruturas articulares, como a cápsula posterior, influenciasse na medida⁽²³⁾. O eixo articular do joelho foi alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro e o braço de alavanca posicionado acima do maléolo lateral.

Após o posicionamento do voluntário, a alavanca do dinamômetro foi colocada na horizontal e um aferidor de nível foi utilizado para a determinação da posição 0 grau. A posição de flexão máxima do joelho, de acordo com o permitido pelo aparelho, foi determinada como a posição inicial do teste. A posição final foi definida com a articulação do joelho sendo deslocada pelo examinador no sentido da extensão e o deslocamento sendo interrompido quando o participante relatava sensação de desconforto referente ao alongamento da musculatura posterior da coxa. Para realizar a movimentação passiva da articulação no sentido da extensão, foi utilizado o modo passivo do dinamômetro, à velocidade de 5^o/s⁽²³⁾. Foram feitas cinco medidas preliminares consecutivas para que o indivíduo experimentasse o movimento e para diminuir os efeitos viscoelásticos do alongamento do músculo antes da medida da rigidez^(9,23,26). Em seguida, foram feitas três medidas da rigidez passiva, com intervalo de um minuto entre elas, para que o programa de verificação da atividade muscular fosse aplicado. Foi utilizada para análise a média dos valores obtidos nessas três medidas. Durante a movimentação passiva, o *software* do dinamômetro isocinético registrava o torque de resistência da articulação, sem corrigir pelos efeitos dos torques produzidos pela massa da alavanca e dos segmentos perna e pé. Ao final desse teste, foi realizada uma repetição completa do movimento da alavanca do dinamômetro no sentido da extensão, sem o membro inferior do participante estar apoiado, com o objetivo de registrar o torque gerado pela massa da alavanca para posterior correção do efeito desse torque sobre a medida de rigidez.

Testes de confiabilidade (teste-reteste) apresentaram coeficiente de correlação intraclasse (ICC) de 0,889 para a rigidez da amplitude total de teste (rigidez total) e de 0,849, 0,872 e 0,934 para os valores de rigidez no 1^o, 2^o, e 3^o terços da amplitude de movimento total utilizada no teste, respectivamente.

Avaliação da flexibilidade

A flexibilidade dos isquiotibiais foi avaliada após o teste de rigidez passiva, mantendo-se o mesmo posicionamento dos partici-

pantes. Durante esse teste, os dados eletromiográficos do VL e BF também foram registrados, o que permitia monitorar a atividade desses músculos. Somente foram analisadas as medidas em que a atividade de ambos os músculos não excedia a atividade média registrada no repouso acrescida de dois desvios-padrão⁽²⁵⁾. Nessa avaliação, o examinador deslocava passivamente a articulação do joelho no sentido da extensão. Os participantes foram orientados a não resistir voluntariamente ao deslocamento da alavanca, com o movimento iniciando-se na posição de flexão máxima permitida pelo aparelho. A posição final do movimento articular, usada para determinar a flexibilidade do músculo, foi definida quando o voluntário relatava sensação de desconforto referente ao alongamento da musculatura posterior da coxa e o examinador percebia resistência firme à movimentação adicional da articulação do joelho. Nesse momento, o examinador interrompia o deslocamento da alavanca, com a flexibilidade sendo definida como o ângulo articular em que esse movimento foi interrompido. Foram realizadas três medidas, sendo analisada a média desses valores.

O teste de confiabilidade da medida de flexibilidade apresentou ICC de 0,823.

Redução dos dados

Os cálculos da rigidez total e do 1^o, 2^o e 3^o terços foram realizados a partir dos dados obtidos do *software* do dinamômetro isocinético durante o teste de rigidez passiva, coletados à frequência de 100Hz. O ângulo articular foi medido em graus e o torque de resistência, em newton-metros (Nm), sem corrigir os efeitos da gravidade. Os valores de torque e ângulo registrados pelo dinamômetro foram transferidos a um computador para análise dos dados. Através de um programa desenvolvido para esse propósito, a rigidez dos isquiotibiais foi determinada. Os dados foram filtrados com um filtro Butterworth de 4^a ordem e um *cut-off* de 0,025Hz. O programa calculava os torques produzidos pelo peso da perna e do pé e pelo peso do pé sobre a perna para toda a amplitude, a partir dos dados relativos à massa corporal e o comprimento dos segmentos, de acordo com a tabela antropométrica de Dempster⁽²⁴⁾. Os valores desses torques e do torque produzido pelo peso da alavanca em toda a amplitude de movimento foram subtraídos do torque passivo fornecido pelo dinamômetro, com os torques resultantes sendo utilizados para o cálculo da rigidez passiva dos isquiotibiais. A medida do ângulo foi transformada em radianos (rad) e o torque passivo oferecido pelos isquiotibiais foi plotado em função do deslocamento angular. A rigidez foi definida como a variação de torque (Nm) dividida pela variação de ângulo (rad) e foi calculada através de uma análise de regressão linear simples entre as angulações de teste e o torque passivo dos isquiotibiais. A inclinação da reta torque x ângulo resultante da análise de regressão foi utilizada para determinar a rigidez passiva dos isquiotibiais, sendo expressa em Nm/rad. A amplitude de teste foi dividida em três porções iguais e foi feito o cálculo da rigidez total e das inclinações das retas no 1^o, 2^o e 3^o terços do movimento angular (figura 1).

O *software* do dinamômetro forneceu o valor do ângulo articular do joelho em que o movimento da alavanca foi interrompido, utilizado para avaliar a flexibilidade dos isquiotibiais. A partir do gráfico fornecido pelo *software*, foi determinada a angulação, em graus, em que o movimento foi interrompido, correspondente ao valor de flexibilidade.

Análise estatística

Análises de regressão simples foram utilizadas para determinar a contribuição da medida de flexibilidade para as medidas de rigidez passiva dos isquiotibiais na amplitude total de teste (rigidez total) e na 1^o, 2^o e 3^o porções do movimento angular (rigidez do 1^o, 2^o e 3^o terços). O nível de significância foi estabelecido em $\alpha = 0,05$.

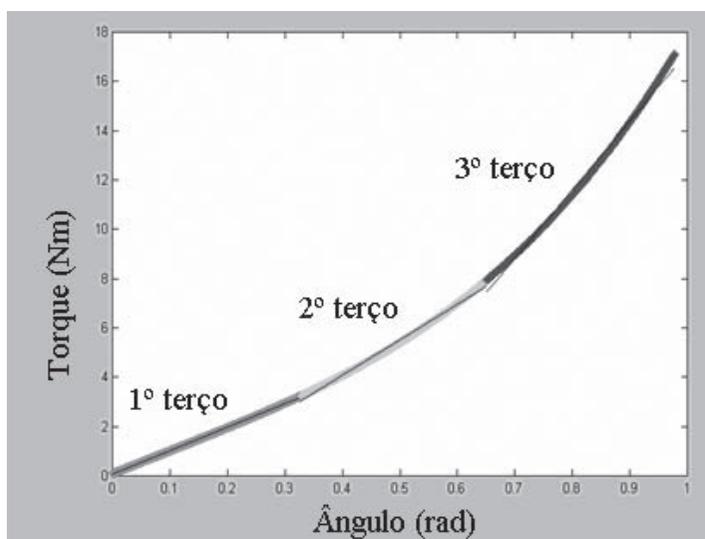


Figura 1 – Gráfico ilustrando a curva torque x ângulo dos isquiotibiais na amplitude total de teste e no 1º, 2º e 3º terços do movimento angular

RESULTADOS

As análises de regressão simples revelaram valores de correlação $r = -0,48$ ($p = 0,005$), $r = -0,54$ ($p = 0,001$), $r = -0,46$ ($p = 0,007$) e $r = -0,45$ ($p = 0,008$) entre flexibilidade e rigidez passiva total, 1º, 2º e 3º terços, respectivamente. Os coeficientes de determinação foram $R^2 = 0,23$, $R^2 = 0,29$, $R^2 = 0,21$ e $R^2 = 0,20$ para as respectivas comparações (figura 2).

As médias e os desvios-padrão dos valores de flexibilidade e rigidez, em graus e Nm/rad, respectivamente, estão apresentadas na tabela 1.

TABELA 1
Valores médios de flexibilidade (graus) e rigidez passiva (Nm/rad)

Variáveis	Médias	Desvio-padrão
Flexibilidade	8,15	3,98
Rigidez passiva total	11,99	3,92
Rigidez passiva 1º terço	6,38	2,48
Rigidez passiva 2º terço	10,28	3,57
Rigidez passiva 3º terço	21,53	7,04

DISCUSSÃO

O presente estudo foi realizado com o objetivo de investigar a relação entre as medidas de flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. De acordo com os resultados obtidos, uma percentagem relativamente pequena da variabilidade das medidas de rigidez passiva total, do 1º, 2º e 3º terços (23%, 29%, 21% e 20%, respectivamente) pode ser explicada pela medida de flexibilidade desse grupo muscular, apesar de as associações entre essas variáveis terem sido significativas.

Os valores de R^2 encontrados neste estudo sugerem a existência de outras variáveis como fatores preditivos da rigidez muscular passiva. Dentre essas variáveis, devem ser consideradas a área de secção transversa do músculo⁽²⁷⁾ e as estruturas articulares passivas⁽²⁸⁾. Chelboun *et al.* demonstraram que o volume muscular é responsável por 84% da variação da medida de rigidez dos músculos flexores do cotovelo⁽²⁷⁾. Além disso, Blackburn *et al.* expõem que músculos com maior trofismo teriam número maior de pontes cruzadas entre os filamentos de actina e miosina, o que contribuiria para a resistência do músculo à deformação⁽⁴⁾. Por outro lado, existem evidências de que a atrofia muscular observada após um período de imobilização está associada a diminuição da rigidez

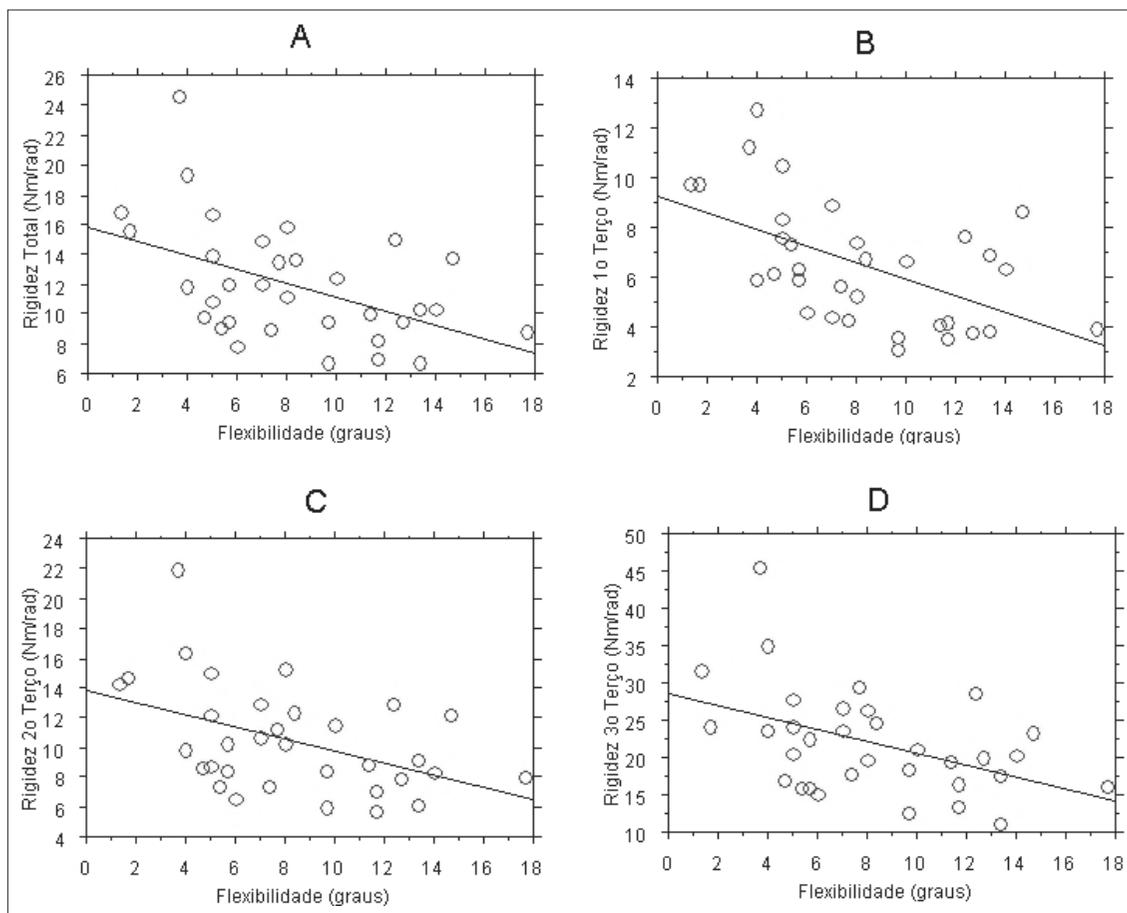


Figura 2 – Gráficos de dispersão demonstrando a associação entre flexibilidade e: **A)** rigidez passiva total; **B)** rigidez passiva do 1º terço; **C)** rigidez passiva do 2º terço e **D)** rigidez passiva do 3º terço.

muscular^(29,30). Alguns autores referem ainda que maior massa muscular indica maior quantidade de tecido conectivo, o que implica maior número de fibras de colágeno dispostas em paralelo, também influenciando a resistência à deformação do músculo^(14,31). Dessa forma, a quantidade de tecido contrátil e conectivo presente no músculo parece ser determinante para a rigidez passiva, o que possivelmente restringe a contribuição da flexibilidade para a medida de rigidez.

A medida de rigidez passiva também pode ser influenciada pela resistência oferecida por estruturas articulares ao deslocamento da articulação. No presente estudo, a rigidez muscular foi operacionalizada como o torque passivo de resistência encontrado em diferentes ângulos articulares. Nesse caso, deve ser observado que a rigidez da articulação do joelho foi utilizada como sinônimo da rigidez dos isquiotibiais. Assim, a medida da variável rigidez muscular passiva também incluía uma possível resistência oferecida por estruturas como pele, tecido conectivo e cápsula articular. Johns e Wrigth observaram em cobaias que o tecido muscular é responsável por 41% da rigidez articular passiva total, a cápsula contribuindo com 47% e o tendão com 10% do valor total⁽²⁸⁾. Dessa forma, o posicionamento dos indivíduos durante a avaliação da rigidez foi feito para assegurar que não seria alcançada a amplitude completa de extensão do joelho, evitando assim que a tensão dos componentes passivos da articulação influenciasse na medida⁽²³⁾. Entretanto, devido à impossibilidade de mensuração direta da rigidez muscular em humanos, é possível que a participação das estruturas articulares passivas tenha sido favorecida, minimizando a contribuição da flexibilidade na medida avaliada.

A medida de flexibilidade, diferente da rigidez passiva, pode ser influenciada pela tolerância do indivíduo ao alongamento do músculo^(22,32,33). O indivíduo que apresenta maior tolerância ao alongamento permite a aplicação de maior quantidade de força sobre a articulação, possibilitando a obtenção de valores superiores de amplitude de movimento na determinação da flexibilidade⁽³⁴⁾. O mecanismo e as estruturas responsáveis pela tolerância aumentada não são conhecidos, mas alguns autores especulam que terminações nociceptoras livres presentes na articulação e no músculo teriam participação nesse processo⁽³⁵⁾. Assim, o ganho de flexibilidade, sem modificações da rigidez passiva, observado após um programa de alongamento muscular, estaria mais relacionado com aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento^(23,31,32,34). Alguns autores justificam ainda que o alongamento não influencia na rigidez passiva devido à inexistência de alterações na estrutura do músculo e pelo fato de esta propriedade não sofrer influência da tolerância ao alongamento^(23,32,34). Estes achados reforçam a ausência de associação forte entre flexibilidade e rigidez, uma vez que mudanças da flexibilidade, avaliadas através da amplitude de movimento da articulação, podem ocorrer na ausência de modificação da rigidez passiva.

A proposição de uma relação inversa entre flexibilidade e rigidez é fundamentada na fórmula matemática que define a rigidez ($\Delta F/\Delta L$), o que indica que músculos menos flexíveis, ou sejam, que apresentam baixo valor no denominador da fórmula, são mais rígidos e estariam mais propensos a lesões^(3,15,17,32). Entretanto, deve ser considerado que a fórmula para a definição de rigidez caracteriza uma relação entre força e comprimento. Dessa forma, pode-se observar aumento do ΔL , que caracterizaria aumento da flexibilidade, acompanhado de aumento simultâneo no ΔF . Nesse caso, mesmo que o músculo apresentasse variação no seu comprimento, a rigidez não se alteraria, o que justifica os achados dos estudos que avaliam mudanças na flexibilidade sem modificação na propriedade de rigidez. Assim, ao contrário do que vem sendo relatado na literatura⁽³⁾, as propriedades de flexibilidade e rigidez passiva não são sinônimas e devem ser analisadas de maneira independente.

Os valores encontrados neste estudo são semelhantes aos reportados por Wilson *et al.*, que investigaram a associação entre

flexibilidade e rigidez dos músculos da articulação do ombro, obtendo valor de R^2 de 0,30⁽³⁶⁾. Blackburn *et al.* reportaram valores de correlação moderada e positiva entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais⁽³⁾. Embora exista discrepância entre os estudos com relação à direção das correlações devido a diferenças nas técnicas de medidas, a interpretação desses resultados é semelhante. Entretanto, diferente dos trabalhos citados anteriormente, o presente estudo optou por analisar a curva total de rigidez e as três porções da curva dividida de acordo com o ângulo articular, uma vez que o comportamento da rigidez é não-linear ao longo do movimento^(22,23,27). No primeiro terço da curva, os valores de torque foram baixos e os coeficientes de variação foram altos. O segundo terço consistia de uma zona de transição e o terceiro terço representava a porção linear da curva. Dessa forma, havia a possibilidade de os valores de correlação entre flexibilidade e rigidez passiva serem diferentes de acordo com a porção da curva analisada. Entretanto, os coeficientes de determinação foram similares, com a análise feita considerando toda a curva de rigidez e cada uma das suas três partes. Assim, mesmo considerando as diferenças metodológicas entre os estudos, observa-se que os resultados da presente investigação estão de acordo com os demais achados na literatura.

Uma possível limitação deste estudo está relacionada ao método utilizado para mensuração da flexibilidade. A medida obtida com a utilização desse método é influenciada pela tolerância do indivíduo ao alongamento e também por variações na resistência do músculo^(23,32). Outra possível limitação refere-se à medida de rigidez passiva dos isquiotibiais, que, como citado anteriormente, foi utilizada como sinônimo da rigidez da articulação do joelho, podendo sofrer influência de outras estruturas passivas. Além disso, os achados do presente estudo podem ter sido influenciados pelo maior número de indivíduos do sexo feminino presente na amostra, o que limita a generalização dos resultados. Apesar de as limitações mencionadas em relação às mensurações das variáveis rigidez e flexibilidade e à composição da amostra, um fator que contribui para assegurar a validade dessas medidas foi a monitoração da atividade eletromiográfica dos músculos que poderiam influenciar na medição durante os testes. Não foram analisadas tentativas em que foi detectada atividade eletromiográfica superior à registrada durante o repouso, de acordo com critérios estabelecidos na literatura⁽²⁵⁾. Dessa forma, as propriedades de rigidez e flexibilidade avaliadas representam propriedades intrínsecas do músculo em repouso, e não uma função da atividade muscular contrátil ou reflexa.

Os resultados do presente estudo indicam que outras variáveis, diferentes da flexibilidade, podem ser utilizadas para prever a rigidez muscular. Os baixos valores de correlação encontrados entre flexibilidade e rigidez passiva possivelmente justificam a ausência de evidências na literatura com relação aos efeitos do ganho de flexibilidade na prevenção de lesões músculo-esqueléticas^(18,19). Assim, mudanças no trofismo e no comprimento muscular, mais do que alterações na flexibilidade, avaliada através da amplitude de movimento máxima da articulação, devem nortear futuros estudos que busquem modificar a propriedade de rigidez muscular, na tentativa de otimizar o desempenho esportivo e reduzir o número de lesões músculo-esqueléticas. Músculos pouco rígidos apresentam maior deformação em resposta a uma força aplicada⁽¹³⁾, o que resulta em maior quantidade de deslocamento articular, diminuindo a estabilidade da articulação que atravessam e aumentando a probabilidade de lesão articular e ligamentar⁽⁴⁾. Além disso, músculos que apresentam maior área de secção transversa e, portanto, maior rigidez, conseguem absorver maior quantidade de energia, reduzindo a suscetibilidade das estruturas músculo-esqueléticas a lesão^(8,9). Assim, são necessários estudos que investiguem o impacto de programas de intervenção, como o fortalecimento e o alongamento muscular, na propriedade de rigidez passiva e seus potenciais benefícios na prevenção de lesões.

CONCLUSÃO

Apesar de as associações entre as variáveis terem sido significativas, percentagem relativamente pequena da variabilidade das medidas de rigidez passiva total, do 1^a, 2^a e 3^a terços (23%, 29%, 21% e 20%, respectivamente) pode ser explicada pela medida de flexibilidade desse grupo muscular. Esse resultado indica a possibilidade de influência de outras variáveis, como a área de secção transversa do músculo, na determinação da rigidez muscular passiva. Assim, pode-se concluir que as propriedades de flexibilidade e rigidez não são sinônimas e devem ser analisadas de forma independente.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

REFERÊNCIAS

1. Wilson GJ, Elliot BC, Wood GA. Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24(1):116-23.
2. Sahrman SA. Concepts and principles of movement. In: Sahrman SA. *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes*. Mosby, 2002:9-50.
3. Blackburn JT, Padua DA, Riemann BL, Guskiewicz KM. The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:683-91.
4. Blackburn JT, Riemann BL, Padua DA, Guskiewicz KM. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clin Biomech* 2004; 19(1):36-43.
5. Malone TR, Garret WE, Zachazewski JE. Muscle: deformation, injury, repair. In: Zachazewski JE, Magee DJ, Quillen WS. *Athletic injuries and rehabilitation*. Philadelphia: WB Saunders, 1996:71-91.
6. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Mov Sci* 1993; 12:653-92.
7. Garret WE, Jr. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22(4):436-43.
8. Garret WE, Jr, Safran MR, Seaber AV, Glisson RR, Ribbeck BM. Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. *Am J Sports Med* 1987;15(5):448-54.
9. Taylor DC, Dalton JD, JR, Seaber AV, Garret WE. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med* 1990; 18(3):300-9.
10. Mair SD, Seaber AV, Glisson RR, Garret WE, Jr. The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *Am J Sports Med* 1996;24(2):137-43.
11. Lindstedt SL, Reich TE, Keim P, LaStayo PC. Do muscles function as adaptable locomotor springs? *J Exp Biol* 2002;205:2211-6.
12. Bandy WD, Irion JM. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther* 1994;74(9):845-50.
13. Singer BJ, Jegasothy GM, Singer KP, Allison GT. Evaluation of serial casting to correct equinovarus deformity of the ankle after acquired brain injury in adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84(4):483-91.
14. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech* 2001;16(2):87-101.
15. Hartig DE, Henderson JM. Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *Am J Sports Med* 1999;27(2): 173-6.
16. Krivickas LS, Feinberg JH. Lower extremity injuries in college athletes: relation between ligamentous laxity and lower extremity muscle tightness. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(11):1139-43.
17. Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T, Cambier D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med* 2003;31(1):41-6.
18. Herbert RD, Gabriel M. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *BMJ* 2002;325:1-5.
19. Thacker SB, Gilchrist J, Stroup DF, Kimsey CD, Jr. The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(3):371-8.
20. Halbertsma JPK, Goeken LNH, Hof L, Groothoff JW, Eisma WH. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:232-8.
21. McHugh MP, Connolly DAJ, Eston RG, Kremenec IJ, Nicholas SJ, Gleim GW. The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med* 1999;27(5):594-9.
22. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sørensen H, Kjær M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol* 1996;497(Pt 1):291-8.
23. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sørensen H, Kjær M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med* 1996;24(5):622-8.
24. Winter DA. Anthropometry. In: Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: Wiley and Sons Inc, 1990:51-74.
25. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81(3):351-8.
26. McHugh MP, Magnusson SP, Gleim GW, Nicholas JA. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24(12):1375-82.
27. Chleboun GS, Howell JN, Conatser RR, Giesey JJ. The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. *Clin Biomech* 1997;12(6): 383-92.
28. Johns RJ, Wright V. Relative importance of various tissues in joint stiffness. *J Appl Physiol* 1962;17(5):824-8.
29. Jarvinen MJ, Einola SA, Virtanen EO. Effect of the position of immobilization upon the tensile properties of the rat gastrocnemius muscle. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:253-7.
30. Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Riggan TJ, Albertson JS, Mattick DJ, et al. Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clin Biomech* 2004;19:398-406.
31. Halbertsma JPK, Mulder I, Goeken LNH, Hof L, Eisma WH. Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:407-14.
32. Halbertsma JPK, Goeken LNH. Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(9):976-81.
33. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, McHugh MP, Kjær M. Mechanical and physical responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(4):373-8.
34. Halbertsma JPK, Van Bolhuis AI, Goeken LNH. Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(7): 688-92.
35. Marchettini P, Simone DA, Caputi G, Ochoa JL. Pain from excitation of identified muscle nociceptors in humans. *Brain Res* 1996;740(1-2):109-16.
36. Wilson GJ, Wood GA, Elliot BC. The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury *Int J Sports Med* 1991;12:403-7.