

Validade e confiabilidade de medidas clínicas para avaliação da rigidez passiva da articulação do tornozelo

Validity and reliability of clinical tests for assessing passive ankle stiffness

Vanessa L. Araújo, Viviane O. C. Carvalhais, Thales R. Souza, Juliana M. Ocarino, Gabriela G. P. Gonçalves, Sérgio T. Fonseca

Resumo

Contextualização: Níveis inadequados de rigidez passiva do tornozelo têm sido associados à ocorrência de disfunções de movimento, ao desenvolvimento de patologias e à redução no desempenho em atividades como marcha, corrida e salto. Testes clínicos para investigar a rigidez dessa articulação podem ser úteis no processo de avaliação fisioterápica. **Objetivos:** Investigar a validade concorrente e as confiabilidades intra e interexaminadores de medidas clínicas para avaliação da rigidez passiva do tornozelo durante o movimento de dorsiflexão. **Métodos:** Quinze voluntários saudáveis foram submetidos a avaliações teste-reteste do tornozelo por dois examinadores. Duas medidas clínicas foram realizadas: "posição de primeira resistência detectável" e "mudança do torque passivo de resistência". Os resultados desses testes foram comparados à medida da rigidez passiva realizada com um dinamômetro isocinético, no qual a atividade eletromiográfica dos músculos foi monitorada para garantir que o teste fosse realizado passivamente (medida padrão-ouro). **Resultados:** Os Coeficientes de Pearson variaram de $r=-0,81$ a $-0,88$ ($p<0,001$) para a correlação entre a medida da rigidez com o dinamômetro isocinético e os resultados da medida "posição de primeira resistência detectável". Para a medida "mudança do torque passivo de resistência", esses coeficientes variaram de $r=0,72$ a $0,83$ ($p<0,004$). Os Coeficientes de Correlação Intraclasse (CCIs) obtidos para as confiabilidades intra e interexaminadores variaram de 0,75 a 0,98. **Conclusão:** Os testes propostos apresentaram validade e confiabilidades satisfatórias para serem utilizados na prática clínica.

Palavras-chave: rigidez passiva; teste clínico; tornozelo; validade dos testes; reprodutibilidade dos resultados.

Abstract

Background: The presence of inadequate levels of passive ankle stiffness have been associated with the occurrence of movement disorders, the development of pathological conditions and the reduction in the performance of functional activities such as walking, running and jumping. Therefore, clinical tests to evaluate ankle stiffness may be useful for the physical therapy assessment. **Objectives:** To investigate the concurrent validity and the intra- and inter-examiner reliability of clinical measures developed to assess passive stiffness of the ankle joint during dorsiflexion movement. **Methods:** Fifteen healthy participants underwent to test-retest evaluations of their ankles by two examiners. Two clinical measures were performed: 'position of first detectable resistance' and 'change in passive resistance torque'. The results of these tests were compared to the passive stiffness measured with an isokinetic dynamometer, in which the electromyography activity of specific muscles was monitored to ensure that the test was performed passively (gold standard measure). **Results:** Pearson correlation coefficients ranged from $r=-0.81$ to -0.88 ($p<0.001$) for the correlation between the passive ankle stiffness measured with the isokinetic dynamometer and the results of the clinical measure 'position of the first detectable resistance'. For the measure of 'change in passive resistance torque', these coefficients ranged from $r=0.72$ to 0.83 ($p<0.004$). The Intraclass Correlation Coefficients (ICCs) for the intra- and inter-examiner reliability ranged from 0.75 to 0.98. **Conclusion:** The clinical measures presented satisfactory validity and reliability to be used in clinical practice.

Keywords: passive stiffness; clinical test; ankle; validity of tests; reproducibility of results.

Recebido: 09/06/2010 – **Revisado:** 08/10/2010 – **Aceito:** 14/12/2010

Introdução

A rigidez articular é uma propriedade mecânica relacionada com a resistência que uma articulação oferece à movimentação, sendo representada graficamente pela inclinação da curva torque-ângulo¹. Essa resistência é conferida pela rigidez dos tecidos presentes ao redor das articulações^{1,2}. Diante de uma perturbação externa, quanto maior a rigidez apresentada por esses tecidos, mais rápido a articulação atinge um torque de resistência suficiente para impedir a continuação do deslocamento articular^{1,3}. A regulação da rigidez pode ser determinada por contração muscular e por mecanismos passivos^{1,2}. Os componentes passivos podem atuar para permitir que a resistência ao movimento articular ocorra com a menor atividade muscular possível e, portanto, com um menor gasto energético^{4,5}. Dependendo da magnitude do torque de resistência que uma articulação necessita gerar, os mecanismos passivos podem ser suficientes para resistir a movimentos indesejáveis ou podem atuar como um mecanismo complementar à ativação muscular⁵⁻⁹. Assim, a contribuição dos componentes passivos na rigidez é necessária para permitir a ocorrência de padrões de movimentos apropriados com um menor gasto energético^{4,5}.

O nível de rigidez passiva do tornozelo pode influenciar as características cinéticas e cinemáticas da marcha, da corrida e do salto^{6,10,11}. Salsich e Mueller⁶ demonstraram que o torque de flexão plantar (FP) total gerado durante a fase de apoio da marcha possui contribuição tanto da contração dos flexores plantares quanto da rigidez passiva desses músculos⁶. Além disso, durante a fase de preparação para o salto, uma rigidez apropriada do tornozelo pode favorecer a absorção, o armazenamento de energia potencial elástica e a reutilização dessa energia na contração muscular subsequente¹⁰⁻¹². Assim, uma baixa rigidez passiva do tornozelo poderia exigir uma atividade excessiva dos músculos dessa articulação, predispondo-os à fadiga e possíveis lesões^{5,13}. Em contrapartida, um aumento excessivo da resistência passiva ao movimento de dorsiflexão (DF) durante a fase de apoio médio da marcha poderia dificultar a progressão da tibia sobre o tálus, o que favorece a ocorrência de uma pronação excessiva compensatória da articulação subtalar^{14,15}. Essa disfunção de movimento tem sido associada à ocorrência de lesões, tais como síndrome patelofemoral^{16,17}, fascíte plantar¹⁴ e síndrome do estresse tibial medial¹⁸⁻²⁰. Portanto, níveis reduzidos ou excessivos de rigidez passiva do tornozelo podem estar associados a alterações biomecânicas durante a marcha, a corrida e o salto; a uma redução no desempenho dessas atividades e ao desenvolvimento de patologias.

A estabilidade articular do tornozelo, ou seja, a capacidade de essa articulação resistir às perturbações externas também é influenciada pela rigidez passiva dos tecidos presentes ao seu redor^{5,8}. Loram, Maganaris e Laskie⁵ concluíram que cerca

de 70% da rigidez do tornozelo necessária para manutenção da estabilidade durante a postura ortostática é conferida pelos componentes passivos, sendo que alguns indivíduos produzem 100% dessa rigidez passivamente⁵. Além disso, a estabilidade do tornozelo durante a corrida em superfícies instáveis parece ser influenciada pela tensão passiva do músculo gastrocnêmio⁸. Portanto, níveis reduzidos de rigidez passiva do tornozelo podem comprometer a estabilidade dessa articulação, favorecendo a ocorrência de entorses e lesões ligamentares.

A investigação da rigidez passiva do tornozelo durante o movimento de DF pode ser útil para prática clínica, visto que essa propriedade está relacionada ao desenvolvimento de patologias^{6,14,15} e pode ser modificada por intervenções fisioterápicas²¹⁻²³. No entanto, o dinamômetro isocinético, instrumento padrão-ouro para medida de rigidez²⁴, não é acessível à maioria dos terapeutas. Medidas clínicas para avaliação da rigidez passiva da articulação glenoumeral²⁵ e da coluna lombar²⁶ foram desenvolvidas em estudos prévios, mas ainda não existem métodos clínicos que permitam a investigação dessa propriedade no tornozelo.

Uma possível maneira de inferir sobre a magnitude da rigidez passiva do tornozelo, baseada na definição dessa propriedade¹, seria determinar o ângulo no qual o torque de resistência passiva gerado pelos flexores plantares do tornozelo iguala-se a um determinado torque externo que tende a deslocar a articulação na direção da DF. Esse ângulo poderia ser denominado “posição de primeira resistência detectável” e, quanto maior a rigidez apresentada pela articulação, menor seria esse ângulo. Uma outra forma de mensurar a rigidez passiva seria calcular a diferença entre os torques de resistência registrados em duas posições específicas do tornozelo, com o intuito de determinar o crescimento desse torque após o deslocamento articular. Essa medida poderia ser denominada “mudança do torque passivo de resistência”. Para que essas medidas possam ser utilizadas de forma consistente, torna-se necessário determinar sua validade e confiabilidade^{27,28}. Dessa forma, os objetivos desse estudo foram: (a) investigar a validade concorrente entre as medidas clínicas (“posição de primeira resistência detectável” e “mudança do torque passivo de resistência”) e a medida de rigidez passiva realizada com o dinamômetro isocinético; (b) determinar as confiabilidades intra e interexaminadores das medidas clínicas.

Materiais e métodos

Amostra

Participaram do estudo 15 indivíduos saudáveis (sete homens e oito mulheres), com média de idade de 24,06±3,35

anos, massa corporal média de $62,10 \pm 9,70$ kg, altura média de $1,68 \pm 0,08$ m e índice de massa corporal (IMC) médio de $21,83 \pm 2,31$ kg/m². O comprimento médio dos pés dos participantes foi de $0,16 \pm 0,01$ m, sendo que 93% dos indivíduos eram destros. Os critérios de inclusão do estudo foram possuir idade entre 18 e 35 anos, não ter sintomas em membros inferiores e apresentar amplitude de movimento mínima de 10° de DF do tornozelo. Foram excluídos indivíduos incapazes de manter os músculos do tornozelo relaxados durante a realização dos testes. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil sob parecer ETIC 136/08, e os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Procedimentos

Uma balança com altímetro foi utilizada para medir a massa corporal e a altura dos participantes. O comprimento do pé foi registrado segundo as referências propostas por Winter²⁹. O membro dominante foi escolhido para avaliação.

Medida da rigidez passiva com o dinamômetro isocinético

A medida do torque passivo de resistência (TPR) produzido pelo tornozelo foi realizada utilizando um dinamômetro isocinético (Biodex System 3 Pro, Shirley, USA) no modo passivo de operação (velocidade: 5°/s). O voluntário permanecia em decúbito dorsal, com o joelho estendido, o pé fixado em uma base e o maléolo lateral alinhado com o eixo de rotação do aparelho (Figura 1). Um inclinômetro foi utilizado para posicionar a perna na horizontal. A alavanca do dinamômetro realizou

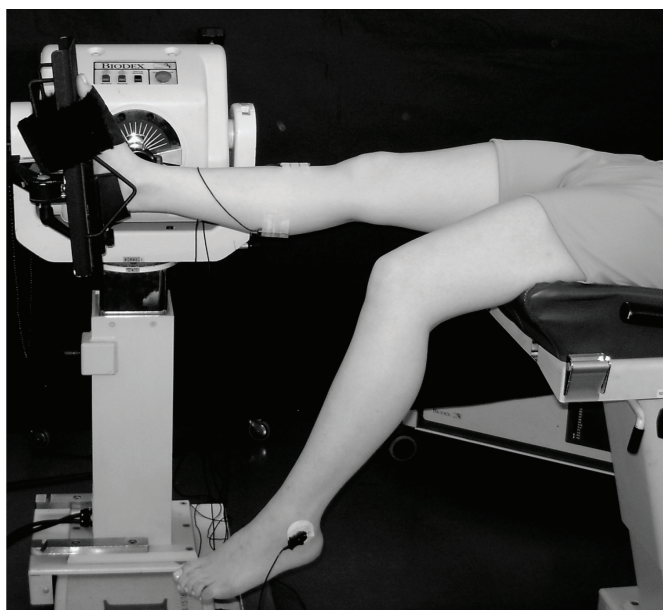


Figura 1. Medida da rigidez passiva do tornozelo com o dinamômetro isocinético.

o movimento de DF do tornozelo a partir de 5° de FP até 10° de DF, sendo a posição neutra (0°) definida como um ângulo de 90° formado entre a base de apoio para o pé e a perna do indivíduo. Os participantes foram orientados a não resistirem ou auxiliarem voluntariamente o deslocamento da alavanca. Foram realizadas cinco repetições para acomodação viscoelástica dos tecidos e três repetições válidas do teste. Uma repetição do movimento da alavanca sem o voluntário foi executada com o objetivo de registrar o torque gerado apenas pelo peso da alavanca.

Durante a avaliação do TPR, a atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior foi monitorada com o objetivo de assegurar que o teste fosse realizado passivamente. Pares de eletrodos de superfície ativos foram colocados sobre a área de maior ventre muscular, após a realização dos procedimentos de tricotomia e limpeza da pele³⁰. A monitoração da atividade muscular foi realizada utilizando um programa desenvolvido no software Matlab (The Mathworks Inc.), que considerou como atividade muscular aquela em que o sinal eletromiográfico foi igual ou maior que a média acrescida de dois desvios-padrão do sinal obtido durante o repouso do músculo³¹. Caso fosse constatada atividade muscular, o teste era substituído por uma nova repetição. Os dados eletromiográficos foram coletados com um eletromiógrafo MP100 (Biopac System, Goleta, EUA), a uma frequência de 1000Hz e processados com um filtro passa-banda do tipo Butterworth de 4ª ordem e frequências de corte de 10Hz e 500Hz.

Os dados fornecidos pelo dinamômetro isocinético foram processados utilizando um programa para cálculo da rigidez passiva do tornozelo desenvolvido no software Matlab. Esses dados foram filtrados com filtro passa-baixa do tipo Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 1,25Hz. Os torques produzidos pelo peso do pé do participante foram calculados baseados no deslocamento articular e na tabela antropométrica de Winter²⁹. Posteriormente, os torques gerados pelo peso do pé e da alavanca foram subtraídos do torque total fornecido pelo dinamômetro isocinético. A rigidez foi calculada como a inclinação média da curva torque-ângulo³² no intervalo entre 5° de FP e 10° de DF, visto que, nessa amplitude, os flexores plantares estão tensionados e a rigidez desses músculos teria influência considerável sobre a função do tornozelo durante atividades funcionais. A média dos valores de rigidez das três repetições foi calculada (Nm/rad). A medida da rigidez passiva com o dinamômetro isocinético foi previamente realizada com sete indivíduos e apresentou índice de confiabilidade teste-reteste excelente (0,98)²⁷.

Medidas clínicas para avaliação da rigidez passiva

As medidas clínicas para avaliação da rigidez passiva do tornozelo foram aplicadas, em uma sequência aleatorizada,

por dois examinadores treinados. No período de treinamento, os examinadores aplicaram os testes clínicos em quinze voluntários durante duas semanas, sendo que, em cinco indivíduos, os testes foram aplicados na presença de ambos os examinadores para que as dificuldades fossem discutidas. No estudo, as medidas foram repetidas pelos mesmos examinadores após uma semana. Inicialmente, cinco repetições do movimento de DF foram realizadas para permitir acomodação viscoelástica. Durante os testes, os músculos do tornozelo deveriam permanecer em repouso e, quando percebido algum sinal de contração (visualmente ou por meio de palpação), o teste era repetido.

Posição de primeira resistência detectável do tornozelo

A “posição de primeira resistência detectável” foi considerada como o ângulo em que o torque de resistência produzido pela articulação igualava-se a um torque externo padronizado. Durante o teste, o voluntário foi posicionado em decúbito ventral, com o joelho a 90° de flexão e o tornozelo em posição de repouso, ou seja, posição em que os músculos do tornozelo encontram-se relaxados (Figura 2). Uma caneleira (2 kg) foi acrescentada sobre a superfície plantar do pé, a uma distância de 8 cm do maléolo lateral, medida na borda lateral do pé. Esse procedimento mostrou-se necessário, pois, durante o estudo piloto, o torque gerado pela massa do pé (sem a caneleira) não foi suficiente para tensionar os flexores plantares, e a posição assumida pelo tornozelo era praticamente a mesma independente da gravidade favorecer ou não o movimento de DF. Assim, a média dos torques gerados pela massa dos pés dos participantes do piloto foi calculada²⁹, e optou-se por adicionar uma massa capaz de triplicar esse torque médio. Após o acréscimo da caneleira, a posição assumida pelo tornozelo foi medida, utilizando um goniômetro. O braço fixo do goniômetro foi posicionado sobre uma linha que unia a cabeça da fíbula ao centro do maléolo, enquanto o braço móvel foi alinhado paralelamente à borda lateral do pé. Posicionou-se o eixo do goniômetro 1 cm abaixo da borda lateral do pé, seguindo a orientação da linha da fíbula. Dessa forma, a “posição de primeira resistência detectável” correspondeu àquela na qual o torque gerado pelo peso do complexo caneleira-pé igualava-se ao torque de resistência à DF produzido pelo tornozelo. Essa medida foi determinada em graus a partir da média de três repetições do teste.

Mudança do torque passivo de resistência do tornozelo

Durante esse teste, o voluntário permaneceu em decúbito ventral, com o joelho fletido a 90°. Um dinamômetro manual (MICROFET 2, Draper, USA) foi posicionado sobre a superfície plantar do pé, a uma distância de 8 cm do maléolo lateral, medida na borda lateral do pé (Figura 3). O examinador deveria mover o tornozelo em DF, aplicando uma força perpendicular à superfície plantar do pé. O dinamômetro manual registrava,



Figura 2. Medida clínica “posição de primeira resistência detectável” do tornozelo.



Figura 3. Medida clínica “mudança do torque passivo de resistência” do tornozelo com o dinamômetro manual.

no modo de limiar baixo, o pico da força de resistência passiva do tornozelo gerado a 5° de FP e a 10° de DF. A determinação dessas angulações foi realizada com o goniômetro, seguindo as referências descritas anteriormente. Essa medida foi realizada cinco vezes, sendo descartados o maior e menor valores de força registrados em cada posição específica. A média dos três valores restantes foi calculada. Os valores de força foram transformados em TPRs pela multiplicação da força pelo comprimento do braço de alavanca (8 cm). Posteriormente, determinou-se a diferença entre os picos dos TPRs encontrados a 10° de DF e a 5° de FP, medidos em Newton-metro (Nm).

Análise estatística

O Coeficiente de Correlação de Pearson foi utilizado para determinar o grau de concordância entre os resultados das medidas clínicas e os valores de rigidez passiva obtidos com o dinamômetro isocinético. Nessa análise, utilizou-se a média dos resultados dos testes clínicos realizados no primeiro e no segundo dia de avaliação, para cada examinador. As confiabilidades intra e interexaminadores foram calculadas utilizando o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI). O nível de significância foi estabelecido em 0,05. O erro-padrão da medida (EPM) foi calculado para cada teste clínico.

Resultados

Os Coeficientes de Pearson obtidos com os dados do primeiro examinador foram $r=-0,88$ ($p<0,001$) e $r=0,83$ ($p<0,001$) para a correlação entre a medida da rigidez realizada com o dinamômetro isocinético e as medidas “posição de primeira

resistência detectável” e “mudança do torque passivo de resistência”, respectivamente (Figura 4). Para o segundo examinador, esses coeficientes foram de $r=-0,81$ ($p<0,001$) e $r=0,72$ ($p=0,003$) (Figura 4). Os CCIs obtidos para as confiabilidades intra e interexaminadores variaram de 0,75 a 0,98. Os valores de confiabilidade referentes a cada teste, os valores de média, desvio-padrão e EPM encontram-se na Tabela 1.

Discussão

Os Coeficientes de Pearson obtidos neste estudo demonstraram que as medidas clínicas apresentam correlação significativa com a medida padrão-ouro de rigidez passiva do tornozelo. Portney e Watkins²⁷ consideram que coeficientes de correlação superiores a 0,75 representam uma correlação de boa a excelente, e valores entre 0,50 e 0,75 sugerem uma correlação de moderada a boa. Outros autores consideraram válidas medidas clínicas que apresentaram coeficientes de correlação superiores a 0,57³³⁻³⁵. Considerando-se que os Coeficientes de

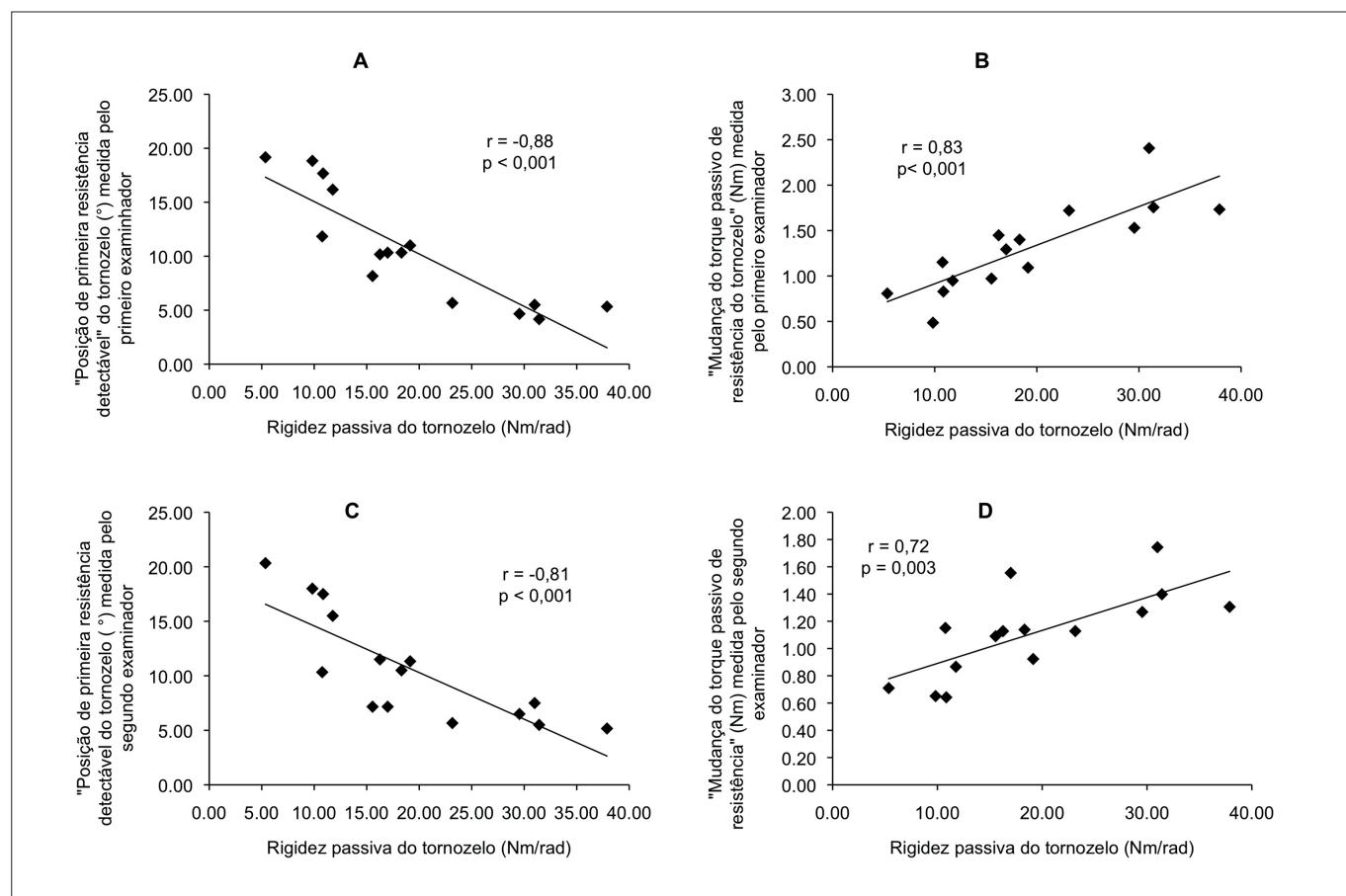


Figura 4. Gráficos de dispersão demonstrando a associação entre a medida de rigidez passiva do tornozelo com o dinamômetro isocinético e: A) “posição de primeira resistência detectável” medida pelo primeiro examinador; B) “mudança do torque passivo de resistência” medida pelo primeiro examinador; C) “posição de primeira resistência detectável” medida pelo segundo examinador; D) “mudança do torque passivo de resistência” medida pelo segundo examinador.

Tabela 1. Médias, desvios-padrão (DPs), Coeficientes de Correlação Intraclassa (CCIs) e erros-padrão das medidas (EPMs) para as medidas clínicas “posição de primeira resistência detectável” e “mudança do torque passivo de resistência” da articulação do tornozelo.

	“Posição de primeira resistência detectável” do tornozelo		“Mudança do torque passivo de resistência” do tornozelo	
	Média (°)	DP (°)	Média (Nm)	DP (Nm)
E1(1)	10,89	4,90	1,37	0,52
E1(2)	10,31	5,69	1,24	0,52
E2(1)	10,18	4,89	1,15	0,39
E2(2)	11,11	5,50	1,08	0,31
	CCI	EPM	CCI	EPM
E1(1) X E1(2)	0,97	0,86	0,87	0,18
E2(1) X E2(2)	0,93	1,42	0,80	0,16
E1(1) X E2(1)	0,98	0,74	0,87	0,17
E1(2) X E2(2)	0,97	1,03	0,75	0,21

Valores positivos para os ângulos indicam posições de dorsiflexão do tornozelo. Valores positivos de torque indicam resistência ao movimento de dorsiflexão do tornozelo; E1=examinador um; E2=examinador dois; (1)=coleta primeiro dia; (2)=coleta segundo dia.

Pearson encontrados no presente estudo foram superiores a 0,72, as medidas clínicas apresentam uma correlação satisfatória com a medida de rigidez realizada com o dinamômetro isocinético. Além disso, os valores de CCI da medida “posição de primeira resistência detectável” indicam uma confiabilidade excelente, enquanto aqueles da medida “mudança do torque passivo de resistência” sugerem boa confiabilidade²⁷. Outros estudos que investigaram a confiabilidade de medidas clínicas para avaliação da rigidez da glenoumeral e da coluna lombar também encontraram confiabilidades que variaram de boa a excelente^{25,26,36}. Esses estudos ressaltam a relevância da existência de medidas clínicas fidedignas para avaliação da rigidez passiva. Dessa forma, o presente estudo evidenciou que as medidas propostas apresentaram validade e confiabilidades satisfatórias para utilização clínica.

Os menores valores de coeficiente de correlação e de CCI encontrados para a medida “mudança do torque passivo de resistência” podem ser explicados pela dificuldade de registrar a força de resistência a 10° de DF do tornozelo (devido à elevada tensão dos flexores plantares). Nessa angulação, o examinador necessitava realizar grande quantidade de força sobre a superfície plantar do pé, ao mesmo tempo em que controlava a amplitude por meio de goniometria. Assim, a dificuldade na execução desse teste pode justificar os resultados encontrados. Porém, tais resultados ainda suportam a utilização desse teste.

Na medida “posição de primeira resistência detectável”, quanto maior a resistência passiva oferecida pelos tecidos, menos o tornozelo desloca-se em DF e menor o ângulo registrado. Assim, indivíduos que obtiveram os maiores valores de rigidez medidos com o dinamômetro apresentaram menores valores na medida “posição de primeira resistência detectável”, justificando a correlação negativa entre essas medidas.

Os valores de EPMs encontrados neste estudo podem ser utilizados como referência para detectar mudanças nos resultados das medidas clínicas que podem ocorrer devido a erros de medida. Esses valores podem ser úteis no acompanhamento da evolução de pacientes, visto que alterações nos resultados dos testes clínicos inferiores ao EPM não evidenciam uma mudança real da rigidez.

As medidas de rigidez são influenciadas pelos torques produzidos pelo peso do pé. Na avaliação com o dinamômetro isocinético, os resultados obtidos foram corrigidos por esses torques, enquanto, nas medidas clínicas, os resultados não foram normalizados, o que poderia levar a um questionamento em relação à validade das medidas clínicas. Para verificar a influência desse fator nas correlações obtidas, uma análise adicional foi realizada utilizando os valores das medidas clínicas normalizados pelo torque do pé. Os valores de coeficiente de correlação foram similares àqueles obtidos sem a correção pelos torques. Os coeficientes de correlação encontrados após a correção pelo torque do pé, segundo os resultados do primeiro examinador, foram: $r=-0,82$ para a medida “posição de primeira resistência detectável” e $r=0,83$ para a medida “mudança do torque passivo de resistência”. A pequena massa do pé e a pouca variabilidade dessa massa entre os indivíduos parecem justificar a similaridade dos valores de correlação e, por esse motivo, a influência do torque produzido pelo peso do pé nas medidas clínicas pôde ser desconsiderada. Assim, as medidas podem ser utilizadas sem a correção pelo torque do pé para facilitar a aplicação clínica.

A medida da rigidez passiva com o dinamômetro isocinético foi realizada com o joelho do participante estendido, visto que, durante a fase de apoio da marcha, o joelho mantém amplitudes próximas à extensão e, portanto, investigar a rigidez nessa condição seria funcionalmente relevante. No entanto, não foi possível realizar a medida “mudança do torque passivo de resistência” com o

joelho estendido, pois, devido à grande rigidez do tornozelo nessa condição, os examinadores apresentaram dificuldade em registrar a força de resistência a 10° de DF, ao mesmo tempo em que controlavam a amplitude. Além disso, a realização da medida “posição de primeira resistência detectável” com o joelho estendido impossibilitaria a colocação da caneleira na superfície plantar do pé. No entanto, os diferentes posicionamentos utilizados, apesar de gerarem tensões diferentes em músculos uni e biarticulares, não comprometeram a utilidade das medidas clínicas de informar sobre os valores da medida padrão-ouro. Isso pode ser explicado pelo fato de que os indivíduos com maiores níveis de rigidez com o joelho estendido são, provavelmente, aqueles com maiores níveis de rigidez com o joelho fletido.

As medidas clínicas propostas não são aplicáveis para indivíduos que apresentem dor ou espasmos musculares durante a execução do teste, visto que eles seriam incapazes de manter as musculaturas do tornozelo relaxadas. Além disso, um dos critérios de inclusão do estudo foi a presença de amplitude de movimento mínima de 10° de DF do tornozelo e, portanto, as medidas clínicas não podem ser aplicadas para esse grupo de indivíduos.

Os participantes do presente estudo apresentaram IMC até 27 Kg/m², o que dificulta a generalização dos resultados para toda a população. Além disso, valores menores de coeficiente de correlação e CCI são esperados caso as medidas clínicas sejam realizadas por examinadores sem treinamento prévio. Por fim, o presente estudo não teve como objetivo classificar os valores de rigidez passiva do tornozelo em baixos, normais ou altos, e ainda não existem evidências que permitam tal classificação.

Diversos testes e escalas são propostos para avaliação da flexibilidade^{37,38} e da espasticidade³⁹ dos flexores plantares e, muitas vezes, esses testes são utilizados na clínica para inferir sobre a rigidez passiva do tornozelo⁴⁰. Porém, ao contrário da rigidez passiva, a medida da flexibilidade não é determinada apenas por propriedades mecânicas, visto que ela é influenciada pelos níveis individuais de tolerância ao alongamento⁴¹. Estudos evidenciam que menos de 30% da variabilidade encontrada na medida de rigidez pode ser explicada pela flexibilidade^{40,42}. A espasticidade envolve uma ativação muscular reflexa durante a realização de um movimento passivo⁴³, enquanto a medida de rigidez passiva requer o silêncio eletromiográfico dos

músculos¹. Dessa forma, a rigidez passiva fornece informações mais apropriadas e objetivas sobre a mecânica articular do que as medidas de flexibilidade e espasticidade^{40,42,44}.

Os testes clínicos propostos utilizam instrumentos simples e acessíveis à prática do fisioterapeuta. Esses testes podem ser utilizados durante avaliação de pacientes que apresentam patologias relacionadas a alterações de rigidez do tornozelo e são úteis na investigação da existência de assimetria entre membros. Além disso, essas medidas apresentam aplicabilidade na área preventiva, uma vez que os testes podem ser utilizados para identificar indivíduos que necessitam de intervenções voltadas para alterar os níveis de rigidez do tornozelo, objetivando prevenir a ocorrência de lesões. Nas situações em que a rigidez do tornozelo precisa ser modificada, técnicas de fortalecimento e alongamento muscular são eficazes em aumentar ou reduzir os níveis de rigidez²¹⁻²³. Apesar de as medidas contribuírem para a prática profissional, é necessário que novos estudos investiguem a relação entre os resultados dessas medidas e a presença de disfunções de movimento e patologias. Dessa forma, as medidas clínicas propostas permitem ao terapeuta investigar uma propriedade articular relevante que pode ser modificada clinicamente para reabilitar ou prevenir lesões.

Conclusão : : : .

O presente estudo demonstrou que os testes propostos podem informar sobre os níveis de rigidez passiva do tornozelo durante a DF. Embora ambos os testes tenham apresentado validade e confiabilidades satisfatórias, a medida “posição de primeira resistência detectável” é sugerida para prática clínica, uma vez que requer o uso de instrumentos mais simples e apresentou maiores valores de coeficiente de correlação e CCI.

Agradecimentos : : : .

Esta pesquisa recebeu apoio financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

Referências : : : .

1. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Mov Sci.* 1993;12(6):653-92.
2. Obusek JP, Holt KG, Rosenstein RM. The hybrid mass-spring pendulum model of human leg swinging: stiffness in the control of cycle period. *Biol Cybern.* 1995;73(2):139-47.
3. Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Aquino CF. Integration of stress 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.
4. Gleim GW, Stachenfeld NS, Nicholas JA. The influence of flexibility on the economy of walking and jogging. *J Orthop Res.* 1990;8(6):814-23.
5. Loram ID, Maganaris CN, Lakie M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the

- non-linear decrease from short range to long range stiffness. *J Physiol.* 2007;584(Pt 2):661-75. Epub 2007 Sep 6.
6. Salsich GB, Mueller MJ. Effect of plantar flexor muscle stiffness on selected gait characteristics. *Gait Posture.* 2000;11(3):207-16.
 7. Moritz CT, Farley CT. Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. *J Appl Physiol.* 2004;97(4):1313-22.
 8. Müller R, Grimmer S, Blickhan R. Running on uneven ground: leg adjustments by muscle pre-activation control. *Hum Mov Sci.* 2010;29(2):299-310. Epub 2010 Mar 20.
 9. Morasso PG, Sanguineti V. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. *J Neurophysiol.* 2002;88(4):2157-62.
 10. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):127-35.
 11. Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *J Appl Biomech.* 1998;14(3):292-9.
 12. Lindstedt SL, Reich TE, Keim P, LaStayo PC. Do muscles function as adaptable locomotor springs? *J Exp Biol.* 2002;205(Pt 15):2211-6.
 13. Woods C, Hawkins R, Hulse M, Hodson A. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2003;37(3):233-8.
 14. McPoil TG, Brocato RS. The foot and ankle: biomechanical evaluation and treatment. In: Gould JA, editor. *Orthopaedic and sports physical therapy.* St. Louis: CV.Mosby; 1985. p. 313-41.
 15. Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Med.* 1998;26(3):169-76.
 16. Barton CJ, Levinger P, Menz HB, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait Posture.* 2009;30(4):405-16.
 17. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9(4):160-5.
 18. Bennett JE, Reinking MF, Pluemer B, Pentel A, Seaton M, Killian C. Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001;31(9):504-10.
 19. Willems TM, De Clercq D, Delbaere K, Vanderstraeten G, De Cock A, Witvrouw E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait Posture.* 2006;23(1):91-8. Epub 2005 Jan 13.
 20. Willems TM, Witvrouw E, De Cock A, De Clercq D. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(2):330-9.
 21. Ocarino JM, Fonseca ST, Silva PL, Mancini MC, Gonçalves GG. Alterations of stiffness and resting position of the elbow joint following flexors resistance training. *Man Ther.* 2008;13(5):411-8. Epub 2007 Jun 6.
 22. 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.
 23. Mahieu NN, McNair P, De Muynck M, Stevens V, Blanckaert I, Smits N, et al. Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(3):494-501.
 24. Chesworth BM, Vandervoort AA, Koval JJ. A pilot study to compare the subjective and objective evaluation of passive ankle joint stiffness. *Physiother Can.* 1991;43:13-8.
 25. Lin JJ, Yang JL. Reliability and validity of shoulder tightness measurement in patients with stiff shoulders. *Man Ther.* 2006;11(2):146-52.
 26. Gombatto SP, Klaesner JW, Norton BJ, Minor SD, Van Dillen LR. Validity and reliability of a system to measure passive tissue characteristics of the lumbar region during trunk lateral bending in people with and people without low back pain. *J Rehabil Res Dev.* 2008;45(9):1415-29.
 27. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: application to practice.* New Jersey: Prentice Hall Health; 2000.
 28. Gadotti IC, Vieira ER, Magee DJ. Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10(2):137-46.
 29. Winter DA. Anthropometry. In: Winter DA, editor. *Biomechanics and motor control of human movement.* New York: Wiley and Sons Inc.; 1990. p. 59-74.
 30. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. *Electrode Placements.* In: Cram JR., Kasman GS, Holtz J, editors. *Introduction to surface electromyography.* Gaithersburg: Aspen Publishers, Inc.; 1998. p. 45-80.
 31. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, Dumas F. Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12(7-8):508-15.
 32. Bressel E, Larsen BT, McNair PJ, Cronin J. Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: a comparison with matched controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(3):284-91.
 33. Baraúna MA, Canto RST, Sanchez HM, Bustamante JCF, Ventura-Silva RA, Malusá S. Validade e confiabilidade intra-indivíduo do cifolorômetro na avaliação da convexidade torácica. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(3):319-25.
 34. McEwan I, Herrington L, Thom J. The validity of clinical measures of patella position. *Man Ther.* 2007;12(3):226-30.
 35. McKenna L, Straker L, Smith A. The validity and intra-tester reliability of a clinical measure of humeral head position. *Man Ther.* 2009;14(4):397-403.
 36. Lin HT, Hsu AT, An KN, Chang Chien JR, Kuan TS, Chang GL. Reliability of stiffness measured in glenohumeral joint and its application to assess the effect of end-range mobilization in subjects with adhesive capsulitis. *Man Ther.* 2008;13(4):307-16.
 37. Venturini C, Ituassú NT, Teixeira LM, Deus CVO. Confiabilidade intra e interexaminadores de dois métodos de medida da amplitude ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10(4):407-11.
 38. Bennell KL, Talbot RC, Wajswelner H, Techovanich W, Kelly DH, Hall AJ. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Aust J Physiother.* 1998;44(3):175-80.
 39. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther.* 1987;67(2):206-7.
 40. 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.
 41. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sørensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol.* 1996;497 (Pt 1):291-8.
 42. Wilson GJ, Wood GA, Elliott 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(4):403-7.
 43. Vaz DV, Brício RS, Aquino CF, Vianna SO, Mancini MC, Fonseca ST. Alterações musculares em indivíduos com lesão do neurônio motor superior. *Fisioter Pesqui.* 2006;13(2):58-66.
 44. Gleim GW, McHugh MP. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med.* 1997;24(5):289-99.