

Marcela Tamiasso Vieira

**ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE ESTABILIDADE FUNCIONAL E RIGIDEZ
PASSIVA DE TORNOZELO AVALIADAS POR MEIO DE DUAS MEDIDAS
CLÍNICAS**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2016

Marcela Tamiasso Vieira

**ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE ESTABILIDADE FUNCIONAL E RIGIDEZ
PASSIVA DE TORNOZELO AVALIADAS POR MEIO DE DUAS MEDIDAS
CLÍNICAS**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientadora: Prof. Dra. Juliana de Melo Ocarino

Coorientadora: Prof. Dra. Paula Lanna Pereira da Silva

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2016

V657a Vieira, Marcela Tamiasso
2016 Análise da relação entre estabilidade funcional e rigidez passiva de tornozelo avaliadas por meio de duas medidas clínicas. [manuscrito] / Marcela Tamiasso Vieira - 2016.
67f., enc.:il.

Orientadora: Juliana Melo Ocarino
Co-orientadora: Paula Lanna Pereira da Silva

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

Bibliografia: f. 56-60

1. Ortopedia - Teses. 2. Traumatismos do tornozelo - Teses. 3. Articulações do tornozelo - Teses. 4. Lesão - Teses. 5. Articulações – Amplitude e movimento – Teses. I. Ocarino, Juliana Melo. II. Silva, Paula Lanna Pereira da. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.015

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

ATA DE NÚMERO 245 (DUZENTOS E QUARENTA E CINCO) DA SESSÃO DE ARGUIÇÃO E DEFESA DE DISSERTAÇÃO APRESENTADA PELA CANDIDATA **Marcela Tamiasso Vieira** DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO.

Aos 21 (vinte e um) dias do mês de dezembro do ano de dois mil e dezesseis, realizou-se na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, a sessão pública para apresentação e defesa da dissertação "ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE ESTABILIDADE FUNCIONAL E RIGIDEZ PASSIVA DE TORNOZELO AVALIADAS POR MEIO DE DUAS MEDIDAS CLÍNICAS". A banca examinadora foi constituída pelos seguintes Professores Doutores: Juliana de Melo Ocarino, Renan Alves Resende e Natalia Franco Netto Bittencourt, sob a presidência da primeira. Os trabalhos iniciaram-se às 09h00min com apresentação oral da candidata, seguida de arguição dos membros da Comissão Examinadora. **Após avaliação, os examinadores consideraram a candidata aprovada e apta a receber o título de Mestre, após a entrega da versão definitiva da dissertação.** Nada mais havendo a tratar, eu, Marilane Soares, secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação dos Departamentos de Fisioterapia e de Terapia Ocupacional, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, lavrei a presente Ata, que depois de lida e aprovada será assinada por mim e pelos membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 21 de dezembro de 2016.

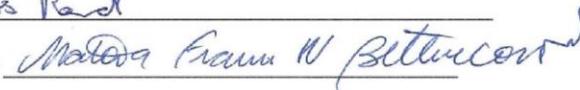
Professora Dra. Juliana de Melo Ocarino



Professor Dr. Renan Alves Resende



Professora Dra. Natalia Franco Netto Bittencourt



Marilane Soares 084190

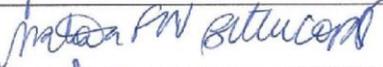
Secretária do Colegiado de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
DA REABILITAÇÃO
AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

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

PARECER

Considerando que a dissertação de mestrado de **Marcela Tamiasso Vieira** intitulada “ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE ESTABILIDADE FUNCIONAL E RIGIDEZ PASSIVA DE TORNOZELO AVALIADAS POR MEIO DE DUAS MEDIDAS CLÍNICAS”, defendida junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, nível mestrado, cumpriu sua função didática, atendendo a todos os critérios científicos, a Comissão Examinadora **APROVOU** a defesa de dissertação, conferindo-lhe as seguintes indicações:

Nome dos Professores/Banca	Aprovação	Assinatura
Juliana de Melo Ocarino	Aprovada	
Natalia Franco Netto Bittencourt	Aprovada	
Renan Alves Resende	Aprovado	

Belo Horizonte, 21 de dezembro 2016.

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

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
 COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
 DA REABILITAÇÃO / EEFFTO
 AV. ANTÔNIO CARLOS, Nº 6627 - CAMPUS UNIVERSITÁRIO
 PAMPULHA - CEP 31270-901 - BH / MG

Dedico esta dissertação
aos meus pais, por todo
amor e apoio até aqui!

AGRADECIMENTOS

Impossível encerrar este ciclo sem demonstrar a imensa gratidão que tenho às inúmeras pessoas que fizeram com que tudo fosse o mais leve possível!

A Deus, Pai que cuida de mim em todos os momentos, que me pega no colo tornando as turbulências apenas experiências necessárias. À minha Mãezinha, Nossa Senhora Mãe Peregrina, que peregrina junto a mim aonde quer que eu vá, e intercede por mim a Deus com todo cuidado e amor.

À Paula Lanna, que primeiro me acolheu na UFMG. Mesmo com o pouco contato você foi uma presença inspiradora. Obrigada pela preocupação, dedicação ao meu trabalho, e cuidado ao conseguir a uma nova orientadora pra mim!

À Juliana Ocarino, por ter me recebido como orientanda, por todo cuidado minucioso com cada palavra dos meus textos (vou levar isso sempre comigo), pela preocupação com a minha formação enquanto professora e pesquisadora e pelas inúmeras sugestões construtivas que recebi ao longo desses 2 anos.

Agradeço também às duas, Paula e Ju, pelo melhor presente que vocês poderiam ter me dado neste mestrado, que foi a mudança de projeto. Não tenham dúvidas que o mestrado teve muito mais sentido e ficou extremamente mais prazeroso neste último ano. Esse trabalho sim fez “brilhar os meus olhos”.

À Natália Bittencourt, ao Renan Resende, à Daniela Vaz e à Giovanna Amaral, por terem aceitado o convite para serem banca deste trabalho! Em especial pelo brilhantismo e gentileza da Natália e do Renan na minha defesa! Ao Thales Rezende e à Daniela Vaz pelas sugestões valiosas para a minha qualificação!

Aos meus pais, que sempre apoiam as minhas escolhas, especialmente porque esse apoio significa ficarmos distantes durante a maior parte do tempo há quase 8 anos. Que bom que conseguimos nos manter próximos mesmo com essa distância toda! Obrigada por me incentivarem, por acreditarem em mim, por me darem força mesmo quando não sabiam exatamente o que eu precisava ouvir. Vocês são a minha vida! Amo vocês!

Ao Sandro, meu irmão querido! Eu sei que do seu jeitinho torceu por mim com todo amor desse mundo! Saiba que você me incentivou em momentos muito importantes para mim!

Ao Douglas, por toda atenção e carinho! Não sei nem como descrever a minha gratidão e, sinceramente, não sei se teria conseguido sem você. Você foi meu maior apoio, foi quem me fez acreditar que eu poderia, quando eu não acreditava mais. Você tornou tudo mais leve e divertido, com toda a ajuda em tudo o que envolvia números, e muito mais importante, em me lembrar de que eu estava realizando um sonho e de que eu era capaz! Você foi fundamental!

À minha família amada, pela torcida de sempre, pelo desejo sincero de que fosse feita a vontade de Deus em tudo o que eu fizesse. Em especial às minhas tias Elisa e Luzia, pelas orações constantes, e à minha família em BH, a Eliza, que me recebeu tão bem em diversos momentos! Agradeço também à família do Douglas, pelo apoio e acolhida!

Aos meus amigos do coração, que abrilhantam minha vida, me divertem e tornam cada conquista mais alegre! Todos sabem que moram no meu coração! Aos amigos de Cachoeiro, às do Rio, aos de Juiz de Fora! Às queridas Glaécia e Rachel, minhas companheiras de apê em BH), por terem aguentado meu estresse e pelos

momentos de alegria. Às minhas amadas Carla e Aline, pela amizade de irmãs, pelas revisões (de leigas nada leigas) da minha dissertação e por todo o suporte!

Aos amigos e colegas queridos que esse mestrado me deu, Aline, Camila, Danielle, Diego, Fabi, Giovanna, Hugo, Leo, Lili, Marcela, Vanessa, Viviane, Poli. Pelas trocas de experiências, ajudas, dicas; pelos consolos mútuos e, mais do que isso, pelos momentos de descontração! Vocês tornaram todo processo mais fácil! Em especial aos meus companheiros da ortopedia que viveram mais de perto esse processo comigo, pela inspiração, presença e carinho; ao Huguinho e à Fabi pelas conversas sempre agradáveis, e à Vivi e à Gi pela motivação e amizade! Levarei um pouquinho de cada um comigo!!

Aos meus professores e amigos da UFJF, que me inspiraram a querer ser, além de fisioterapeuta, uma professora de fisioterapeutas! Vocês que me motivaram e é por causa de vocês que estou aqui! Agradecimento especial à Paula Chagas, pelas dicas, por todo incentivo e por ser uma fonte de inspiração!

Aos profissionais com quem convivi no INTO, que me proporcionaram boa parte da experiência de fisioterapeuta que tive antes do mestrado, especialmente ao meu orientador Dângelo Alexandre pelas oportunidades e confiança.

À Daniela Vaz, à Elyonara Figueiredo e à Christina Faria, por terem me acolhido nos estágios em docência, pela valiosa ajuda na minha formação de professora, com tantas dicas enriquecedoras, confiança e sobretudo pelo incentivo a continuar nesse caminho! Agradeço aos alunos que tive a honra de dividir com vocês, pela confiança e por tanto aprendizado que me proporcionaram! Saibam que vocês foram a maior alegria do meu mestrado! Vê-los aprendendo, crescendo, e se tornando

futuros fisioterapeutas melhores, e, acima de tudo, ter contribuído um pouquinho para isso é indescritível!

Por tantas e tantas pessoas que cruzaram meu caminho durante este mestrado! À Líria, que simplesmente me deu colo sem saber! A certeza da sua confiança em mim foi muito importante, jamais esquecerei! À Bruna Avelar, especialmente pela ajuda com meu primeiro trabalho, por ter se mostrado tão disponível, muito obrigada! A todos que contribuíram para este trabalho e para o meu trabalho inicial, especialmente Camila Vasconcelos, Cecília Aquino, Fabrício Magalhães, Hellen Marinho, Marisa Mancini, Priscila Albuquerque, Priscilla Figueiredo, Vanessa Araújo e Vanessa Cardoso.

Aos professores que tive ao longo do mestrado, por permitirem tanto e tanto aprendizado em pouco tempo! Aos colegas do grupo de estudos em ortopedia, pela experiência tão rica que foi ter convivido com vocês!

Aos meus queridos alunos de iniciação científica (oficiais e extraoficiais), Isabel Pires, Sarah Fávero e Bernardo Soares (UFMG), e Guilherme Carvalho (UFJF). Sem vocês simplesmente não seria possível conseguir tantos voluntários, fazer as coletas e, acima de tudo, não teria a mesma graça! Obrigada, meus queridos, pelo prazer da ajuda de vocês!

Aos funcionários da UFMG, que sempre foram solícitos e agradáveis comigo: Marilane e o pessoal do colegiado, Margareth, Antônio Sérgio e o pessoal da T.I., em especial ao Délcio, pela disponibilidade e pela presença cativante.

A cada um dos voluntários da pesquisa de mestrado, pela gentileza de tirarem um tempinho para me ajudarem e pelas mobilizações que muitos fizeram para

encontrar voluntários para mim! Essa ajuda toda que eu tive em minha pesquisa me deixou muito satisfeita e emocionada, muito obrigada a cada um de vocês, de coração!

Gratidão eterna!

“Ninguém pode estar no mundo, com o mundo e com os outros de forma neutra.

Não posso estar no mundo de luvas nas mãos, constatando apenas [...]. Há perguntas a serem feitas insistentemente por todos nós e que nos fazem ver a impossibilidade de estudar por estudar. De estudar descomprometidamente como se misteriosamente, de repente, nada tivéssemos que ver com o mundo, um lá fora e distante mundo, alheado de nós e nós dele.”

Paulo Freire

RESUMO

Evidências mostram que a rigidez tecidual ou articular parece ter contribuição para a manutenção da estabilidade articular tanto em atividades estáticas quanto em atividades dinâmicas. Medidas clínicas e de fácil aplicação para se avaliar tanto a rigidez como a estabilidade de algumas articulações têm sido utilizadas em contextos de pesquisa e na prática clínica. O objetivo do presente estudo foi avaliar se a relação entre rigidez passiva e estabilidade articular pode ser revelada quando essas propriedades são avaliadas por meio de testes clínicos. Também foi avaliado se a relação entre essas variáveis é similar em indivíduos sedentários e indivíduos fisicamente ativos. A coleta de dados consistiu na realização de dois testes clínicos, uma medida de avaliação da estabilidade funcional em apoio unipodal, o *Star Excursion Balance Test (Star Test)*, e uma medida clínica de avaliação da rigidez passiva de dorsoflexão de tornozelo, a “posição de primeira resistência detectável”. A amplitude de movimento de tornozelo com descarga de peso também foi avaliada como variável de controle. Foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson para verificar a relação entre as variáveis avaliadas. Para ser demonstrada a associação entre rigidez e estabilidade descrita na literatura (maior rigidez, maior estabilidade), a correlação entre a medida clínica de rigidez e as distâncias de alcance do *Star Test* deveria ser negativa. Considerando a amostra total ($n=72$), foi observada uma associação moderada e positiva entre os valores obtidos no teste clínico de rigidez e a distância de alcance anterior do *Star Test* ($r=0,55$; $p<0,0001$) em ambos os membros inferiores. Essa associação manteve-se moderada no grupo de indivíduos ativos ($r=0,57$ e $p<0,0001$ para o membro inferior (MI) dominante; $r=0,62$ e $p<0,0001$ para o MI não dominante) e fraca no grupo de sedentários ($r=0,45$ e $p=0,006$ para o MI

dominante; $r=0,34$ e $p=0,04$ para o MI não dominante). Além disso, foi observada uma relação fraca e negativa entre os valores do teste de rigidez e a distância do alcance posteromedial apenas na perna não dominante e especialmente no grupo de indivíduos ativos ($r=-0,38$; $p=0,02$). Foi observada também uma relação entre a quantidade de movimento de dorsoflexão disponível na articulação com as distâncias do *Star Test* e com a rigidez passiva. Dessa forma, a relação entre as propriedades rigidez e estabilidade, como descrita na literatura, não foi revelada considerando a distância de alcance anterior, tendo como exceção a distância de alcance posteromedial. Contudo, os resultados encontrados não invalidam a utilização destes testes clínicos para a mensuração das propriedades clínicas em questão.

Palavras-chave: Rigidez articular passiva. Estabilidade articular funcional. Fisioterapia. Tornozelo.

ABSTRACT

Tissue or joint stiffness seems to contribute to joint stability in both static and dynamic activities. Clinical measurements for assessing both joint stiffness and stability have been used in research contexts and clinical practice. The aim of the present study was to evaluate whether the relationship between passive joint stiffness and joint stability can be revealed when these properties are evaluated through clinical tests. We also investigated whether the relationship between these variables is different between sedentary and physically active individuals. Data collection consisted of two clinical evaluation tests, one-leg support functional stability assessment, the Star Excursion Balance Test (Star Test), and a clinical measure of passive ankle dorsiflexion stiffness assessment, the "first detectable resistance position". Ankle dorsiflexion range of motion with a weight-bearing test was also evaluated as a control variable. The Pearson correlation coefficient was used to verify the relationship between the evaluated variables. To be shown the association between stiffness and stability described in the literature (greater stiffness, greater stability), the correlation between the clinical measure of stiffness and the reach distances of the Star Test should be negative. Considering the total sample ($n = 72$), a moderate and positive association was observed between the values obtained in the clinical test of passive stiffness and the anterior reach distance of the Star Test ($r = 0.55$; $p < 0.0001$) in both lower limbs. This association remained moderate in the group of active individuals ($r = 0.57$ and $p < 0.0001$ for the dominant lower limb (LL); $r = 0.62$ and $p < 0.0001$ for non-dominant LL) and was weak for the group of sedentary individuals ($r = 0.45$ and $p = 0.006$ for dominant LL, $r = 0.34$ and $p = 0.04$ for non-dominant LL). In addition, a weak and negative relationship was observed between the values of the stiffness test and the

posteromedial reach distance only in the non-dominant LL and especially in the group of active individuals ($r = -0.38$; $p = 0.02$). A relationship was also observed between the amount of dorsiflexion movement available in the joint with distances from the Star Test and with passive stiffness. Thus, the relation between stiffness and stability properties, as described in the literature, was not revealed considering the anterior reach distance, with the exception of the posteromedial reach distance. However, the results do not invalidate the use of these clinical tests for the measurement of the clinical properties in question.

Keywords: Passive joint stiffness. Functional joint stability. Physical Therapy Specialty. Ankle.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURA 1 – Medida da estabilidade funcional de tornozelo, o *Star Excursion Balance Test* demonstrando as distâncias de alcance em relação ao pé de apoio: A) anterior, B) posterolateral, C) posteromedial.....31
- FIGURA 2 - Medida clínica da rigidez passiva de dorsoflexão de tornozelo: “posição de primeira resistência detectável”35
- FIGURA 3 – Avaliação da amplitude de movimento de dorsoflexão de tornozelo com descarga de peso: A) posição de dorsoflexão máxima; B) mensuração com o inclinômetro.....37

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Instruções verbais padronizadas do <i>Star Test</i>	32
TABELA 2 - Instruções verbais padronizadas da medida da rigidez passiva de dorsoflexão de tornozelo.....	35
TABELA 3 - Instruções verbais padronizadas do teste de ADM de Tornozelo.....	37
TABELA 4 - Confiabilidade das medidas dos testes (<i>Star Test</i> , teste de rigidez passiva de dorsoflexão e de ADM de tornozelo) e do comprimento de MMII.....	40
TABELA 5 - Média (desvio padrão) das características demográficas da amostra..	42
TABELA 6 - Média (desvio padrão) das variáveis rigidez, escore composto no <i>Star Test</i> (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL), distância posteromedial (ST PM) e amplitude de movimento de dorsoflexão (ADM).....	43
TABELA 7 - Correlação entre as variáveis rigidez e escore composto no <i>Star Test</i> (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL), distância posteromedial (ST PM) na amostra total (n=72).....	45

TABELA 8 - Correlação entre as variáveis rigidez e escore composto no *Star Test* (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL) e distância posteromedial (ST PM), considerando os grupos de indivíduos ativos (n=36) e sedentários (n=36).....46

TABELA 9 - Correlação entre as variáveis rigidez e amplitude de movimento de dorsoflexão de tornozelo (ADM), e entre ADM e escore composto no *Star Test* (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL), distância posteromedial (ST PM), na amostra total (n=72).....47

TABELA 10 - Correlação entre as variáveis rigidez e amplitude de movimento de tornozelo (ADM), e entre ADM e escore composto no *Star Test* (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL), dividindo-se a amostra entre indivíduos ativos (n=36) e sedentários (n=36).....48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A - Anterior

ADM - Amplitude de movimento

CCI - Coeficiente de Correlação Intraclasse

DP - Desvio padrão

EIAS - espinhas ilíacas anterossuperiores

EPM - Erro padrão da medida

IC - Intervalo de confiança

IMC - Índice de massa corporal

MI - Membro inferior

MMII - Membros inferiores

PL - Posterolateral

PM - Posteromedial

Star Test - Modified Star Excursion Balance Test

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

PREFÁCIO.....	22
1 INTRODUÇÃO.....	23
2 MATERIAS E MÉTODO.....	28
2.1 Amostra.....	28
2.2 Procedimentos.....	29
2.2.1 <i>Avaliação da estabilidade funcional de tornozelo - Modified Star Excursion Balance Test (Star Test)</i>	30
2.2.2 <i>Avaliação da medida clínica da rigidez passiva de dorsoflexão de tornozelo</i>	35
2.2.3 <i>Avaliação da amplitude de movimento de dorsoflexão de tornozelo com descarga de peso</i>	36
2.3 Confiabilidade das medidas.....	39
2.4 Redução de dados.....	40

3 ANÁLISE ESTATÍSTICA E RESULTADOS.....	42
4 DISCUSSÃO.....	50
5 CONCLUSÃO.....	54
REFERÊNCIAS.....	55
APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	60
APÊNDICE B - FOLHA DE REGISTRO DA COLETA DE DADOS.....	64
ANEXO - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	67

PREFÁCIO

Este trabalho foi elaborado de acordo com as normas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sendo constituído de 5 partes. A primeira parte consiste da introdução do tema estudado, apresentando a justificativa do estudo e seus objetivos. A segunda parte consiste nos matérias e método do estudo, detalhando todos os procedimentos realizados. A terceira consiste das análises estatísticas utilizadas e dos resultados encontrados a partir dessas análises. A quarta parte apresenta a discussão dos resultados, confrontando-os com os resultados de outros estudos. E a quinta parte se trata da conclusão do estudo, baseada nos resultados encontrados.

1 INTRODUÇÃO

Durante a realização de atividades funcionais um indivíduo precisa lidar com a ação de diversas forças sobre seu sistema musculoesquelético. Estas forças são impostas pelas características da atividade (como velocidade e tipo de atividade (e.g.: correr, agachar e empurrar um objeto com os membros superiores)) (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; VAN SOEST; BOBBERT, 1993) e do ambiente em que ela é realizada (como irregularidades e diferentes níveis de complacência do solo (FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999; MÜLLER; GRIMMER; BLICKHAN, 2010)). Algumas destas forças podem ser entendidas como perturbações e para que não prejudiquem a execução da tarefa e não gerem riscos de quedas ou lesões, requerem que o indivíduo possua capacidade de estabilização articular (FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999; GERRITSEN *et al.*, 1998). Classicamente, estabilidade é definida como a capacidade de um sistema retornar à sua posição de equilíbrio, estático ou dinâmico, após sofrer uma perturbação (WAGNER; BLICKHAN, 1999). Contudo, mais do que uma resposta reativa a perturbações, a estabilidade pode ser entendida como a capacidade de um sistema ou articulação de resistir a perturbações (WAGNER; BLICKHAN, 2003). De acordo com essa perspectiva, um sistema ou articulação estáveis seriam capazes de resistir a desvios significativos de trajetórias decorrentes de uma determinada perturbação. Vários estudos têm buscado demonstrar a contribuição de propriedades do sistema musculoesquelético para manutenção da estabilidade articular, dentre elas, destaca-se a rigidez articular (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007; MORASSO; SANGUINETI, 2002; MORITZ; FARLEY, 2004; VAN SOEST; BOBBERT, 1993).

Rigidez de um material está relacionada à capacidade do material de se deformar ao sofrer a ação de uma força externa, e de oferecer resistência a ela gerando uma força em sentido oposto (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Por definição, rigidez de um material seria a taxa de mudança na força de resistência interna do material (*stress*) frente à sua deformação (*strain*) diante da aplicação de uma força externa (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Nesse sentido, a rigidez articular passiva seria a taxa de mudança do torque passivo de resistência da articulação, ou seja, unidade de mudança do torque por unidade de mudança no deslocamento angular (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). O torque articular passivo e sua taxa de variação (representada pela inclinação da região linear da curva torque x ângulo) são conferidos pelos tecidos moles que atravessam a articulação, como músculos, tendões, ligamentos e cápsulas articulares (JOHNS; WRIGHT, 1962; LATASH; ZATSIORSKY, 1993; ODA *et al.*, 1992; OBUSEK; ROLT; ROSEINSTEIN, 1995). Especificamente, a rigidez desses tecidos confere rigidez à articulação que atravessam (LATASH; ZATSIORSKY, 1993). Uma articulação com maior nível de rigidez irá oferecer um aumento mais acentuado do torque passivo de resistência ao seu deslocamento angular, representado pela maior inclinação da região linear da curva torque x ângulo. Em outras palavras, essa articulação, por estar mais rígida, irá oferecer maior resistência a mudanças no seu deslocamento angular. Sob a perspectiva de que a estabilidade de uma articulação depende de sua resistência a perturbações, a rigidez articular pode ser uma propriedade do sistema musculoesquelético que, por definição, compartilha uma relação com a estabilidade articular.

Alguns estudos já foram realizados no sentido de documentar a contribuição da propriedade rigidez para a estabilidade em atividades funcionais

(CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007; MORASSO; SANGUINETI, 2002; MORITZ; FARLEY, 2004; VAN SOEST; BOBBERT, 1993). Ferris, Liang e Farley, (1999) demonstraram que corredores ajustam o nível de rigidez de membros inferiores de acordo com mudanças esperadas na rigidez do solo no sentido de minimizar mudanças no deslocamento do centro de massa do corpo. Especificamente, os corredores aumentaram a rigidez vertical da perna no seu primeiro passo em solo mais complacente (menos rígido). Simulações em que o ajuste de rigidez não foi realizado geraram trajetória assimétrica do centro de massa durante a corrida (FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999). Além disso, a rigidez dos MMII também pode ser ajustada em situações inesperadas. Um estudo observou que a rigidez dos MMII diminuiu quando indivíduos saltaram de uma superfície mais complacente para uma superfície menos complacente. Essa adaptação da rigidez ocorreu de modo semelhante a quando a transição entre as superfícies foi esperada e garantiu variação mínima no deslocamento do centro de massa (MORITZ; FARLEY, 2004). Outro clássico estudo realizado por van Soest e Bobbert (1993) buscou avaliar o papel da rigidez para estabilidade durante o movimento. Esses autores, por meio de simulações computacionais da tarefa de salto vertical, demonstraram que na ausência das propriedades intrínsecas dos tecidos articulares a altura do salto foi significativamente reduzida após uma perturbação. O mesmo não ocorreu quando valores de rigidez referentes aos tecidos foram incluídos no modelo. Além disso, quando um indivíduo está parado na postura ortostática a rigidez passiva contribui com a estabilização do centro de massa (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996) e com no mínimo 60% das forças responsáveis pela estabilização do tornozelo (LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007). Morasso e Sanguineti (2002) mostraram que a rigidez passiva dos tecidos do

tornozelo contribuem com até 60% das forças de estabilização. Diante das evidências, rigidez tecidual ou articular parece ter substancial contribuição para a eficiência do movimento e manutenção da estabilidade articular tanto em atividades estáticas quanto em atividades dinâmicas.

A relação entre rigidez e estabilidade, evidenciada em alguns estudos, sugere que a rigidez tecidual ou articular possa ser modificada em contextos clínicos com o objetivo de aumentar a estabilidade articular, por exemplo, em indivíduos que apresentem instabilidade durante a realização de atividades funcionais. Medidas clínicas e de fácil aplicação para se avaliar tanto a rigidez como a estabilidade de algumas articulações têm sido utilizadas em contextos de pesquisa e na prática clínica. A proposta do presente estudo foi avaliar se a relação entre rigidez passiva e estabilidade articular pode ser revelada quando essas propriedades são avaliadas por meio de testes clínicos. Nesse sentido, foram selecionados testes clínicos e validados para avaliação da rigidez passiva de dorsoflexão (das estruturas plantiflexoras) da articulação do tornozelo, a “posição de primeira resistência detectável” (ARAÚJO *et al.*, 2011) e da estabilidade funcional em apoio unipodal, o *Modified Star Excursion Balance Test (Star Test)* (GRIBBLE, 2003; GRIBBLE *et al.*, 2013). Além disso, a estabilidade e rigidez articular podem ser influenciadas pela prática de exercício físico ou esportivo (BEHM; ANDERSON, 2006; BLACKBURN; NORCROSS, 2014; HRYSOMALLIS, 2011; SEYNNES *et al.*, 2009). Já foi demonstrado que programas de treinamento resistido podem modificar as propriedades dos tecidos articulares, aumentando a área de secção transversa do músculo (KUBO *et al.*, 2009) e do tendão (SEYNNES *et al.*, 2009). Estas modificações teciduais estariam relacionadas com o aumento da rigidez passiva articular (BOHM *et al.*, 2015; BLACKBURN; NORCROSS, 2014; KUBO *et al.*, 2009) e conseqüentemente com o aumento da estabilidade

articular (BEHM; ANDERSON, 2006). Por isso, também foi avaliada se a relação entre estabilidade e rigidez articular passiva é similar em indivíduos sedentários e indivíduos fisicamente ativos (praticantes regulares de musculação).

2 MATERIAS E MÉTODO

2.1 Amostra

Participaram do estudo 72 indivíduos saudáveis de ambos os sexos. Metade da amostra eram indivíduos fisicamente ativos e metade eram indivíduos sedentários. Os critérios de inclusão do estudo foram: (1) ter idade entre 18 e 35 anos, (2) ter índice de massa corporal (IMC) inferior a 30 Kg/m² (PI-SUNYER, 1998), (3) não ter histórico de dor ou lesões musculoesqueléticas nos membros inferiores nos últimos 6 meses, (4) ter amplitude de movimento de flexão de joelho de no mínimo 90°. Os indivíduos para serem classificados como fisicamente ativos deveriam ser praticantes de musculação há no mínimo 6 meses com uma frequência de no mínimo 3 vezes semanais (ACSM, 2011; CDC, 2001), sendo que eles poderiam praticar ou não outro tipo de atividade física ou esportiva por 1 vez semanal ou mais (CDC, 2001). Foram excluídos do estudo os indivíduos que não conseguiram manter os músculos do tornozelo relaxados durante a realização do teste de rigidez passiva de tornozelo (ARAÚJO *et al.*, 2011). Por esta razão, apenas uma voluntária foi excluída do estudo. A seleção dos voluntários foi realizada por conveniência, por meio de divulgação em mídias sociais. O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) (CAAE - 02005012.6.0000.5149) (ANEXO).

2.2 Procedimentos

O turno de realização das coletas de dados foi padronizado (entre 13 e 18 horas) a fim de minimizar o efeito do período do dia sobre o desempenho dos participantes no teste de estabilidade funcional de tornozelo (COUGHLAN *et al.*, 2012; GRIBBLE; TUCKER; WHITE, 2007).

Previamente ao início das coletas, foi sorteada aleatoriamente a ordem de realização dos testes de tornozelo (estabilidade funcional, rigidez passiva e amplitude de movimento de dorsoflexão). Depois, foi sorteada a ordem em que cada membro inferior seria avaliado em cada teste e a ordem das direções do *Star Test* (anterior, posterolateral e posteromedial).

Ao chegarem ao local de coleta de dados, os voluntários foram orientados sobre os procedimentos do estudo e depois leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A). Em seguida, foram obtidos os valores da altura e da massa corporal (por meio de uma balança previamente calibrada), a fim de verificar se o IMC dos voluntários era inferior a 30 Kg/m². Eles responderam a perguntas relativas aos dados demográficos e aos critérios de inclusão do estudo (APÊNDICE B). Depois, o comprimento dos membros inferiores foi mensurado para que estes valores fossem posteriormente utilizados para normalizar as distâncias máximas de alcance do *Star Test*. Para que o comprimento dos membros inferiores fosse mensurado, os voluntários foram solicitados a deitar em decúbito dorsal em uma maca. As espinhas ilíacas anterossuperiores (EIAS) deveriam ficar no mesmo nível e os membros inferiores deveriam ficar afastados um do outro a uma distância de 15 a 20 cm para ficarem alinhados em relação às EIAS (MAGEE, 2010). Os participantes foram solicitados a fazer uma ponte, ou seja, apoiarem os pés

na maca e elevarem a pelve. Depois, foram orientados a retornar a pelve à maca para que a avaliadora fizesse extensão passiva de cada membro inferior para alinhar uma EIAS em relação à outra (GONELL; ROMERO; SOLER, 2015; PLISKY *et al.*, 2006, 2009). Depois destes procedimentos, foram realizadas marcas nas partes mais distais das EIAS e dos maléolos mediais (COUGHLAN *et al.*, 2012; GRIBBLE *et al.*, 2013; MAGEE, 2010; ROBINSON; GRIBBLE, 2008). A distância entre as marcas da pelve e dos maléolos foi mensurada como o comprimento dos membros inferiores. Todos os procedimentos foram realizados com os voluntários descalços e utilizando uma bermuda ou um short confortável.

2.2.1 Avaliação da estabilidade funcional de tornozelo - *Modified Star Excursion Balance Test (Star Test)*

Para a avaliação da estabilidade funcional de tornozelo com o *Star Test*, 3 fitas métricas com 1 mm de precisão foram fixadas com fita adesiva no chão do local de coleta, uma na direção anterior e as outras a 135° de inclinação em relação a primeira (direção posterolateral e posteromedial) (FIG. 1). Antes de iniciar o *Star Test*, instruções verbais padronizadas foram fornecidas aos voluntários pelo mesmo membro da equipe de pesquisa (COUGHLAN *et al.*, 2012; GRIBBLE *et al.*, 2013) acompanhadas de demonstração do teste (GRIBBLE *et al.*, 2013). A TABELA 1 contém as instruções verbais do *Star Test*, adaptadas para o presente estudo (GRIBBLE *et al.*, 2013; PLISKY *et al.*, 2006; ROBINSON; GRIBBLE, 2008). Durante o teste, o membro inferior avaliado deveria ficar apoiado no chão enquanto o outro seria utilizado para realizar os alcances. Os participantes foram orientados a posicionar o pé do membro inferior de apoio de forma que a parte mais distal do hálux ficasse

milimetricamente alinhada com o início da fita de direção anterior (PLISKY *et al.*, 2006). A partir desta posição eles deveriam definir uma posição inicial dos membros inferiores, na qual o membro inferior que seria utilizado para realizar o teste (membro inferior de alcance) deveria ficar ao lado do membro inferior de apoio a uma distância confortável definida pelo voluntário (GRIBBLE *et al.*, 2013). Para realizar o teste, o voluntário foi orientado a sair da posição inicial, fazer o máximo de alcance possível com o membro inferior de alcance, tocar levemente a fita métrica na posição de alcance máximo e, em seguida, retornar à posição inicial.

FIGURA 1 – Medida da estabilidade funcional de tornozelo, o *Star Excursion Balance Test* demonstrando as distâncias de alcance em relação ao pé de apoio: A) anterior, B) posterolateral, C) posteromedial.

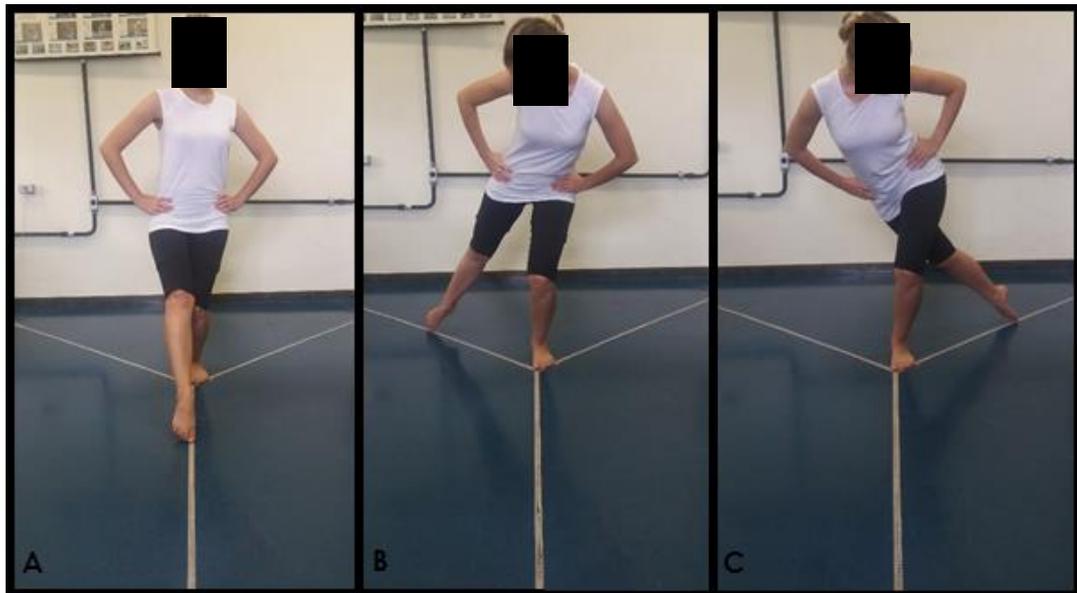


TABELA 1

Instruções verbais padronizadas do *Star Test*.

-
1. Para este teste, primeiro você irá alinhar a ponta do dedão deste pé (dar exemplo com o pé de início do teste) com o início da fita que aponta pra frente. Este será chamado pé de apoio e o pé utilizado para realizar o teste e será chamado pé de alcance.
 2. Mantenha seu pé de apoio em contato com o chão e suas mãos no quadril durante todo o teste. Defina uma posição inicial, deixando o pé de alcance no chão ao lado do pé de apoio de um jeito confortável.
 3. Saindo da posição inicial, estique sua perna de alcance o mais longe possível e dê um leve toque na fita métrica. Não se esqueça disso! É o mais longe possível! Nós vamos treinar primeiro para você descobrir qual é a distância máxima que você consegue encostar o pé das 3 direções (dar exemplo de alcance nas 3 direções).
 4. Você pode fazer qualquer movimento que quiser para alcançar o mais longe possível, mas nós iremos repetir a tentativa se você:
 5. Tocar mais do que uma vez ou deslizar seu pé de alcance, não tocar na fita métrica, fizer pressão no chão com o pé de alcance, levantar o calcanhar, retirar as mãos do quadril, ou não for capaz de retornar o pé de alcance de volta para a posição inicial.
 6. Você irá treinar 4 vezes em cada direção e depois fará 3 tentativas pra valer.
 7. Observação: entre cada tentativa, o outro pesquisador vai dizer: “pode ir” e eu vou dizer sempre “o máximo que você conseguir”, para te lembrar que é pra você dar o seu máximo!
-

Inicialmente os voluntários praticaram 4 tentativas de alcance com cada membro inferior em cada uma das 3 direções (ROBINSON; GRIBBLE, 2008). Depois sentaram para descansar por 5 minutos e realizaram 3 tentativas de alcance válidas com cada membro inferior para cada direção (GRIBBLE; HERTEL, 2003; GRIBBLE *et al.*, 2013; GRIBBLE; TUCKER; WHITE, 2007; HERTEL *et al.*, 2006). Além disso, foi

dado um intervalo de 10 segundos entre cada tentativa (GONZALO-SKOK *et al.*, 2015; HERTEL *et al.*, 2006). Durante as tentativas de alcance válidas não foi permitido nenhum erro. Assim, a tentativa de alcance foi descartada e repetida após novo descanso de 10 segundos caso o participante: (1) não conseguisse manter equilíbrio durante todo o teste (desde a saída da posição inicial para alcançar a distância máxima até o retorno à posição inicial) (GONELL; ROMERO; SOLER, 2015); (2) levantasse ou movesse o pé de apoio (toda a superfície do pé de apoio deveria permanecer em contato com o chão durante o teste) (COUGHLAN *et al.*, 2012; GONELL; ROMERO; SOLER, 2015; PLISKY *et al.*, 2006; ROBINSON; GRIBBLE, 2008;); (3) apoiasse o pé do membro de alcance fora da fita métrica (COUGHLAN *et al.*, 2012; PLISKY *et al.*, 2006); (4) não conseguisse retornar o pé de alcance à posição inicial (COUGHLAN *et al.*, 2012; PLISKY *et al.*, 2006); (5) retirasse as mãos dos quadris (COUGHLAN *et al.*, 2012; GONZALO-SKOK *et al.*, 2015; ROBINSON; GRIBBLE, 2008); colocasse peso ao tocar a fita métrica com o membro de alcance (o toque deveria ser leve) (COUGHLAN *et al.*, 2012; GRIBBLE *et al.*, 2013); (6) deslizasse o pé de alcance na fita métrica (GRIBBLE *et al.*, 2013); (7) não conseguisse manter apoio unipodal (tocasse o chão ou tocasse a fita métrica mais do que uma vez (FILIPA *et al.*, 2010). As distâncias de alcance máximo de cada tentativa (correspondentes ao milímetro onde a parte mais distal do pé tocou a fita métrica) foram registradas (PLISKY *et al.*, 2009).

2.2.2 Avaliação da Medida Clínica da Rigidez Passiva de dorsoflexão de Tornozelo - “posição de primeira resistência detectável”

O teste clínico para avaliar a rigidez passiva de tornozelo foi realizado de acordo com o proposto por ARAÚJO *et al.* (2011). O voluntário foi solicitado a ficar deitado em decúbito ventral sobre uma maca, com seu joelho e seu tornozelo mantidos a 90° por um dos avaliadores. Nesta posição, foram realizadas marcas com um lápis dermográfico sobre o centro da cabeça da fíbula e do maléolo lateral. Entre estas marcas, com o auxílio de uma régua, foi traçada uma linha com prolongamento em direção à base do pé. Essas marcações foram realizadas para permitir o alinhamento da haste fixa do goniômetro. Também foi realizada uma marca na borda lateral do antepé a 8 cm do prolongamento da linha da perna para padronizar o braço de alavanca onde um peso (caneleira) de 2 Kg seria posicionado. Antes do teste, foi realizado um procedimento de acomodação viscoelástica que consistia em 5 movimentos passivos de dorsoflexão de tornozelo realizados até que o indivíduo sentisse alongamento do tríceps sural (ARAÚJO *et al.*, 2011).

Para realizar o teste, uma faixa de velcro de 50 cm de comprimento que envolvia a caneleira foi colocada sobre a superfície plantar do pé, alinhada com a marca do antepé do voluntário. Depois disso, foi medida a posição angular assumida pelo tornozelo, denominada por Araújo *et al.* (2011), de “posição de primeira resistência detectável”. Para isto foi utilizado um goniômetro universal, cuja haste fixa foi posicionada sobre a marca da perna, e a haste móvel alinhada paralelamente a 1 cm da borda lateral do pé (FIG.2). Foram realizadas 3 medidas em cada tornozelo (ARAÚJO *et al.*, 2011). A validade do teste depende que os músculos que atravessam esta articulação estejam relaxados (ARAÚJO *et al.*, 2011). Assim, o voluntário foi orientado quanto à natureza passiva do teste através de instruções verbais padronizadas (TABELA 2). Além disso, foi conferido ao longo do teste se o voluntário se manteve relaxado, através de palpação e visualização de contração dos músculos

dos membros inferiores. Em caso de contração identificada o teste foi repetido (ARAÚJO *et al.*, 2011).

FIGURA 2 - Medida clínica da rigidez passiva do tornozelo: “posição de primeira resistência detectável”



TABELA 2

Instruções verbais padronizadas da medida da rigidez passiva de tornozelo.

-
1. Esta avaliação será passiva. E isso significa que você não pode fazer nenhum esforço durante todo o teste.
 2. Deixe seus músculos do pé, da perna e da coxa totalmente relaxados durante todo o teste (a pesquisadora fala enquanto encosta umas das mãos em cada segmento).
 3. Deixe todo o peso da sua perna nas minhas mãos.
 4. Nós iremos conferir se você realmente está relaxado (a) e se não estiver o teste será repetido.
-

2.2.3 Avaliação da amplitude de movimento de dorsoflexão de tornozelo com descarga de peso

A ADM de dorsoflexão de tornozelo foi utilizada como variável de controle, uma vez que ela poderia influenciar no desempenho dos voluntários no *Star Test* e na medida de rigidez passiva. Antes do teste começar, foram traçadas com o lápis dermatográfico uma marca de bissecção do calcânhar e uma marca 15 cm abaixo do ponto mais proximal da tuberosidade da tíbia. O voluntário deveria permanecer de pé e de frente para uma parede. O hálux e a marca de bissecção do calcânhar foram alinhados com uma fita que foi colada no chão com prolongamento para a parede (BENNEL *et al.*, 1998) (FIG.3). Foi realizada demonstração do procedimento acompanhada de instruções verbais padronizadas (TABELA 3) (BENNELL *et al.*, 1998). Para manter o equilíbrio o voluntário poderia apoiar as mãos na parede (BENNEL *et al.*, 1998; KONOR *et al.*, 2012) e manter o membro inferior não testado em uma posição confortável (BENNEL *et al.*, 1998). Além disso, sua pelve foi mantida alinhada ao longo do teste.

FIGURA 3 – Avaliação da amplitude de movimento de dorsoflexão de tornozelo com descarga de peso: A) posição de dorsoflexão máxima, B) mensuração com o inclinômetro.



TABELA 3

Instruções verbais padronizadas do teste de ADM de Tornozelo.

-
1. Para este teste, você deverá colocar um pé atrás dessa fita vermelha, deixando o dedão do pé e a parte de trás do seu calcanhar alinhados com a fita crepe que está no chão. Você irá sentir minha mão no seu calcanhar durante o teste, por que vou verificar se ele está alinhado.
 2. O objetivo é que você fique com o pé o mais distante possível da parede enquanto encosta o joelho na fita que está colada nela sem retirar o calcanhar do chão. Para te ajudar no equilíbrio você pode colocar as mãos na parede e deixar a outra perna ao lado da que será avaliada. Tente sempre deixar o quadril alinhado assim (demostrar).
-

-
3. Demonstrando e falando: para realizar o teste, você irá fazer assim: encosta o joelho na parede, se o calcanhar não levantar tira o joelho da parede, afasta um pouco o pé, volta e encosta o joelho na linha da parede... vai fazendo assim, pouco a pouco, até você não conseguir encostar o joelho na linha da parede sem retirar o calcanhar do chão.
 4. Quando encontrarmos a posição máxima em que você encosta o joelho na parede sem elevar o calcanhar do chão, eu irei conferir as medidas importantes para o teste.
 5. Serão realizadas 3 medidas em cada perna, sendo que você pode descansar entre elas em uma posição confortável.
-

O objetivo do teste era que o voluntário ficasse com o pé o mais afastado possível da parede, enquanto mantinha o calcanhar em contato com o chão e o joelho encostado na parede. O contato do calcanhar com o chão foi monitorado pelo avaliador visualmente e tocando levemente o calcanhar, em caso de dúvida (KONOR *et al.*, 2012). Inicialmente, o voluntário posicionou o hálux atrás de uma fita que marcava uma distância de 5 cm da parede, mantendo o joelho encostado na parede sem elevar o calcanhar do chão. A partir desta posição ele foi orientado a afastar o pé progressivamente. Para isso, deveria retirar o contato do joelho com a parede, afastar o pé e tocar o joelho na parede novamente. Este procedimento foi repetido, pouco a pouco, até que o voluntário fosse incapaz de tocar a parede sem elevar o calcanhar do chão. Quando chegasse neste ponto, deveria fazer pequenos avanços em direção à parede até encontrar o milímetro exato em que o joelho permanecesse em contato com a parede sem elevar o calcanhar do chão (KONOR *et al.*, 2012). Esta foi considerada a ADM máxima de dorsoflexão. Nesta posição, foi identificada, com uma fita métrica, o milímetro exato da distância máxima do pé em relação à parede.

Além disso, na mesma posição, um inclinômetro analógico foi utilizado para identificar o ângulo, em graus, da tíbia em relação ao chão (KONOR *et al.*, 2012). Para isso, o inclinômetro foi posicionado na marca da tíbia, de forma a garantir que ele não fosse posicionado sobre o músculo tibial anterior (BENNEL *et al.*, 1998). Foram realizadas bilateralmente 3 medidas com cada instrumento (BENNEL *et al.*, 1998; O'SHEA; GRAFTON, 2013).

2.3 Confiabilidade das medidas

Em período anterior ao início das coletas, foi testada a confiabilidade intraexaminadora para as medidas de interesse do estudo, com um intervalo de 1 semana entre o primeiro e o segundo dia de coletas. Foram utilizados dados de 10 voluntários (5 mulheres e 5 homens) para os testes de rigidez passiva de tornozelo e ADM e 16 voluntários (11 mulheres e 5 homens) para o teste de estabilidade de tornozelo e para o comprimento de membros inferiores. Foi calculado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI), cujos valores indicaram boa confiabilidade (PORTNEY; WATKINS, 2009) e foram semelhantes aos valores encontrados na literatura para as variáveis do *Star Test*, da rigidez passiva e da ADM de dorsoflexão (ver em PLISKY *et al.*, 2006; ARAÚJO *et al.*, 2011; POWDEN; HOCH, J.; HOCH, M., 2015, respectivamente). Os valores de confiabilidade e erro padrão da medida estão descrito na TABELA 4.

TABELA 4

Confiabilidade das medidas dos testes (*Star Test*, teste de rigidez passiva e de ADM de tornozelo) e do comprimento de MMII.

Variável	CCI	IC (95%)	EPM
<i>Star Test</i>			
Alcance Anterior	0,832*	0,656-0,918	1,870
Alcance Posterolateral	0,977*	0,952-0,989	1,433
Alcance Posteromedial	0,980*	0,959-0,990	1,784
Comprimento de MMII	0,996†	0,992-0,998	0,365
<i>Rigidez Passiva</i>			
	0,974*	0,934-0,990	1,023
<i>ADM de Tornozelo</i>			
Ângulo	0,963*	0,908-0,986	1,198

CCI= Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC=intervalo de confiança (95%); EPM= erro padrão da medida. * CCI(3,3); † CCI(3,1).

2.4 Redução de dados

Foi calculada a média das variáveis relativas ao teste de estabilidade funcional de tornozelo (distância de alcance máximo nas direções anterior, posterolateral e posteromedial). Estas distâncias médias foram normalizadas pelo comprimento do membro inferior de alcance dos participantes (BUTLER *et al.*, 2013; TRECROCI *et al.*, 2015). Para isso, o valor da distância de alcance em cada direção foi dividido pelo comprimento do membro inferior de alcance e multiplicado por 100 (NORONHA *et al.*, 2013; PLISKY *et al.*, 2006). A soma das distâncias de alcance média em cada direção dividida por três vezes o comprimento do membro inferior de

alcance e multiplicada por 100 gerou o escore composto do *Star Test* (PLISKY *et al.*, 2006; 2009).

$$\text{Escore composto} = \left(\frac{\text{Soma das médias das distâncias de alcance}}{3(\text{comprimento do membro inferior de alcance})} \right) * 100$$

A média dos valores obtidos nas avaliações de rigidez passiva (ângulo em graus) e ADM de tornozelo (distância em centímetros e ângulo em graus) também foi calculada.

3 ANÁLISES ESTATÍSTICAS E RESULTADOS

O teste de *Kolmogorov-Smirnov* revelou distribuição normal para todas as variáveis do estudo na amostra total e ao dividi-la em grupos ($p>0,05$). As características demográficas da amostra estão apresentadas na tabela 5. A tabela 6 apresenta as médias e desvios padrão das variáveis do estudo.

TABELA 5

Média (desvio padrão) das características demográficas da amostra.

	Amostra total (n=72)	Ativos (n=36)	Sedentários (n=36)
Idade (anos)	24 (4)	24 (4)	24 (4)
Estatura (m)	1,70 (0,09)	1,70 (0,10)	1,70 (0,09)
Massa corporal (Kg)	66,22 (12,77)	67,83 (11,13)	64,60 (14,19)
IMC (Kg/m ²)	22,67 (2,96)	23,28 (2,01)	22,07 (3,61)
Membro inferior direito dominante*	67	33	34
Comprimento do MI (cm)			
Dominante	88,46 (6,04)	88,06 (6,38)	88,85 (5,73)
Não dominante	88,91 (6,08)	88,69 (6,49)	89,14 (5,73)

Legenda: IMC= índice de massa corporal. * Indica o número de indivíduos em cada categoria.

TABELA 6

Média (desvio padrão) das variáveis rigidez, escore composto do *Star Test* (ST), ST anterior (ST A), posterolateral (ST PL) e posteromedial (ST PM), e ADM de dorsoflexão.

	Amostra total (n=72)	Ativos (n=36)	Sedentários (n=36)
Rigidez (°)			
Dominante	11,50 (7,36) £	9,27 (7,19) £	13,73 (6,92) Δ
Não dominante	10,74 (7,47)	7,58 (6,91)	13,91 (6,70) Δ
ST Composto* (%)			
Dominante	82,46 (7,47)	82,72 (7,43)	82,21 (7,60)
Não dominante	83,61 (6,59) £	84,20 (6,17) £	83,02 (7,02)
ST A* (%)			
Dominante	66,18 (5,78)	64,60 (5,67)	67,77 (5,52) Δ
Não dominante	66,68 (5,88)	64,81 (5,94)	68,54 (5,26) Δ
ST PL* (%)			
Dominante	93,97 (9,48)	94,70 (9,58)	93,23 (9,46)
Não dominante	96,42 (8,71) £	97,65 (8,69) £	95,19 (8,68) £
ST PM* (%)			
Dominante	87,24 (11,69)	88,85 (12,06)	85,62 (11,25)
Não dominante	87,74 (10,62)	90,13 (10,11)	85,34 (10,71)
ADM (°)			
Dominante	47,37 (7,62)	46,82 (8,56) £	47,91 (6,62)
Não dominante	46,34 (8,12)	45,88 (8,68)	46,80 (7,61)

*= normalizada pelo comprimento do membro inferior contralateral; Δ= diferença entre grupos ($p \leq 0,05$); £= diferença entre membros inferiores ($p \leq 0,05$).

Correlações de Pearson foram utilizadas para verificar a associação entre as variáveis de interesse do estudo (rigidez passiva e estabilidade: escore composto e distâncias nas direções anterior, posterolateral e posteromedial normalizados). Devido a dependência dos dados, as associações foram analisadas para cada membro inferior (dominante e não dominante) independentemente. Para que os testes clínicos revelassem a associação entre rigidez passiva e estabilidade reportada na literatura, ou seja, maior rigidez, maior estabilidade, o coeficiente de correlação de Pearson deveria indicar correlação negativa entre as variáveis. A correlação deveria ter esta direção uma vez que maiores valores obtidos através da medida clínica de rigidez passiva indicam menor rigidez passiva de tornozelo, e maiores distâncias de alcance no *Star Test* indicam maior estabilidade funcional de tornozelo. Os resultados estão apresentados na tabela 7.

TABELA 7

Correlação entre as variáveis rigidez e escore composto no *Star Test* (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL), distância posteromedial (ST PM) na amostra total (n=72).

<i>Correlação testada</i>	<i>R</i>	<i>p valor</i>
Rigidez X ST Composto		
Dominante	0,084	0,485
Não Dominante	-0,047	0,696
Rigidez X ST A		
Dominante	0,553	<0,0001
Não Dominante	0,558	<0,0001
Rigidez X ST PL		
Dominante	0,011	0,928
Não Dominante	-0,086	0,473
Rigidez X ST PM		
Dominante	-0,122	0,309
Não Dominante	-0,326	0,005

r= coeficiente de correlação de Pearson.

No sentido de verificar se essas variáveis se relacionam diferentemente em indivíduos praticantes ou não de atividade física, as associações foram testadas isoladamente no grupo de indivíduos sedentários e no grupo de indivíduos ativos. Os resultados estão apresentados na tabela 8.

TABELA 8

Correlação entre as variáveis rigidez e escore composto no *Star Test* (ST), distância anterior (ST A), posterolateral (ST PL) e posteromedial (ST PM), considerando os grupos de indivíduos ativos (n=36) e sedentários (n=36).

<i>Correlação testada</i>	Ativos		Sedentários	
	<i>r</i>	<i>p valor</i>	<i>r</i>	<i>p valor</i>
Rigidez X ST Composto				
Dominante	-0,061	0,726	0,261	0,124
Não Dominante	-0,103	0,550	0,075	0,664
Rigidez X ST A				
Dominante	0,570	<0,0001	0,450	0,006
Não Dominante	0,623	<0,0001	0,342	0,041
Rigidez X ST PL				
Dominante	-0,157	0,361	0,240	0,158
Não Dominante	-0,197	0,251	0,145	0,399
Rigidez X ST PM				
Dominante	-0,255	0,133	0,107	0,535
Não Dominante	-0,385	0,020	-0,138	0,422

Legenda: r= coeficiente de correlação de Pearson.

Uma vez que a ADM de dorsoflexão de tornozelo poderia influenciar o desempenho no *Star Test* e na medida de rigidez passiva de tornozelo, foi verificada a associação entre estas variáveis e a ADM através de análise de correlação de Pearson (TABELA 9 e 10).

TABELA 9

Correlação entre as variáveis rigidez e ADM de dorsoflexão de tornozelo¹, e entre ADM e escore composto no *Star Test* (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL), distância posteromedial (ST PM), na amostra total (n=72).

<i>Correlação testada</i>	<i>r</i>	<i>p valor</i>
ADM X Rigidez		
Dominante	0,597	<0,0001
Não Dominante	0,509	<0,0001
ADM X ST Composto*		
Dominante	0,301	0,010
Não Dominante	0,371	0,001
ADM X ST A*		
Dominante	0,581	<0,0001
Não Dominante	0,627	<0,0001
ADM X ST PL*		
Dominante	0,244	0,039
Não Dominante	0,208	0,079
ADM X ST PM*		
Dominante	0,092	0,444
Não Dominante	0,046	0,704

Legenda: r= coeficiente de correlação de Pearson; * dados normalizados pelo comprimento do membro inferior contralateral.

¹ A variável ADM de dorsoflexão mensurada como a distância do pé à parede também apresentou confiabilidade excelente e valores similares de correlação com as outras variáveis do estudo.

TABELA 10

Correlação entre as variáveis rigidez e ADM de tornozelo, e entre ADM e escore composto no *Star Test* (ST), distância anterior (ST A), distância posterolateral (ST PL), dividindo-se a amostra entre indivíduos ativos (n=36) e sedentários (n=36).

<i>Correlação testada</i>	Ativos		Sedentários	
	<i>r</i>	<i>p valor</i>	<i>r</i>	<i>p valor</i>
ADM X Rigidez				
Dominante	0,669	<0,0001	0,528	0,001
Não Dominante	0,773	<0,0001	0,315	0,061
ADM X ST Composto*				
Dominante	0,131	0,446	0,530	0,001
Não Dominante	0,170	0,320	0,592	<0,0001
ADM X ST A*				
Dominante	0,629	<0,0001	0,536	0,001
Não Dominante	0,736	<0,0001	0,585	<0,0001
ADM X ST PL*				
Dominante	0,031	0,857	0,543	0,001
Não Dominante	0,089	0,606	0,587	<0,0001
ADM X ST PM*				
Dominante	-0,078	0,651	0,355	0,034
Não Dominante	-0,197	0,251	0,403	0,015

Legenda: r= coeficiente de correlação de Pearson; * dados normalizados pelo comprimento do membro inferior contralateral.

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o aplicativo IBM SPSS *Statistics for Windows*, Versão 19.0. Armonk, NY: IBM Corp. Para todas as análises foi considerando uma probabilidade máxima de erro tipo I (α) de 5%.

4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a associação entre rigidez e estabilidade articular, ambas avaliadas por meio de testes clínicos, e identificar se a relação entre essas variáveis é diferente em indivíduos fisicamente ativos e sedentários. Em resumo, os resultados revelaram associação da rigidez com a distância de alcance anterior (em ambos os membros inferiores) e a distância de alcance posteromedial (no membro inferior não dominante, especialmente de indivíduos ativos).

Os resultados identificaram uma associação moderada e positiva entre rigidez passiva de tornozelo e a distância de alcance anterior no *Star Test* em ambos os membros inferiores ($r=0,55$). Ao explorar essa associação nos diferentes grupos, foi observada que a associação manteve-se moderada no grupo de indivíduos ativos, mas fraca no grupo de sedentários. A associação positiva entre rigidez e estabilidade, observada no presente estudo, indica que maiores valores no teste clínico de rigidez (menor rigidez) foram acompanhados de maiores valores de alcance anterior no *Star Test* (maior estabilidade). Em outras palavras, menor rigidez, maior estabilidade. Contudo, a interpretação da direção da relação entre essas variáveis, avaliadas por meio do teste clínico de rigidez e do *Star Test*, deve ser realizada com cautela e merece algumas considerações.

No *Star Test*, a estabilidade é avaliada pela distância de alcance com o membro inferior contralateral (GRIBBLE; HERTEL, 2003), ou seja, uma articulação mais estável permitiria ao indivíduo alcançar maiores distâncias. Contudo, especialmente no caso da distância de alcance anterior, esta direção também pode ser influenciada pela quantidade de movimento de dorsoflexão disponível na

articulação do tornozelo (BASNETT *et al.*, 2013; HOCH; STATON; MCKEON, 2011). No sentido de identificar essa influência, foi avaliada a associação da medida de amplitude de dorsoflexão de tornozelo com as medidas de alcance no *Star Test*. Foi observada uma relação positiva e moderada entre ADM de dorsoflexão e a distância de alcance anterior no *Star Test* ($r > 0,536$) tanto em indivíduos ativos como sedentários. Esse resultado sugere que a distância de alcance na direção anterior pode depender da amplitude de movimento disponível no plano sagital (dorsoflexão). Essa maior influência da ADM de dorsoflexão na realização do *Star Test* na direção anterior, quando comparada às outras direções do teste já foi mencionada na literatura (GABRINER *et al.*, 2015; HOCH; GAVEN; WEINHANDL, 2016). Em relação a rigidez, os valores obtidos no teste clínico de rigidez de dorsoflexão de tornozelo também são influenciados pela quantidade de movimento de dorsoflexão, uma vez que foi observada uma associação moderada e positiva entre os valores no teste clínico de rigidez e os valores de ADM de dorsoflexão de tornozelo. Nesse sentido, a associação observada de maiores valores no teste clínico de rigidez, maiores valores de alcance anterior no *Star Test* não deveria ser usada para se concluir que a relação entre os constructos rigidez e estabilidade seja na direção de menor rigidez, maior estabilidade. Em outras palavras, a interpretação de associações entre propriedades deve ser feita considerando-se as características dos testes utilizados para avaliar essas propriedades.

Diferentemente do alcance na direção anterior, a distância de alcance na direção posteromedial teve uma associação fraca e negativa com a rigidez apenas no membro inferior não dominante ($r = -0,326$) e especialmente no grupo de indivíduos fisicamente ativos ($r = -0,385$), sugerindo que este grupo foi o responsável pela associação encontrada na amostra total. Em relação a direção da associação

considerando-se a direção posteromedial, menores valores no teste clínico de rigidez (maior rigidez) foram acompanhados de maiores valores de alcance na direção posteromedial (maior estabilidade). Em outras palavras, uma direção de associação esperada com o que já foi demonstrado na literatura, no sentido de aumentos de rigidez serem acompanhados por maior estabilidade (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; FERRIS; LIANG; FARLEY, 1999; LORAM; MAGANARIS; LAKIE, 2007; MORASSO; SANGUINETI, 2002; MORITZ; FARLEY, 2004; VAN SOEST; BOBBERT, 1993). Essa associação foi observada apenas no lado não dominante, mas ao se comparar a distância de alcance posteromedial em cada grupo foi observado que não há diferença entre pernas dominante e não dominante ($p > 0,195$). A comparação da rigidez entre os membros inferiores identificou que, apenas no grupo ativo, o tornozelo do lado não dominante foi mais rígido que o dominante ($p = 0,002$). A relevância clínica da associação de maior rigidez, melhor estabilidade do tornozelo na direção posteromedial, observada no presente estudo, pode ser questionada por ter sido identificada apenas no membro inferior não dominante de indivíduos fisicamente ativos.

Algumas limitações do presente estudo precisam ser consideradas. Apesar do grupo de indivíduos ativos consistir de indivíduos que praticassem musculação (treinamento resistido) de forma regular, parte dos voluntários também praticavam outras atividades físicas, como exercícios aeróbicos, lutas, danças e futebol. Pode ser que estas atividades físicas adicionais também contribuam para o desempenho nos testes utilizados (para estudos sobre atividades que influenciam de forma diferente as propriedades avaliadas, ver HOBARA *et al.*, 2008 e HRYSOMALLIS, 2011). Além disso, Bohm, Mersmann e Arampatzis (2015) mostraram que protocolos de treinamento resistido com maior sobrecarga tecidual são mais efetivos para promover

aumento da rigidez dos tecidos. Contudo, mesmo com o cuidado de garantir que todos os voluntários ativos praticassem uma atividade física em comum, a musculação, em um estudo do tipo transversal não é possível ter controle sobre a intensidade em que os exercícios foram realizados. Existe a possibilidade de existir variabilidade na sobrecarga imposta sobre os tecidos articulares dos indivíduos fisicamente ativos, o que poderia comprometer o desenvolvimento de maiores níveis de rigidez tecidual. Isso poderia explicar o fato de alguns voluntários do grupo ativo apresentarem níveis de rigidez semelhantes aos do grupo de sedentários.

Os resultados do presente estudo demonstraram que a relação das propriedades de rigidez passiva e estabilidade mencionada na literatura não foi revelada quando essas variáveis foram mensuradas por meio do teste clínico de rigidez passiva de tornozelo e do *Star Test*, exceto para distância de alcance posteromedial. Sugerimos que a interpretação de relações entre variáveis seja realizada considerando a natureza e as características dos testes a serem utilizados. Além disso, é importante ressaltar que os resultados do presente estudo não devem invalidar o uso destes testes em contextos clínicos para a avaliação das referidas propriedades.

5 CONCLUSÃO

Os resultados revelaram uma associação moderada e positiva entre os valores obtidos no teste clínico de rigidez e a distância de alcance anterior do *Star Test*, ou seja, indivíduos com maior estabilidade medida pela distância de alcance anterior apresentam menor rigidez passiva, um resultado contrário ao esperado. Ressalta-se que ambas as variáveis foram positivamente correlacionadas com a amplitude de movimento de dorsoflexão de tornozelo. Além disso, foi observada uma associação fraca e negativa com a distância de alcance posteromedial no lado não dominante, especialmente de indivíduos fisicamente ativos, indicando uma direção de associação de maior rigidez, maior estabilidade. Embora a relação entre rigidez e estabilidade, conforme indicada na literatura, não tenha sido demonstrada quando essas propriedades foram avaliadas por meio de testes clínicos, esses resultados não invalidam o uso destes testes na prática clínica para avaliar as respectivas propriedades.

REFERÊNCIAS

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM). **Manual do ACSM para aptidão física relacionada à saúde/** editoria de Leonard A. Kaminsky; [traduzido por Giuseppe Taranto]. – Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

ARAÚJO, V. L.; CARVALHAIS, V. O.; SOUZA, T. R.; OCARINO, J. M.; GONCALVES, G. G.; FONSECA, S. T. Validity and reliability of clinical tests for assessing passive ankle stiffness. **Rev Bras Fisioter**, v.15, n.2, p.166-73, mar./abr. 2011.

BASNETT, C. R. *et al.* Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance in individuals with chronic ankle instability. **Int J Sports Phys Ther**, v. 8, n. 2, 2013.

BEHM, D. G.; ANDERSON, K. G. The role of instability with resistance training. **J Strength Cond Res**, v. 20, n. 3, p. 716-722, 2006.

BENNEL, K.; RICHARD, T.; HENRY, W.; WASSANA, T.; DAVID, K. Intra-rater and inter-rater reliability of weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. **Aust J Physiother**, v. 44, n. 3, p. 175-180, 1998.

BLACKBURN, J. T.; NORCROSS, M. F. The effects of isometric and isotonic training on hamstring stiffness and anterior cruciate ligament loading mechanisms. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 24, n. 1, p. 98-103, 2014.

BOHM, S.; MERSMANN, F.; ARAMPATZIS, A. Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. **Sports Med - Open**, v. 1, n. 1, p. 1, 2015.

BUTLER, R. J. *et al.* Comparison of dynamic balance in adolescent male soccer players from Rwanda and the United States. **Int J Sports Phys Ther**, v. 8, n. 6, p. 749-755, dez. 2013.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION (CDC). Physical activity trends-United States, 1990-1998. **MMWR. Morbidity and mortality weekly report**, v. 50, n. 9, p. 166, 2001.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. **Clin Biomech**, v. 11, n. 1, p. 1-15, 1996.

COUGHLAN, G. F. *et al.* A comparison between performance on selected directions of the Star Excursion Balance Test and the Y Balance Test. **J Athl Train**, v. 47, n. 4, p. 366-371, 2012.

FERRIS, D. P.; LIANG, K.; FARLEY, C. T. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. **J Biomech**, v. 32, p. 787-794, 1999.

FILIPA, A.; BYRNES R.; PATERNO, M. V.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Neuromuscular training improves performance on the Star Excursion Balance Test in young female athletes. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 9, p. 551-558, set. 2010.

GABRINER, M. L.; HOUSTON, M. N.; KIRBY, J. L.; HOCH, M. Contributing factors to Star Excursion Balance Test performance in individuals with chronic ankle instability. **Gait Posture**, v. 41, n. 4, p. 912-916, mar. 2015.

GERRITSEN, K. G. M.; VAN DEN BOGERT, A. J.; HULLIGER, M., ZERNICKE, R. F. Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control - a computer simulation study. **Motor Control**, v. 2, p. 206-220, 1998.

GRIBBLE, P. A. The Star Excursion Balance Test as a measurement tool. **Human Kinetics**, v. 8, n. 2, p. 46-7, mar. 2003.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test. **Measure Phys Educ Exerc Sci**, v. 7, n. 2, p. 89-100, 2003.

GRIBBLE, P. A.; TUCKER, W. S.; WHITE, P. A. Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control. **J Athl Train**, v. 42, n.1, p. 35-41, 2007.

GRIBBLE, P. A. *et al.* Interrater reliability of the Star Excursion Balance Test. **J Athl Train**, v. 48, n. 5, p. 621-626, 2013.

GONZALO-SKOK, O. *et al.* Relationships between functional movement tests and performance tests in young elite male basketball players. **Int J Sports Phys Ther**, v. 10, n. 5, p. 628-638, out. 2015.

GONELL, A. C.; ROMERO, J. A. P.; SOLER, L. M. Relationship between the y balance test scores and soft tissue injury incidence in a soccer team. **Int J Sports Phys Ther**, v. 10, n. 7, p. 955, 2015.

HERTEL, J. *et al.* Simplifying the Star Excursion Balance Test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 36, n. 3, p. 131-137, 2006.

HOBARA, H.; KIMURA, K.; OMURO, K.; GOMI, K.; MURAOKA, T.; ISO, S.; KANOSUE, K. Determinants of difference in leg stiffness between endurance-and power-trained athletes. **J Biomech**, v. 41, n. 3, p. 506-514, 2008.

HOCH, M. C.; GAVEN, S. L.; WEINHANDL, J. T. Kinematic predictors of Star Excursion Balance Test performance in individuals with chronic ankle instability. **Clin Biomech**, v. 35, p. 37-41, 2016.

HOCH, M. C.; STATON, G. S.; MCKEON, P. O. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. **J Sci Med Sport**, v. 14, n. 1, p. 90-92, 2011.

HRYSOMALLIS, C. Balance ability and athletic performance. **Sports med**, v. 41, n. 3, p. 221-232, 2011.

JOHNS, R.J.; WRIGHT, V. Relative importance of various tissues in joint stiffness. **J Appl Physiol**, v.17, n. 5, p. 824-828, 1962.

KONOR, M. M.; MORTON, S.; ECKERSON, J. M.; GRINDSTAFF, T. L. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. **Int J Sports Phys Ther**, n.7, v.3, p. 279-287, jun. 2012.

LATASH, M. L.; V. M. ZATSIORSKY. Joint stiffness: Myth or reality. **Hum Mov Sci**, v.12, p. 653-692, 1993.

LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. **J Physiol**, v. 584, n. 2, p. 661-675, 2007.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 5 ed. São Paulo: Editora Manole, 2010.

MAGNUSSON, S. P.; HANSEN, P.; KJAER, M. Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. **Scand J Med Sci Sports**, v. 13, n. 4, p. 211-223, 2003.

MORASSO, P. G.; SANGUINETI, V. Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing. **J Neurophysiol**, v. 88, p. 2157-2162, out. 2002.

MÜLLER, R.; GRIMMER, S.; BLICKHAN, R. Running on uneven ground: leg adjustments by muscle pre-activation control. **Hum Mov Sci**, v. 29, n. 2, p. 299-310, mar. 2010.

NORONHA, M. de; FRANÇA, L. C.; HOUOENTHAL, A.; NUNES, G. S. Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: A prospective study. **Scand J Med Sci Sports**, v. 23, p. 541-7, 2013.

OBUSEK, J. P.; HOLT, K. G.; ROSENSTEIN, R. M. The hybrid mass-spring pendulum model of human leg swinging: stiffness in the control of cycle period. **Biol Cybern**, v. 73, n. 2, p. 139-147, 1995.

ODA, T.; PANJABI, M. M.; CRISCO, J. J.; BUEFF, H. U., GROB, D.; DVORAK, J. Role of tectorial membrane in the stability of the upper cervical spine. **Clin Biomech**, v. 7, n. 4, p. 201-207, 1992.

O'SHEA, S.; GRAFTON, K. The intra and inter-rater reliability of a modified weight bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. **Man Ther**, n.18, v.3, p. 264-268, 2013.

PI-SUNYER, F. X. *et al.* Clinical guidelines on the identification, evaluation, and treatment of overweight and obesity in adults: Executive summary. **Am J Clin Nutr**, v. 68, n. 4, p. 899-917, 1998.

PLISKY, P. J. *et al.* Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 36, n. 12, p. 911-919, 2006.

PLISKY, P. J. *et al.* The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. **N Am J Sports Phys Ther**, v. 4, n. 2, p. 92-99, maio 2009.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of clinical research: applications to practice.** New Jersey: Prentice Hall Health, 2009.

POWDEN, C. J.; HOCH, J. M.; HOCH, M. C. Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: A systematic review. **Man Ther**, v. 20, n. 4, p. 524-532, 2015.

ROBINSON, R. H.; GRIBBLE, P. A. Support for a reduction in the number of trials needed for the Star Excursion Balance Test. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 89, n. 2, p. 364-370, fev. 2008.

SEYNNES, O. R.; ERSKINE, R. M.; MAGANARIS, C. N.; LONGO, S.; SIMONEAU, E. M.; GROSSET, J. F.; NARICI, M. V. Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. **J Appl Physiol**, v. 107, p. 523–530, maio 2009.

TRECROCI, A. *et al.* Jump Rope Training: Balance and Motor Coordination in Preadolescent Soccer Players. **J Sports Sci Med**, v. 14, n. 4, p. 792, nov. 2015.

VAN SOEST, A. J.; BOBBERT, M. F. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. **Biol Cybern**, v. 69, p. 195-204, 1993.

WAGNER, H.; BLICKHAN, R. Stabilizing Function of Skeletal Muscles: an Analytical Investigation. **J Theor Biol**, v.199, p.163-179, 1999.

WAGNER, H.; BLICKHAN, R. Stabilizing function of antagonistic neuromusculoskeletal systems: an analytical investigation. **Biol Cybern**, v. 89, p. 71-79, maio 2003.

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do projeto: Influência do pré-stress do tornozelo na acuidade proprioceptiva, desempenho muscular, estabilidade e capacidade funcional

Estudo: Relação entre rigidez passiva de tornozelo e estabilidade funcional de tornozelo

Coordenador do projeto: Prof Sérgio Teixeira da Fonseca

Pesquisador Colaborador: Profa Juliana de Melo Ocarino

Orientanda: Marcela Tamiasso Vieira

Prezado voluntário, sua presença neste local de coleta indica seu interesse em contribuir para nossa pesquisa e ficamos agradecidos por isso. Antes de darmos sequência aos procedimentos, é importante que você saiba mais sobre esta pesquisa. Abaixo apresentamos explicações sobre o estudo. Pedimos que leia atentamente e esclareça possíveis dúvidas que surgirem. Lembre-se sempre que você está livre para desistir de ser voluntário do estudo em qualquer momento sem constrangimento. Caso, após a leitura, você aceite participar do nosso estudo, precisaremos que você assine este termo de consentimento.

O objetivo do nosso estudo é verificar se existe relação entre duas características relacionadas ao tornozelo, a rigidez passiva e a estabilidade articular.

Procedimentos:

Caso você aceite participar do estudo, serão realizados os seguintes procedimentos:

1. Coleta de informações (contato, idade, peso, altura e comprimento das pernas; sobre seus hábitos quanto à prática de atividades físicas e ao seu histórico de doenças, lesões e/ou cirurgias nas pernas).

As medidas descritas a seguir serão realizadas em ordem sorteada previamente.

2. Avaliação da Rigidez Passiva do Tornozelo

Durante este teste você será solicitado a deitar de barriga para baixo em uma maca. Nós iremos segurar sua perna a 90° enquanto você se mantém relaxado, ou seja, você não fará nenhum esforço neste teste. Nós iremos desenhar algumas marcas nos seus pés e pernas com um lápis macio. Depois será realizado alongamento dos músculos da sua panturrilha, para então colocar um peso de 2 Kg no seu pé e fazer uma medida. Esse teste será realizado nos seus dois pés.

3. Avaliação da Estabilidade do Tornozelo

Neste teste, inicialmente você estará de pé entre 3 fitas métricas coladas no chão em direções diferentes, com um pé ao lado do outro e as mãos nos quadris. Após um comando, você deverá alcançar a maior distância possível com uma das pernas e em uma das direções. Quando chegar na distância máxima, você deverá tocar levemente a fita métrica e voltar a perna para a posição inicial. Este procedimento será realizado com as duas pernas e nas direções das 3 fitas métricas.

4. Avaliação da Amplitude de Movimento de Tornozelo

Pediremos que você fique de pé, com um pé sobre uma fita que será colocada no chão. Esse pé vai ficar o mais afastado possível da parede, enquanto o calcanhar não se eleva do chão e o joelho do mesmo lado encosta na parede. Você irá ficar nessa posição até que nossa equipe faça 2 medidas. O teste será realizado nos seus dois pés.

Riscos e desconfortos: Existem riscos mínimos relacionados à sua participação nesse estudo. É possível que você sinta algum desconforto durante ou após a realização dos testes. Não hesite em nos avisar se isso acontecer ou caso seja muito difícil realizar o que for proposto. Podemos aumentar o período de descanso entre as avaliações ou interromper a coleta a qualquer momento para seu melhor conforto. Além disso, se necessário, poderemos aplicar gelo ou realizar alguma técnica de fisioterapia. Durante o teste de estabilidade você poderá desequilibrar e/ou se sentir cansado. Estaremos posicionados próximos a você, para ajudar caso não consiga se equilibrar.

Privacidade: Para assegurar anonimato e confidencialidade das informações obtidas, seus dados serão atrelados a um número de identificação de forma que seu nome não será revelado em nenhuma situação.

Benefícios: Não são esperados benefícios diretos decorrentes da participação neste estudo. Você receberá um relatório do seu desempenho nos testes, caso sejam identificadas alterações nos testes. Por exemplo, se observada restrição de flexibilidade você receberá orientações sobre exercícios para corrigi-la. Além disso, os resultados encontrados contribuirão para a prática clínica fisioterapêutica, especialmente quanto à compreensão dos fatores que podem contribuir para a estabilidade de tornozelo.

Recusa ou abandono: Sua participação neste estudo é inteiramente voluntária. Assim, você tem total liberdade de recusar a participar ou de abandonar o estudo a qualquer momento, sem que haja algum prejuízo relacionado à sua decisão.

Gastos: Você não terá gastos financeiros nem receberá nenhuma remuneração. Caso você se desloque para a universidade apenas para a avaliação, os gastos com o transporte serão de responsabilidade dos pesquisadores envolvidos.

Para obter informações adicionais Você receberá uma cópia deste termo. Assim, em caso de dúvidas sobre o projeto e sua participação, você pode ligar para a pesquisadora principal Marcela Tamiasso Vieira, no telefone (31) 97597-2951 ou para sua orientadora, a Prof^a. Dr^a. Juliana Ocarino de Melo, no telefone (31) 3409-4792.

Se você tiver perguntas com relação a seus direitos como participante deste estudo, você também poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) no endereço Av. Pres. Antonio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II, 2o. andar, Sala 2005 – Belo Horizonte - MG - Telefax: 3409-4592 - e-mail: coep@prpq.ufmg.br

Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar deste estudo, por favor, preencha o consentimento abaixo e faça uma rubrica em cada uma das folhas deste termo.

CONSENTIMENTO

Declaro que li e entendi as informações contidas acima, sendo que minhas dúvidas foram satisfatoriamente esclarecidas. Este formulário está sendo assinado voluntariamente por mim, indicando que concordo em ser um voluntário do estudo.

Belo Horizonte, ____ de _____ de _____.

Participante

Pesquisador

Instituição: Universidade Federal de Minas Gerais
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Departamento de Fisioterapia

Endereço: Departamento de Fisioterapia – Av. Antônio Carlos, 6627
Cep: 31270-901 • Belo Horizonte - MG
Telefax: (31) 3409-4781

APÊNDICE B - FOLHA DE REGISTRO DA COLETA DE DADOS

EEFFTO/ PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO/ MESTRANDA: MARCELA TAMIASSO VIEIRA
 ORIENTADORA: JULIANA DE MELO OCARINO/ 2015-2017

Data da coleta: ____/____/____

Hora da coleta:_____

Participante:_____

ID:_____

Idade: ____ DN:____/____/____

Endereço:_____

E-mail:_____

Telefone:_____

Profissão:_____

Pratica algum esporte/atividade física há mais de 6 meses (3x/semana ou mais)?

Sim. Qual? _____/ Não. Sedentário ou ativo há quanto tempo?

Histórico de dor e/ou lesão nos MMII há mais de 6 meses?_____

Membro inferior dominante: Direito / Esquerdo

Altura: _____ Peso: _____ IMC:_____

Comprimento do membro inferior 1: D_____ / E _____

Observação:

RANDOMIZAÇÃO:

Qual será a **ordem dos testes** e com qual **membro inferior** começará cada teste?

___ **ADM de tornozelo:** ___ Direito ___ Esquerdo

___ **Rigidez de dorsoflexão de tornozelo:** ___ Direito / ___ Esquerdo

___ **Star Test:** ___ Direito/ ___ Esquerdo

Para o Star Test: Qual será a ordem das direções?

Direito: ___ Anterior/___ Posterolateral/ ___ Posteromedial.

Esquerdo: ___ Anterior/___ Posterolateral/ ___ Posteromedial.

MEDIDA DA ADM DE DORSIFLEXÃO DE TORNOZELO (Ordem: ____)

TORNOZELO	ORDEM	ÂNGULO 1	ÂNGULO 2	ÂNGULO 3
Direito				
Esquerdo				

Observações:

Participante: _____

STAR TEST (Ordem: ____)

CONDIÇÃO (Pé de apoio + direção)	ORDEM PÉ	ORDEM DIREÇÃO	DIST. MÁX. 1	DIST. MÁX. 2	DIST. MÁX. 3
Direito + A					
Direito + PL					
Direito + PM					
Esquerdo + A					
Esquerdo + PL					
Esquerdo + PM					

Observações:

MEDIDA CLÍNICA DA RIGIDEZ DE DORSOFLEXÃO DE TORNOZELO

(Ordem: ____)

TORNOZELO	ORDEM	ÂNGULO 1	ÂNGULO 2	ÂNGULO 3
Direito				
Esquerdo				

Observações:

ANEXO - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 02005012.6.0000.5149

Interessado(a): Prof. Sergio Teixeira da Fonseca
Departamento de Esportes
Escola de Educação Física, Fisioterapia e
Terapia Ocupacional- UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 07 de junho de 2016, a emenda, abaixo relacionada, do projeto de pesquisa intitulado "Influência do Pré-estresse do tornozelo na acuidade proprioceptiva, desempenho muscular, estabilidade e capacidade funcionais"

- Acréscimo de dois testes: avaliação da amplitude de movimento do tornozelo e avaliação da rigidez passiva do tornozelo por meio de um teste clínico, além da extensão do prazo da pesquisa para 28/02/2017.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

Profa. Dra. Telma Campos Medeiros Lorentz
Coordenadora do COEP-UFMG