Thales Rezende de Souza

PRÉ-ESTRESSE ARTICULAR: COMPARAÇÃO DO COMPORTAMENTO PASSIVO DO TORNOZELO COM PREDIÇÕES DE UM MODELO DUAS-MOLAS PRÉ-ESTRESSADO

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2008

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

Thales Rezende de Souza

PRÉ-ESTRESSE ARTICULAR: COMPARAÇÃO DO COMPORTAMENTO PASSIVO DO TORNOZELO COM PREDIÇÕES DE UM MODELO DUAS-MOLAS PRÉ-ESTRESSADO

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

Área de Concentração: Desempenho Funcional Humano

Linha de Pesquisa: Estudos do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2008

S731p Souza, Thales Rezende de
2008 Pré-estresse articular: comparação do comportamento passivo do tornozelo com predições de um modelo duas-molas pré-estressado. [manuscrito] / Thales Rezende de Souza. – 2008.
71 f., enc.:il.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 37-44

1. Articulação do tornozelo – Teses. 2. Stress (Fisiologia) – Teses. 3. Biomecânica– Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III.Título.

CDU: 612.76

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

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca pela orientação e inspiração para o trabalho realizado e por todo o ensinamento. Foi uma imensa honra poder trabalhar com uma pessoa tão brilhante.

À Profª. Drª. Marisa Cotta Mancini pelo apoio e conselhos, tão importantes para me ajudar a escolher os caminhos certos.

Aos colegas de equipe, Daniela Vaz, Paula Chagas, Haroldo Fonseca, Anderson Silva, Cecília Aquino, Paula Lana, Natália Bittencourt e, em especial, à Gabi (Gabriela Gonçalves) e à Ju (Juliana Ocarino), pela ajuda, orientação e amizade durante esse período.

Às alunas de iniciação científica Viviane, Vanessa e Juliana. Sem o trabalho árduo e a competência de vocês esse trabalho não seria concluído.

Aos meus grandes amigos e colegas de mestrado Tetê e Zambelli, que me apóiam e seguem caminhos parecidos, desde a graduação. Obrigado pelos bons momentos.

Aos colegas membros da equipe Biomech, Renato e Zambelli. O crescimento de cada membro é também o crescimento da equipe. Obrigado por me ajudarem a crescer.

A todos os meus colegas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação que, de alguma forma, participaram dessa fase.

Aos funcionários do Departamento de Fisioterapia da UFMG, Marilane, Margaret e Rivamar, por ajudar em toda a burocracia necessária.

A todos os outros colegas e professores da graduação e pós-graduação que participaram da minha formação, em especial aos professores Renata Kirkwood, Antônio Pertence, João Marcos Dias e Rosângela Dias.

Aos funcionários e alunos do Hospital Odilon Behrens, que participam da minha iniciação na docência, tão importante para minha carreira.

A todos os amigos que me deram momentos bons para compensar alguns momentos difíceis do mestrado. Citar nomes aqui pode ser injustiça com alguns, mas faço questão de agradecer ao Pedrinho, PH, Fred, Gui e Turma OB.

Ao meu irmão e grande amigo, Bruno, que me estimulou tanto a prosseguir com a vida acadêmica, com conselhos, conversas e discussões “filosófico-científicas”. Devo muito do meu “ânimo acadêmico” a ele. Agradeço também pelos momentos de diversão durante esse período, o que se estende também a minha cunhada, Simone.

A minha “grande” namorada, Aline, por ter sido tão carinhosa e presente em minha vida nesse período. Obrigado por compreender minhas ausências, tanto físicas quanto “mentais”, e por estar ao meu lado incondicionalmente.

Aos meus pais, Osvino e Cássia, por acreditarem em mim e me darem todo o apoio e condições para concluir as fases importantes de minha vida, incluindo o mestrado. Vocês participaram de cada pequeno passo dado por mim. A vocês agradeço infinitamente.

PREFÁCIO

De acordo com as normas estabelecidas pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG, a estrutura deste trabalho é composta por três partes. A primeira parte é composta por uma introdução, que apresenta a revisão bibliográfica sobre o tema, a problematização e a justificativa do estudo e pela descrição detalhada da metodologia utilizada. A segunda parte é composta por um artigo em que os resultados e a discussão são apresentados, redigido de acordo com as normas da revista para a qual será posteriormente enviado para publicação. Finalmente, são apresentadas as considerações finais relacionadas aos resultados encontrados.

SUMÁRIO

RESUMO vii

ABSTRACT x

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO 12

1.1 - Objetivo do estudo 22

1.2 - Modelo duas-molas pré-estressado 23

1.2.2 - Predições do modelo 27

1.3 - Hipóteses do estudo 30

Capítulo 2 - MATERIAIS E MÉTODOS 31

2.1 - Amostra 31

2.2 - Instrumentação 32

2.3 - Procedimentos 33

2.4 - Redução dos dados 37

2.5 - Análise estatística 40

Capítulo 3 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 41

Capítulo 4 - "PRESTRESS REVEALED BY PASSIVE CO-TENSION AT THE ANKLE JOINT" 49

Capítulo 5 - CONSIDERAÇÕES FINAIS 72

ANEXO 75

RESUMO

Modelos tradicionais sobre estabilidade articular assumem a existência, nas articulações, de uma amplitude de movimento com quantidades desprezíveis ou sem resistência passiva a perturbações e grande dependência de contrações musculares para se obter estabilidade. Em contraste, articulações estudadas *in vivo* apresentam torques passivos em toda sua amplitude e a rigidez resultante é explorada e utilizada para alcançar estabilidade durante diversas atividades. Essa estabilidade passiva é similar à apresentada por sistemas pré-estressados, o que leva a hipótese de que as articulações possuem pré-estresse (pré-tensão). O pré-estresse nas articulações estaria presente em suas estruturas elásticas e levaria a existência simultânea de tensão passiva em estruturas antagonistas (co-tensão passiva) e, assim, a torques elásticos passivos opostos nas posições de repouso articular e em parte da amplitude de movimento articular. A co-tensão resultante do pré-estresse gera maior rigidez e estabilidade, em comparação com sistemas sem essa propriedade. O objetivo do presente estudo foi investigar a presença de pré-estresse na articulação do tornozelo. Um modelo duas-molas pré-estressado, constituído por duas molas não-lineares e um corpo sem massa e configurado com pré-tensão em suas molas, gerou predições qualitativas sobre mudanças no comportamento mecânico passivo do tornozelo resultantes do alongamento de suas estruturas elásticas posteriores. O torque passivo do tornozelo, relativo a deslocamentos no plano sagital, foi medido em 27 indivíduos jovens e saudáveis, utilizando-se um dinamômetro isocinético. Foi realizada monitoração eletromiográfica para garantir repouso muscular durante

os testes. As medidas de torque passivo foram realizadas com a articulação do joelho nas posições de 90°, 60°, 30° e 0° de flexão, respectivamente, para alongar as estruturas elásticas posteriores do tornozelo. A posição em que o torque passivo é igual a zero ($\theta_{torque\text{-}zero}$), a rigidez passiva referente à dorsiflexão, a rigidez passiva referente à flexão plantar e a rigidez nos últimos 5° de flexão plantar foram medidas. Análises de variância para medidas repetidas e contrastes pré-planejados, com níveis de significância (α) igual a 0,05, foram utilizados para comparar essas variáveis entre as posições de joelho estudadas. Foi encontrado que o alongamento das estruturas elásticas posteriores do tornozelo gerou deslocamentos da $\theta_{torque\text{-}zero}$ em direção à flexão plantar ($p<0,001$), aumentos na rigidez em referente à dorsiflexão ($p\leq0,037$), aumentos na rigidez em referente à flexão plantar ($p\leq0,001$) e aumentos na rigidez na amplitude final de flexão plantar ($p<0,047$). Estes resultados estão de acordo com as predições do modelo, o que indicou que existe co-tensão passiva resultante da presença de pré-estresse nas estruturas elásticas do tornozelo. Além disso, estas mudanças são análogas a respostas conhecidas de sistemas mecânicos pré-estressados frente ao aumento assimétrico da tensão de um ou mais de seus componentes elásticos. As posições de repouso articular ($\theta_{torque\text{-}zero}$) constituem posições de equilíbrio entre torques elásticos passivos opostos gerados pela co-tensão passiva. Além disso, existe grande pré-tensão nas estruturas elásticas posteriores biarticulares. O pré-estresse tecidual é uma propriedade subjacente ao torque e rigidez passivos do tornozelo e, associado a outras propriedades passivas, como a viscosidade tecidual, contribui para a estabilidade intrínseca dessa articulação.

Palavras-chave: pré-estresse, estabilidade articular, propriedades passivas.

ABSTRACT

Traditional models of joint stability assume the existence of a joint range of motion where there is negligible or no passive resistance to mechanical perturbations and great dependence on muscle contractions to achieve stability. In contrast, joints *in vivo* exert passive moments in their entire ranges of motion and the resultant stiffness is explored and used by the motor system to achieve stability in many activities. This passive stability is similar to the intrinsic stability of prestressed mechanical systems, leading to the hypothesis that joints have prestress (pre-tension). The prestress of joints would be held in their elastic structures and would create concurrent passive tension in antagonistic elastic structures (passive co-tension) and opposite passive elastic moments in part of the range of motion. The co-tension resultant from prestress produces greater stiffness and stability, in comparison with systems without this property. The aim of the present study was to investigate the presence of prestress at the ankle joint. A prestressed two-spring model, composed of two nonlinear springs and a massless body, and configured with pre-tension in the springs, generated qualitative predictions about changes in the passive mechanical behavior of the ankle, when the posterior elastic structures of this joint was lengthened. The ankle passive moment, related to displacements in the sagittal plane, was measured in 27 young healthy subjects, using an isokinetic dynamometer. Electromyography was monitored in order to guarantee that the muscles were inactive during the tests. Passive moment was measured with the knee at 90°, 60°, 30°, and 0° of flexion, respectively, in order to lengthen posterior elastic structures of the ankle. The joint position where passive moment is zero

($\theta_{moment\text{-}zero}$), dorsiflexion stiffness, plantar flexion stiffness, and stiffness in the final 5° of plantar flexion were measured. Repeated measures analyses of variance and pre-planned contrasts, with significance levels (α) of 0.05, were used to compare dependent variables between knee positions. It was found that the lengthening of posterior elastic structures of the ankle generated displacements of the $\theta_{moment\text{-}zero}$ toward plantar flexion ($p<0.001$), increases in the dorsiflexion stiffness ($p\leq0.037$), increases in the plantar flexion stiffness ($p\leq0.001$), and increases in the stiffness of final plantar flexion positions ($p<0.047$). These results are in accordance with the predictions of the model and indicate that there is passive co-tension resultant from the prestress in the elastic structures of the ankle. Furthermore, these changes are analogous to the known responses of prestressed systems when the tension of one or more of its elastic components is asymmetrically increased. Joint resting positions ($\theta_{moment\text{-}zero}$) constitute positions where there is equilibrium between opposite passive elastic moments created by the passive co-tension. Moreover, biarticular posterior elastic structures have great pre-strain. Tissue prestress is a property underlying the net passive moment and stiffness of the ankle and, associated with other passive properties, such as tissue viscosity, provides intrinsic stability to this joint.

Key-words: prestress, joint stability, passive properties.

Capítulo 1 - INTRODUÇÃO

A manutenção da estabilidade articular é necessária para a realização de tarefas funcionais e para a proteção da integridade articular[1-6]. Estabilidade articular pode ser definida como a manutenção de posições articulares adequadas para a realização de uma tarefa (posições funcionais), estática ou dinâmica, frente às múltiplas forças internas e externas atuantes no sistema músculo-esquelético[1,3,4,7]. Por exemplo, durante a marcha, as articulações do membro inferior em apoio devem apresentar estabilidade suficiente para impedir o colapso desse membro diante dos torques gerados pela força de reação do solo, permitindo que esse membro apresente um comportamento similar ao de um pêndulo invertido[1,8]. Entretanto, perturbações mecânicas produzidas por forças internas e externas podem ser suficientes para levar a articulação a posições não-funcionais durante uma tarefa[2-4]. Assim, frequentemente, a estabilidade articular é definida como a capacidade de uma articulação de retornar a sua posição original após uma mudança de posição produzida por uma perturbação mecânica[2]. Essa capacidade permite recuperar uma posição funcional antes que ocorra falha estrutural de algum tecido articular, garantindo a integridade dessa articulação[9].

O sistema músculo-esquelético utiliza de forças e torques internos para gerar resistência a essas perturbações[2-4,10]. Uma propriedade mecânica intimamente relacionada com a estabilidade de uma articulação é a sua rigidez[1,7,11,12]. Rigidez de um material é definida como a mudança da força de resistência à deformação, gerada por esse material, por unidade da mudança

de comprimento em relação a seu comprimento inicial[13]. Dessa forma, a rigidez do tecido músculo-esquelético pode ser compreendida como a taxa de mudança da força de resistência, oferecida por esse tecido, contra a deformação resultante de uma força aplicada sobre ele[13]. Por outro lado, rigidez articular (para movimentos angulares) pode ser entendida como a taxa de mudança do torque de resistência, oferecido por essa articulação, contra um deslocamento angular causado por um torque de perturbação[7,11,13]. De acordo com esses conceitos, a rigidez de um tecido ou de uma articulação relaciona-se diretamente com a sua responsividade a forças perturbadoras uma vez que, quanto maior for a rigidez apresentada, mais cedo a força ou o torque de resistência terá atingido uma magnitude suficiente para impedir a continuação da deformação ou do deslocamento[2,13,14]. Assim, a estabilidade de uma articulação depende de sua rigidez, gerada como um somatório da rigidez apresentada por todos os tecidos capazes de oferecer resistência a mudanças de posição dessa articulação[13].

A regulação da rigidez articular depende de forças passivas e ativas[4-6,10-12]. Ativação muscular pode ou não ocorrer de maneira simultânea à resistência passiva, o que depende de vários fatores como magnitude e duração da perturbação imposta sobre a articulação e do fato de essa perturbação ser ou não inesperada para o indivíduo[11,12]. Dessa forma, em algumas situações, mecanismos passivos podem ser suficientes para manter a estabilidade articular[12] e, em outras situações, a contração muscular é necessária para produzir maiores torques de resistência à perturbação e aumento da rigidez articular[11]. Nas situações em que a contração muscular é necessária, os mecanismos passivos de estabilização são complementares, produzindo uma

quantidade basal de torque e rigidez, que interage com as forças produzidas por contração muscular, gerando comportamentos capazes de resistir adequadamente a perturbações[4,11]. Nessas situações, as forças passivas geram resistência imediatamente após uma perturbação e antes que ocorram ajustes da ativação muscular pós-perturbação[4,10,11]. Estes mecanismos passivos fazem parte de propriedades musculares intrínsecas denominadas por Brown & Loeb[10] como *preflexes*, com o objetivo de enfatizar sua presença antes que ocorram "reflexos" ou ajustes de ativação muscular. Estes mecanismos oferecem vantagens ao sistema, uma vez que permitem menor exigência de controle da estabilidade articular pelo sistema nervoso central e menor necessidade de gasto de energia metabólica, despendida em contrações musculares[5,6,10-12].

Loram et al.[12] estudaram a participação de propriedades passivas da articulação do tornozelo na manutenção da estabilidade durante a postura ortostática. Estes autores concluíram que aproximadamente 70% da rigidez articular necessária para essa atividade é gerada por mecanismos passivos, sendo que alguns indivíduos produzem 100% dessa rigidez passivamente, sem necessidade de torque adicional gerado por contrações musculares[12]. Moritz & Farley[11] investigaram as adaptações mecânicas da articulação do tornozelo diante de mudanças inesperadas de rigidez da superfície sobre a qual indivíduos realizavam saltos. Foi observado que a rigidez do tornozelo é modificada antes que ocorra alguma ativação dos músculos dessa articulação[11]. Essas evidências demonstram como as propriedades passivas do sistema são exploradas e utilizadas na manutenção da estabilidade necessária

durante diferentes tarefas e demandas impostas sobre o sistema músculo-esquelético.

A resistência passiva produzida por articulações sinoviais à perturbação mecânica é oferecida principalmente pelas propriedades viscoelásticas dos tecidos conectivos e musculares, como ligamentos, tendões, fáscias e proteínas intra-musculares[15-18]. A resistência oferecida pelo comportamento viscoso ocorre durante movimentos articulares e é dependente da velocidade do movimento e da velocidade da deformação tecidual.[19] A resistência elástica, por sua vez, depende da posição articular e das deformações e tensões teciduais presentes nessa posição.[19] Evidências demonstram que as articulações sinoviais saudáveis apresentam forças de atrito insignificantes entre superfícies articulares[20-23]. Assim, uma vez que a magnitude de forças de atrito depende da compressão existente entre superfícies em contato, a estabilidade passiva de uma articulação sinovial não poderia depender de forças compressivas, mas sim da resistência oferecida pelos tecidos conectivos e musculares[20-23]. Entretanto, segundo os modelos anatômicos e mecânicos tradicionais das articulações, as estruturas passivas ficam sob tensão e produzem torques significativos apenas nas amplitudes finais de movimento dessas articulações[23]. Assim como estes modelos articulares, os modelos de estabilidade articular atualmente aceitos consideram que as estruturas passivas apresentam pouca ou nenhuma tensão nas posições articulares em torno da posição em que o torque passivo se iguala a zero[24-26]. Essas posições são conhecidas como “zona neutra” articular[24-26]. Estes modelos não consideram os tecidos miofasciais como parte das estruturas que produzem resistência passiva ao movimento[26]. Torque adicional, produzido por contração muscular, seria sempre

necessário para a manutenção da estabilidade nessas posições[24-28], o que poderia levar a gasto energético excessivo e predisposição à fadiga muscular precoce[12,29].

A suposta existência de uma amplitude articular intermediária em que há pouca ou nenhuma tensão em tecidos elásticos implica que estruturas passivas que resistem a movimentos opostos (estruturas elásticas antagônicas) não desenvolvem simultaneamente tensão em uma dada posição articular[30-32]. Assim, em todas as posições articulares em que um grupo de estruturas elásticas está sob tensão o grupo de estruturas elásticas antagônicas estaria frouxo[30-32]. Estas características estão de acordo com a suposição, tradicionalmente aceita, de que o torque elástico passivo que resiste ao movimento em uma direção, é resultado apenas do alongamento dos tecidos moles que fazem parte das unidades mio-tendíneas e fasciais anatomicamente classificadas como antagonistas a esse movimento, sem influência do torque produzido pelos tecidos cujos comprimentos estão sendo reduzidos[14,33-38]. Mahieu et al.[34], por exemplo, com o objetivo de estudar os efeitos do alongamento muscular nas propriedades passivas do tornozelo, atribuíram o torque passivo medido durante a dorsiflexão apenas aos músculos flexores plantares. Apesar de essa suposição ser frequentemente aceita[14,33-38], zonas neutras com ausência completa de forças e torques de resistência foram observadas apenas para articulações isoladas *in vitro*, em que grande parte das conexões mio-tendíneas e fasciais foram seccionadas, deixando intactos apenas ligamentos e cápsulas[30-32]. A análise das propriedades mecânicas passivas de articulações *in vivo* e intactas revela curvas que não possuem áreas com ausência de forças e torques de resistência ao movimento[39-42].

Nessas curvas o torque passivo de resistência está presente em toda a amplitude disponível na articulação e se torna igual a zero apenas em um ângulo específico da amplitude articular, quando esse torque muda de direção[39-42]. Mesmo em algumas situações *in vitro*, em que apenas os ligamentos da articulação analisada foram deixados intactos, é possível observar esse padrão de curva[43,44]. Dessa forma, para que estruturas elásticas antagonistas não gerem resistência em uma mesma posição articular, como tradicionalmente assumido, a resistência oferecida pelo grupo de estruturas que resistem ao movimento em uma direção deveria terminar na posição articular exata em que se inicia a resistência oferecida pelo grupo de estruturas que resistem ao movimento contrário[45,46].

Este comportamento é improvável frente às particularidades mecânicas de cada uma das inúmeras estruturas elásticas que apresentam tensão passiva em diferentes posições articulares[38,47-49]. Os comprimentos em que cada estrutura perde sua frouxidão e começa a oferecer resistência a sua deformação, como os chamados comprimentos de frouxidão do tendão e do componente contrátil do músculo, possuem valores diferentes, dependendo de características arquiteturais e métricas individuais dessas estruturas[38,47-49]. Além disso, a existência de inúmeras e complexas interconexões mio-fasciais inter e extra-musculares pode tornar interdependentes os comprimentos de frouxidão dessas estruturas[50-54]. Mesmo em uma única unidade mio-tendínea, cada um de seus diferentes componentes pode iniciar a produção de resistência elástica ao alongamento em comprimentos distintos dessa unidade[49,52,53]. Dessa forma, as estruturas elásticas deformadas durante um movimento específico podem começar a resistir a esse movimento em posições

articulares diversas, tornando improvável a existência de uma posição articular específica que corresponda tanto ao término da tensão de um grupo de tecidos elásticos quanto ao início da tensão no grupo de tecidos elásticos antagônicos.

É possível que, durante o movimento articular unidirecional, parte das estruturas elásticas passivas que estão sendo alongadas ultrapassem seus comprimentos de frouxidão e apresentem tensão antes que parte das estruturas elásticas antagônicas, que estão sendo encurtadas, tenham retornado aos seus comprimentos de frouxidão, estando ainda sob tensão. Consequentemente, existiria co-tensão passiva, ou seja, estruturas elásticas antagônicas poderiam apresentar tensão passiva e gerar torques opostos em uma mesma posição articular e, assim, em parte da amplitude disponível em uma articulação. As curvas de torques passivos de resistência, observadas para articulações intactas *in vivo*, constituiriam torques resultantes, em parte, do somatório de torques passivos opostos, especialmente nas posições próximas à posição em que o torque de resistência é igual a zero (posição de repouso). A posição articular de repouso seria correspondente à única posição em que os torques passivos opostos possuem valores iguais e se anulam, constituindo uma posição de equilíbrio (FIG. 1), e não a posição em torno da qual tecidos elásticos apresentam desconsiderável ou nenhuma tensão[24-26]. Torques simultâneos e de direções opostas estariam presentes em uma articulação, mesmo na ausência de co-contração muscular. Assim, as articulações do corpo humano estariam incluídas em um grupo de sistemas mecânicos chamados sistemas pré-estressados[55].

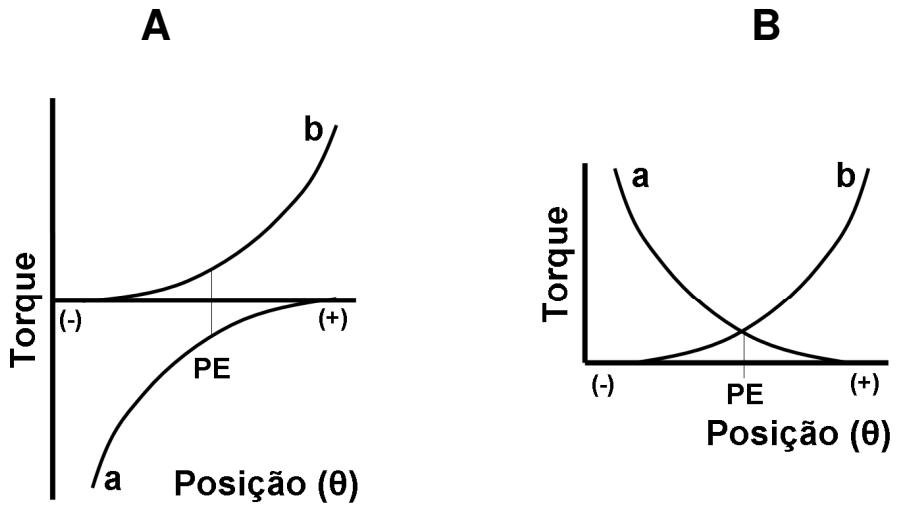

FIGURA 1. Representação esquemática de torques passivos gerados por grupos de estruturas elásticas antagônicas, em função da posição angular de uma articulação, de acordo com a hipótese da presença de pré-estresse e conseqüente existência de interseção de torques elásticos opostos. ***A***: Valores reais. ***B***: Valores absolutos para facilitar a visualização do ponto de equilíbrio como a posição correspondente ao cruzamento das curvas. O torque ***a*** seria gerado pelas estruturas que são alongadas durante deslocamentos angulares na direção negativa e o torque ***b*** seria gerado pelas estruturas que são alongadas durante deslocamentos angulares na direção positiva. ***PE***: posição de equilíbrio, em que os torques ***a*** e ***b*** possuem o mesmo valor e se anulam, gerando um torque resultante momentâneo igual a zero.

Pré-estresse é uma força presente em componentes de um sistema mecânico quando este está em sua posição de repouso, ou seja, antes que este seja submetido a forças geradas externamente ou internamente[55-57]. Assim, um sistema mecânico pré-estressado é aquele constituído por estruturas que possuem pré-estresse[55-57]. Este tipo de sistema pode manter o pré-estresse em estruturas elásticas, sob forma de tensão[55-57]. Para isso, as estruturas elásticas devem apresentar-se previamente alongadas, ou seja, com um comprimento maior que seu comprimento de repouso[55]. A tensão das estruturas elásticas está presente em parte das posições em que os componentes desse tipo de sistema podem ser configurados, isto é, em parte das posturas que o sistema pré-estressado pode assumir[55,57]. A amplitude de

posições, em torno da posição de repouso, em que há tensão em todas as estruturas elásticas depende das magnitudes de pré-estresse existente em cada uma dessas estruturas[55].

A força de resistência de um sistema pré-estressado, frente a perturbações mecânicas, constitui uma força resultante do somatório de todas as forças tensionais presentes, seja a direção de cada uma dessas forças isoladas contrária ou a favor da direção da força de perturbação[55]. A força apresentada por esse sistema, em resistência a uma deformação unidirecional, é gerada pelo somatório de forças em crescimento, produzidas pelas estruturas elásticas cujo comprimento é aumentado, com forças em decréscimo, produzidas pelas estruturas elásticas cujo comprimento é reduzido[55], de acordo com a Lei de Hooke[13]. A força resultante dessa interação apresenta grandes taxas de mudança (em relação às posturas assumidas), quando o sistema é submetido a deformações[55]. Dessa forma, a rigidez de um sistema pré-estressado é sempre maior que a rigidez de um sistema sem pré-estresse, quando estes são constituídos pelos mesmos elementos[55]. Além disso, a co-existência de tensões antagônicas produz uma postura do sistema pré-estressado em que todas as forças tensionais se anulam (porém não se extinguem), ou seja, uma posição de repouso caracterizada como a posição de equilíbrio em que a força resultante é igual a zero[56-58]. Na ausência de forças externas atuantes no sistema pré-estressado, essa posição é totalmente determinada pelas tensões das estruturas elásticas[56-59]. Quando forças externas estão presentes, essa posição é modificada, mas continua sendo criticamente influenciada pelas tensões elásticas internas[56-59]. Na posição de equilíbrio, a energia potencial total é mínima e, dessa forma, o sistema sempre

tende a retornar a essa posição após aplicação de uma força perturbadora transitória[56,58]. Como resultado, um sistema pré-estressado apresenta estabilidade intrínseca, caracterizada pela presença de tensões internas constantes que se opõem a deformações do sistema e pela grande responsividade a perturbações[55-60].

A existência de uma posição específica em que o torque de resistência ao deslocamento é igual a zero e a responsividade intrínseca a perturbações mecânicas são características comuns de sistemas pré-estressados e das articulações do corpo humano[10-12,55-60], o que reforça a idéia da presença de pré-estresse no sistema músculo-esquelético[60]. De acordo com esse pressuposto, os tecidos elásticos, conectivos e musculares, possuem tensão passiva pré-existente, ou seja, apresentam tensão em parte das posições assumidas pelas articulações, mesmo antes de haver deslocamentos em relação à sua posição de repouso ou contrações musculares (FIG. 1). Uma vez que as articulações possuem estruturas elásticas antagônicas, a presença de pré-estresse levaria à presença de co-tensão passiva e torques elásticos antagônicos simultâneos que, associados ao comportamento viscoso tecidual, gerariam rigidez e estabilidade intrínseca, reduzindo a demanda por geração ativa de estabilidade articular[61], o que contrasta com os modelos atuais de estabilidade articular[24-26].

Apesar de as propriedades mecânicas de sistemas pré-estressados serem condizentes com a estabilidade passiva intrínseca apresentada pelas articulações, existem poucas evidências sobre a presença de tensão passiva pré-existente em tecidos músculo-esqueléticos. Yucesoy et al.[54] demonstraram a presença de pré-tensão em conexões epimusculares de músculos sinergistas

de ratos. Garamvölgyi[62] reportou que os músculos estriados do sapo, como o músculo sartório, quando são removidos do organismo, encurtam passivamente em torno de 10% do comprimento que apresentam quando estão *in situ*. Essas observações sugerem que os músculos e os tecidos conectivos que interligam músculos diferentes, quando intactos no organismo, estão sob tensão, mesmo na ausência de contração muscular. Em seres humanos existem evidências escassas sobre a presença de pré-estresse nos tecidos músculo-esqueléticos. Foi demonstrado que um modelo mecânico do joelho comporta-se de maneira mais próxima ao comportamento mecânico observado em cadáver quando o ligamento cruzado anterior desse modelo está pré-tensionado[63]. A ressecção *in vitro* de ligamentos do segmento L4-L5 da coluna lombar alterou a posição de repouso articular, o que indica que essa posição constitui uma postura articular em que há equilíbrio de forças tensionais, sugerindo a presença de pré-tensão nesses ligamentos[64]. Entretanto, não existem evidências sobre a presença de pré-estresse nos tecidos elásticos passivos e sobre a conseqüente existência simultânea de forças passivas antagônicas em articulações humanas *in vivo,* o que dificulta o entendimento dos mecanismos passivos que contribuem para a estabilidade articular.

1.1 - Objetivo do estudo

O objetivo deste estudo foi investigar a presença de pré-estresse, sob forma de tensão elástica, no sistema músculo-esquelético. Um modelo simples de duas molas pré-estressadas foi proposto para gerar predições qualitativas sobre o comportamento mecânico passivo da articulação do tornozelo quando

o comprimento e tensão dos tecidos elásticos em torno dessa articulação são manipulados.

1.2 - Modelo duas-molas pré-estressado

Este modelo é constituído por duas molas ideais não-lineares, conectadas linearmente a lados opostos de um corpo sem massa (FIG. 2), sujeito apenas às forças produzidas pelas molas. As molas possuem comportamento de cordas elásticas, ou seja, quando apresentam comprimento menor que seu comprimento de repouso (comprimento de frouxidão), elas ficam frouxas e não produzem resistência à deformação. Assim, cada mola gera força de resistência (tensão) apenas quando é submetida a alongamentos.

Em um paralelo com articulações *in vivo,* uma mola isolada do modelo representa o conjunto de todas as estruturas elásticas passivas de uma articulação, que são alongadas durante um movimento angular unidirecional, em um plano específico, e a força tensional produzida por essa mola representa o torque total produzido pela tensão dessas estruturas. A mola oposta representa as estruturas elásticas passivas que são alongadas durante o movimento articular na direção oposta e a força tensional produzida por essa mola está relacionada com o torque total produzido pela tensão dessas estruturas. Dessa forma, as molas produzem forças de mesmo sentido e direções contrárias. A posição linear do corpo representa a posição angular da articulação e a força total sobre o corpo está relacionada com o torque articular passivo de resistência ao movimento.

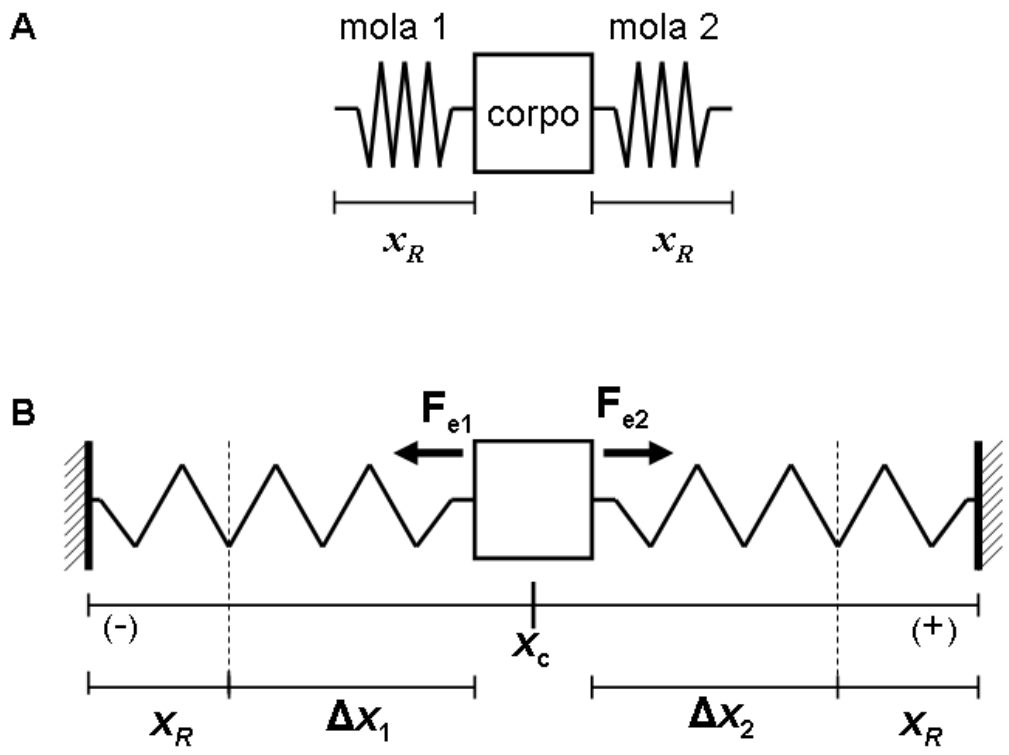

FIGURA 2. Modelo duas-molas para o comportamento dos torques elásticos passivos de uma articulação. ***A***: modelo antes da inserção de pré-estresse. ***B***: modelo pré-estressado, em que as molas estão pré-tensionadas, isto é, tensionadas antes de haver deslocamentos do corpo em relação à sua posição de repouso (correspondente à posição representada em ***B***). x_R: comprimento de repouso das molas, correspondente ao comprimento de frouxidão dos tecidos músculo-esqueléticos. F_{e1}: Força tensional aplicada pela mola 1 sobre o corpo. F_{e2}: Força tensional aplicada pela mola 2 sobre o corpo. X_c: posição do corpo, na amplitude disponível para seu deslocamento. Δx_1: deformação da mola 1. Δx_2: deformação da mola 2.

Para introduzir pré-estresse no modelo, as molas foram submetidas a um alongamento arbitrário igual. As molas foram consideradas deformadas (Δx_1 e Δx_2) apenas quando apresentavam comprimento maior que seus comprimentos de repouso (x_R). Quando cada mola possuía comprimento igual ou menor que seu comprimento de repouso, sua deformação foi considerada igual a zero, permitindo obter um comportamento mecânico de corda elástica, que não gera forças compressivas. Assim, a mola 1 fica frouxa em posições negativas do

corpo (posições á esquerda da posição do corpo representada na FIG.2), antes do comprimento de repouso dessa mola, onde apenas a mola 2 exerce força sobre o corpo. A mola 2 fica frouxa em posições positivas do corpo (posições á direita da posição do corpo representada na FIG.2), após o comprimento de repouso dessa mola, onde apenas a mola 1 exerce força sobre o corpo. Dessa forma, as duas molas estão pré-tensionadas e impõem forças opostas sobre o corpo, simultaneamente, nas posições intermediárias da amplitude de deslocamento, quando o corpo está localizado entre as posições de repouso de cada mola (FIG. 2).

A força de cada mola, nas diferentes posições do corpo, foi calculada como uma função da sua deformação e de seu módulo de rigidez[13]. Funções quadráticas foram escolhidas, de acordo com o comportamento não-linear da força passiva de resistência oferecida por estruturas músculo-esqueléticas elásticas, quando alongadas[65,66]. Dessa forma, as forças elásticas geradas pelas molas e a força elástica resultante, em cada posição do corpo, foram determinadas pelas equações:

$$F_e = k\,(\Delta x)^2 \qquad (1)$$

$$F_R = \sum_{i=1}^{2} F_{ei} \qquad (2)$$

em que F_e é a força elástica produzida por cada mola, k é o módulo de rigidez das molas, Δx é a deformação de cada mola e F_R é a força elástica resultante.

As molas foram configuradas com valores arbitrários iguais para o módulo de rigidez. As deformações das molas variaram linearmente com mudanças na posição do corpo e a deformação da mola 1 variou de maneira linear e inversa à deformação da mola 2. A força resultante foi calculada apenas

na amplitude de deslocamento onde há co-tensão das molas, ou seja, nas posições em que as forças tensionais opostas atuam simultaneamente, entre as linhas pontilhadas da FIG. 2.

Os parâmetros do modelo pré-estressado foram incluídos em uma rotina do software Matlab (The Mathworks Inc.), que permitiu verificar o comportamento mecânico desse sistema, de maneira qualitativa, através da relação entre a força elástica resultante e a posição do corpo (FIG. 3).

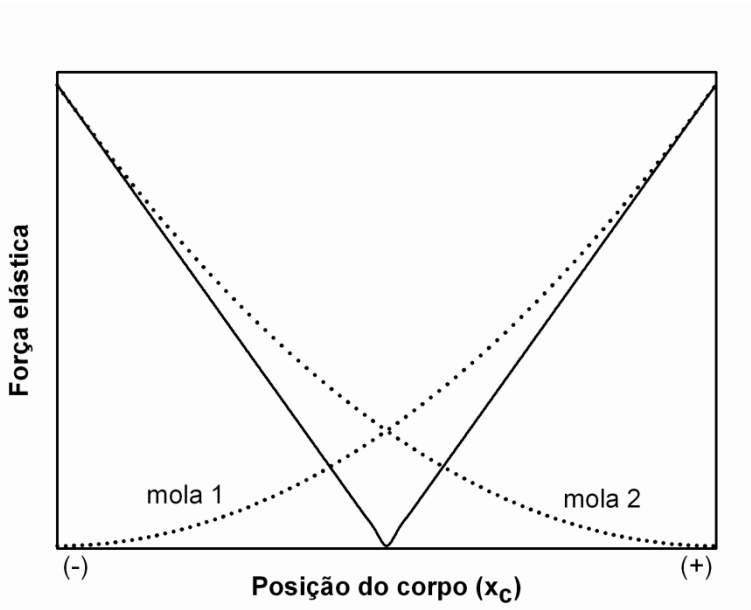

FIGURA 3. Forças elásticas (valores absolutos) obtidas no modelo duas-molas pré-estressado, nas posições do corpo em que as duas molas estão tensionadas simultaneamente. As linhas pontilhadas correspondem às forças geradas pelas molas 1 e 2 e estão relacionadas com os torques opostos gerados por grupos de estruturas elásticas antagônicas de uma articulação. A linha contínua corresponde à força elástica resultante e está relacionada com o torque elástico passivo de uma articulação. Importante observar a maior rigidez resultante (inclinação da linha contínua) em relação à rigidez de cada mola isolada (inclinações das linhas pontilhadas).

É importante considerar a linearidade da força resultante obtida. Uma vez que o modelo assumiu funções idênticas para as molas, o somatório das forças geradas gera uma curva resultante linear. Reconhecendo-se a assimetria entre estruturas elásticas antagônicas de uma articulação[38] e que essas estruturas

não geram padrões idênticos de torque passivo pelo ângulo articular, as curvas resultantes obtidas em uma articulação pré-estressada seriam não-lineares, como observado *in vivo*[39-42]. Entretanto, a linearidade obtida não interfere nas predições qualitativas do modelo.

1.2.2 Predições do modelo

Para predizer os efeitos do alongamento das estruturas elásticas posteriores do tornozelo no comportamento do torque elástico passivo dessa articulação, de acordo com a hipótese da existência de pré-estresse articular, a mola 2 foi submetida a um alongamento arbitrário adicional. O comportamento da força resultante, em função da posição do corpo, foi verificado antes e após esse alongamento. Foi observado que a posição de equilíbrio foi deslocada em direção ao alongamento adicional da mola 2 e, assim, na direção da força tensional produzida por essa mola. Foi observado também um aumento global da rigidez do sistema, para deslocamentos tanto na direção negativa quanto na direção positiva, demonstrado pelo aumento da inclinação da curva, antes e após a posição em que a força total é igual a zero (posição de equilíbrio) (FIG. 4). Essas mudanças estão de acordo com a descrições sobre as respostas de sistemas mecânicos pré-estressados ao aumento da tensão de um dos componentes elásticos, que gera uma nova posição de equilíbrio e um aumento da rigidez do sistema, em todas as direções[55,57,59].

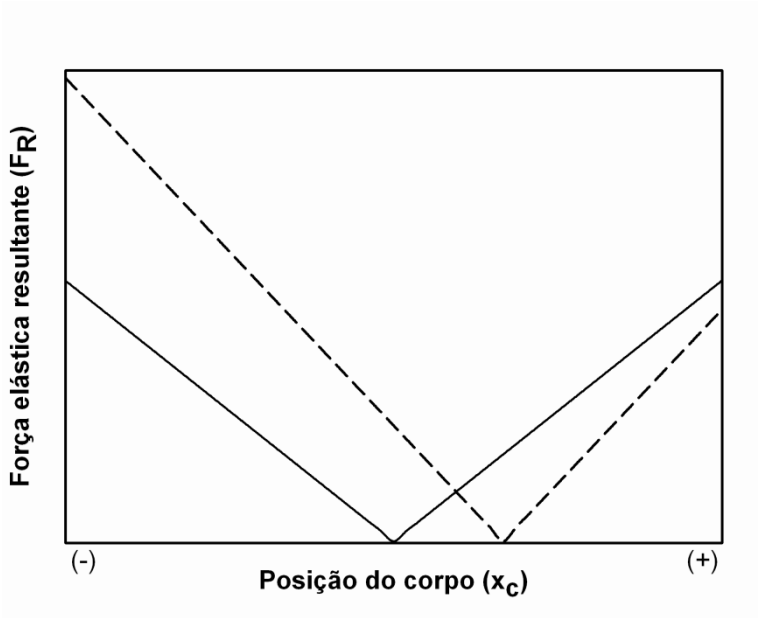

FIGURA 4. Força elástica resultante (***F_R***) (valores absolutos) em relação à posição do corpo (***x_c***). A linha contínua corresponde à ***F_R*** gerada antes do alongamento adicional da mola 2 e a linha tracejada corresponde à ***F_R*** gerada após esse alongamento. O aumento do comprimento e o conseqüente aumento da tensão da mola 2 gerou um deslocamento da posição de equilíbrio na direção da força gerada por essa mola sobre o corpo. Além disso, gerou aumento global na rigidez do sistema, demonstrado pelo aumento da inclinação das curvas, tanto na direção negativa (antes da posição de equilíbrio) quanto na direção positiva (depois da posição de equilíbrio).

Na amplitude em que há torques passivos antagônicos simultâneos, em uma articulação pré-estressada, o aumento do comprimento e tensão de estruturas elásticas que resistem a um movimento unidirecional causaria mudanças similares às observadas no modelo duas-molas pré-estressado. A análise dos torques passivos da articulação do tornozelo, no plano sagital, possibilita verificar a validade dessas predições, uma vez que modificações da postura do joelho alteram a tensão de estruturas biarticulares posteriores, como os tecidos conectivos do músculo gastrocnêmio, sem alteração da tensão das estruturas anteriores do tornozelo. Assim, a colocação do joelho em posições mais estendidas corresponde ao aumento do comprimento e da tensão na mola 2, gerada no modelo.

De acordo com a idéia da presença de pré-estresse no sistema músculo-esquelético, as mudanças na postura do joelho causariam, no tornozelo: (*1*) deslocamento do ângulo em que o torque elástico passivo é igual a zero (como uma estimativa da posição de equilíbrio) na direção da flexão plantar; (*2*) aumento da rigidez passiva do tornozelo na direção da dorsiflexão, antes da posição em que o torque elástico passivo é igual a zero; (*3*) aumento da rigidez passiva do tornozelo na direção da flexão plantar, depois da posição em que o torque elástico passivo é igual a zero. De acordo com a predição 3, um possível aumento de rigidez nas posições finais de flexão plantar sugeriria que as estruturas elásticas posteriores do tornozelo não se tornam frouxas em nenhuma posição dessa articulação.

Em contraste, os modelos que assumem que o torque passivo de resistência a um movimento unidirecional resulta apenas da tensão gerada pelas estruturas que são alongadas durante esse movimento reconhecem que mudanças na posição do joelho afetam apenas a rigidez passiva do tornozelo na direção da dorsiflexão[40].

1.3 - Hipóteses do estudo

Hipótese nula: O posicionamento da articulação do joelho em posturas mais estendidas não mudará a posição da articulação do tornozelo em que o torque elástico passivo é igual a zero ($\theta_{torque\text{-}zero}$) ou a rigidez passiva da articulação do tornozelo referente à flexão plantar (após a $\theta_{torque\text{-}zero}$). As mudanças da posição do joelho causarão mudanças apenas na rigidez passiva do tornozelo referente à dorsiflexão (antes da $\theta_{torque\text{-}zero}$). Essa hipótese está de acordo com a suposição de que estruturas elásticas antagônicas não geram tensão simultaneamente.

Hipótese alternativa: O posicionamento da articulação do joelho em posturas mais estendidas deslocará a $\theta_{torque\text{-}zero}$ para posições de maior flexão plantar. As mudanças da posição do joelho causarão aumentos na rigidez passiva do tornozelo referente à dorsiflexão (antes da $\theta_{torque\text{-}zero}$) e na rigidez passiva do tornozelo referente à flexão plantar (após a $\theta_{torque\text{-}zero}$). Essa hipótese está de acordo com a idéia da existência simultânea de torques elásticos passivos (co-tensão passiva) e, assim, de pré-estresse articular.

Capítulo 2 - MATERIAL E MÉTODOS

2.1 - Amostra

Vinte e sete voluntários, sendo 13 mulheres e 14 homens, participaram do estudo. A idade dos participantes variou de 18 a 33 anos, com média de 25 anos e desvio padrão de 3,15 anos. A massa média foi de 62,85kg (desvio padrão = 13,44kg) e a altura média foi de 1,69m (desvio padrão = 0,11m). A amplitude passiva máxima de dorsiflexão, obtida no tornozelo do membro inferior dominante, variou de 8° a 38°, sendo a média 14,66° (desvio padrão = 6,73°). A amplitude passiva máxima de flexão plantar, obtida no tornozelo do mesmo membro, variou de 30° a 55°, sendo a média 43° (desvio padrão = 7,32°). A amplitude passiva total do tornozelo, no plano sagital, variou de 39° a 78°, sendo a média 57,66° (desvio padrão = 10,6°).

O número de participantes foi determinado através de um cálculo amostral realizado a partir dos dados obtidos em um estudo piloto com 10 voluntários (5 mulheres e 5 homens). Esse cálculo foi realizado para cada uma das comparações de interesse, em todas as variáveis dependentes, para ser alcançado um poder estatístico de 90%[67]. O número de participantes escolhido (n = 27) foi o maior número determinado, considerando todas as comparações separadamente. Os participantes foram selecionados por meio de cartazes afixados no prédio dos departamentos de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Os critérios de inclusão do estudo foram possuir idade entre 18 e 40 anos, não possuir sintomas ou história de lesão no membro inferior dominante, apresentar, na articulação do

joelho, amplitude passiva máxima de flexão maior que 90° e extensão passiva completa (0° de flexão). O critério de exclusão foi não conseguir manter os músculos da articulação do tornozelo relaxados durante a avaliação isocinética. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido concordando em participar do estudo. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (parecer n°. ETIC 49/08).

2.2 - Instrumentação

Para medir a massa e a altura corporais foi utilizada uma balança com altímetro e para medir o comprimento do pé foi utilizada uma fita métrica. As amplitudes passivas das articulações do tornozelo e do joelho e a posição do joelho durante as avaliações foram medidas com um goniômetro universal. Um inclinômetro analógico foi utilizado para medir a posição da perna e do apoio para o pé no dinamômetro isocinético.

O torque elástico passivo gerado na articulação do tornozelo durante a flexão plantar foi medido através de um dinamômetro isocinético (Biodex System 3 Pro, Shirley, EUA).

A atividade elétrica dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior foi monitorada por um eletromiógrafo MP100 (Biopac System, Goleta, EUA), que possui capacidade para freqüência de coleta de até 1000Hz, impedância de entrada de 2MΩ e capacidade de rejeição do Modo Comum de 1000MΩ. Foram utilizados eletrodos ativos de superfície, com diâmetro de 11,4mm e distância entre eletrodos de 20mm.

2.3 - Procedimentos

Após a explicação dos procedimentos do estudo e assinatura do termo de consentimento, os participantes foram submetidos às medidas de massa e altura corporais. Logo após, foi realizada a medida do comprimento do pé do membro inferior dominante, obtendo-se a distância entre o maléolo lateral e a segunda articulação metatarso-falangeana, de acordo com os dados antropométricos de Dempster[68]. O membro considerado dominante foi o escolhido pelo participante para chutar uma bola[69]. Em seguida, foi medida a amplitude passiva de movimento disponível na articulação do tornozelo do membro dominante, com a articulação do joelho posicionada em extensão completa (0° de flexão). Para a realização dessa medida, os participantes foram orientados a manterem-se relaxados e as amplitudes máximas de dorsiflexão e flexão plantar foram definidas como as posições em que o participante relatou início de desconforto relacionado com alongamento das estruturas posteriores e anteriores da perna, respectivamente[70,71]. Antes do posicionamento do participante no dinamômetro isocinético os eletrodos ativos de superfície foram colocados sobre a pele, na área de maior ventre dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior, do membro inferior dominante[72]. Um eletrodo terra foi colocado sobre o maléolo lateral do membro inferior não-dominante. Tricotomia e limpeza da pele com álcool foram realizadas para facilitar a captura dos sinais eletromiográficos[72].

Para medir o torque elástico passivo da articulação do tornozelo, no plano sagital, o participante foi posicionado no dinamômetro isocinético, em decúbito dorsal, com o maléolo lateral do tornozelo do membro inferior

dominante alinhado com o eixo de rotação da alavanca do dinamômetro e com a perna em posição horizontal. O pé do mesmo membro foi apoiado e firmemente fixado com fitas de velcro® em uma base acoplada à alavanca do dinamômetro (FIG. 5). O membro inferior não-dominante foi posicionado da maneira em que cada participante relatou maior conforto. A posição neutra do tornozelo (0°) foi definida como a posição em que a base de apoio para o pé do dinamômetro, e, assim, a superfície plantar do pé, estava em uma posição de 90° em relação à horizontal. Dessa forma, uma vez que a perna se encontrava sempre na horizontal, a posição neutra articular foi definida como a posição em que o ângulo entre a superfície plantar do pé e a perna era igual a 90°. As medidas de inclinação da perna e da superfície plantar do pé foram realizadas utilizando-se um inclinômetro analógico, apoiado sobre a superfície anterior da tíbia e sobre a base de apoio para o pé do dinamômetro, respectivamente.

O dinamômetro isocinético foi utilizado no modo passivo, em uma velocidade de 5°/s, e registrou o torque de resistência ao movimento, sem discriminar os torques gerados pelos tecidos articulares e pelos pesos do pé, da alavanca e da base de apoio para o pé. Toda a coleta foi realizada a uma freqüência de 100Hz. Foram realizadas séries de três repetições do movimento de flexão plantar, partindo da posição máxima de dorsiflexão até a posição máxima de flexão plantar, avaliadas anteriormente. Essas séries foram realizadas com a articulação do joelho nas posições de 90°, 60°, 30° e 0° de flexão, que constituíram as condições experimentais do estudo. Estas posições foram determinadas utilizando-se um goniômetro universal. Uma série foi conduzida para cada posição do joelho, iniciando na posição de maior flexão desta articulação (90°) até sua posição de maior extensão (0°). Em todas as

condições a coxa estava apoiada no dinamômetro e a posição do quadril foi ajustada de modo a permitir os reposicionamentos da articulação do joelho (FIG. 5). Durante toda a avaliação, os participantes foram orientados a permanecer relaxados, sem tentar resistir ou ajudar os movimentos realizados pelo dinamômetro isocinético.

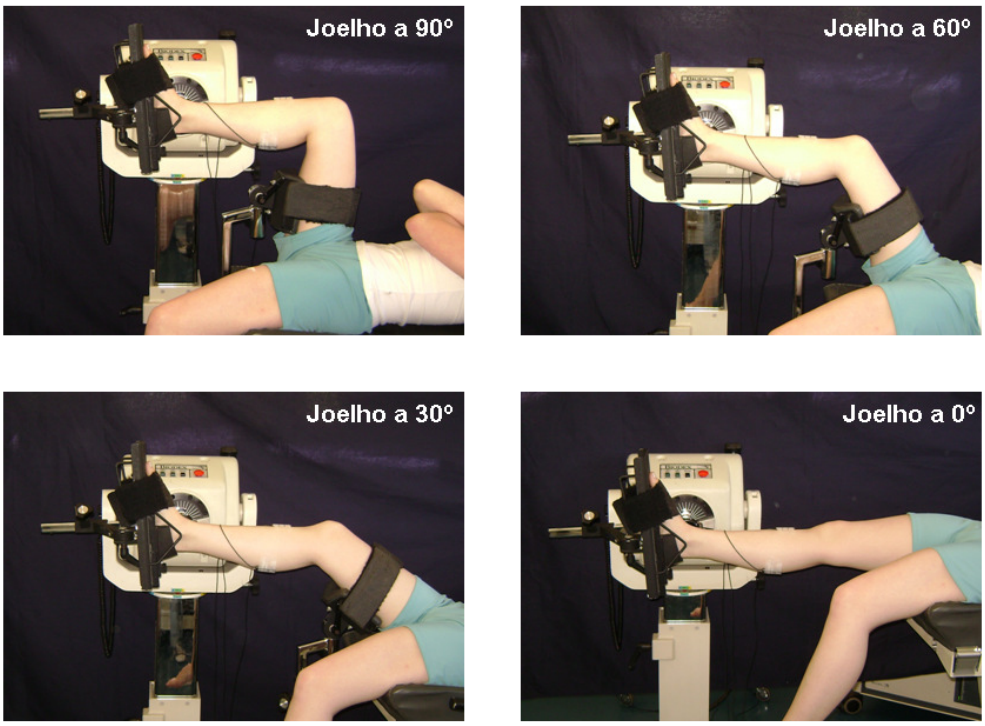

FIGURA 5. Posicionamento dos participantes no dinanômetro isocinético, com a articulação do joelho posicionada nos ângulos estudados.

As forças passivas do tornozelo foram avaliadas em uma velocidade constante para prevenir a presença de torques inerciais do pé, da alavanca e da base de apoio[68], de acordo com o corpo sem massa do modelo duas-molas. Uma velocidade baixa (5°/s) foi utilizada para minimizar as forças relacionadas à viscosidade dos tecidos moles[19], priorizando a detecção das forças elásticas desses tecidos. Além disso, antes de cada série, foram realizadas 5 repetições

dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, na velocidade de 5°/s, para redução e padronização das forças viscosas dos tecidos, presentes durante as condições[19,41,73,74], e para familiarização do participante com o procedimento.

Após a avaliação das forças elásticas passivas do tornozelo, uma repetição foi realizada apenas com a alavanca e a base de apoio para o pé do dinamômetro isocinético, para medir o torque resultante do peso desses componentes, durante o movimento realizado.

A atividade eletromiográfica dos músculos gastrocnêmio, sóleo e tibial anterior, do membro dominante, foram monitoradas durante toda a avaliação do torque elástico do tornozelo, para garantir que o torque registrado fosse estritamente passivo. Os sinais eletromiográficos foram registrados, primeiramente, com o participante em repouso, na posição inicial da avaliação e, em seguida, foram registrados durante a avaliação do torque passivo. Esses dados foram coletados a uma freqüência de 1000Hz. Um processamento foi realizado após cada repetição utilizando uma rotina no software Matlab (The Mathworks Inc.) desenvolvido para identificar a presença de atividade muscular. Os sinais eletromiográficos foram filtrados com um filtro passa-banda do tipo Butterworth de quarta ordem, com freqüências de corte de 10Hz e 500Hz. Foi considerada atividade muscular aquela em que o sinal eletromiográfico ultrapassou 2 desvios padrão do sinal obtido durante o repouso do músculo correspondente[35], em janelas de 100ms. As repetições em que foi identificada ativação de um ou mais dos músculos monitorados foram descartadas e o participante era reorientado a se manter em repouso, para iniciar uma nova repetição.

2.4 - Redução dos dados

A determinação do torque elástico passivo do tornozelo foi realizada a partir dos dados obtidos do *software* do dinamômetro isocinético, que registrou o deslocamento angular da articulação e o torque total presente durante o movimento de flexão plantar, em toda a amplitude disponível, sem discriminar os torques gerados pelos tecidos articulares dos torques resultantes dos pesos do pé do participante e da base de apoio para o pé e da alavanca do dinamômetro. Os dados do torque total e o deslocamento angular foram transferidos para um microcomputador e processados utilizando-se uma rotina desenvolvida no software Matlab (The Mathworks Inc.). Esses dados foram filtrados com um filtro passa-baixa do tipo Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 1,25Hz. Foram retirados, do torque total, os torques produzidos pelos pesos da base de apoio para o pé, da alavanca e do pé. O torque resultante dos pesos da base de apoio para o pé e da alavanca, em cada instante da avaliação, foi fornecido pelo *software* do dinamômetro isocinético. Para o cálculo do torque do peso do pé sobre o eixo articular do tornozelo, nas posições assumidas por essa articulação durante a avaliação isocinética, foi criado um modelo biomecânico, constituído pelo segmento pé e por um eixo látero-medial que representou a articulação do tornozelo. O peso do pé e a distância linear do centro de massa desse segmento até o eixo látero-medial do tornozelo foram obtidos através da tabela antropométrica de Dempster[68], para cada participante, de acordo com sua massa corporal e comprimento do pé. Dessa forma, a distância perpendicular entre o centro de

massa do pé e o eixo da articulação do tornozelo, durante cada repetição da coleta, foi determinada pela equação:

$$Lp_{(CM)i} = \text{Sen}\ (180° - \theta_i) \times L_{(CM)} \quad (4)$$

em que $Lp_{(CM)}$ é a distância perpendicular entre o centro de massa do pé e o eixo da articulação do tornozelo, θ é o ângulo do tornozelo, $L_{(CM)}$ é a distância linear entre o centro de massa do pé e o eixo da articulação do tornozelo, e i = 1, 2, ..., n.

A partir dos valores obtidos para a $Lp_{(CM)}$, foi calculado o torque gerado pelo peso do pé na articulação do tornozelo através da equação:

$$Tp_i = P \times Lp_{(CM)i} \quad (5)$$

em que Tp é o torque gerado pelo peso do pé, P é o peso do pé, e i = 1, 2, ..., n.

Dessa forma, o torque elástico passivo do tornozelo foi obtido subtraindo-se, do torque total, os torques gerados pelos pesos dos componentes do dinamômetro e pelo peso do pé, em cada instante da avaliação. A relação entre os valores absolutos do torque elástico passivo do tornozelo e as posições dessa articulação foi usada para calcular as seguintes variáveis dependentes: (1) posição do tornozelo, em graus, em que o torque elástico passivo é igual a zero ($\theta_{torque\text{-}zero}$), que representou a posição de repouso articular sem influência de forças externas; (2) rigidez referente à dorsiflexão, em Nm/rad, calculada como a inclinação (ΔNm/Δrad) média da curva torque-ângulo[75], nas posições articulares antes da $\theta_{torque\text{-}zero}$, na direção da dorsiflexão; (3) rigidez referente à flexão plantar, em Nm/rad, calculada como a inclinação média da curva torque-ângulo, nas posições articulares após a $\theta_{torque\text{-}zero}$, na direção da flexão plantar; (4) rigidez normalizada referente à

amplitude final de flexão plantar, normalizada pela excursão articular após a $\theta_{torque\text{-}zero}$, em Nm/rad^2, calculada como a inclinação média da curva torque-ângulo nos últimos cinco graus de flexão plantar, dividido pela excursão articular após a $\theta_{torque\text{-}zero}$.

Uma vez que $\theta_{torque\text{-}zero}$ e, assim, os comprimentos das curvas no eixo da abscissa (antes e depois de $\theta_{torque\text{-}zero}$), poderiam mudar nas diferentes posições do joelho, a definição das variáveis teve que ser cuidadosa. O comprimento de uma curva não-linear influencia o valor médio da inclinação (média da primeira derivada) dessa curva. Quanto mais longa é uma curva não-linear crescente, definida por uma mesma função, maior é sua inclinação média. Por exemplo, se dois indivíduos apresentam a mesma rigidez referente à flexão plantar, descrita por uma mesma função não-linear, porém um deles possui uma amplitude articular maior para esse movimento, a rigidez média calculada para o último indivíduo será maior, como resultado apenas das diferentes amplitudes de movimento.

Assim, os comprimentos das curvas, antes ou depois da $\theta_{torque\text{-}zero}$, foram consideradas para a definição das variáveis dependentes 2, 3 e 4. A rigidez referente à dorsiflexão (variável 2) de cada participante foi calculada considerando-se a menor excursão, da $\theta_{torque\text{-}zero}$ até a posição máxima de dorsiflexão, obtida entre todas as posições de joelho. A rigidez referente à flexão plantar (variável 3) de cada participante foi calculada considerando-se a menor excursão, da $\theta_{torque\text{-}zero}$ até a posição máxima de flexão plantar, obtida entre todas as posições de joelho. Dessa forma, as posições articulares utilizadas para calcular as variáveis 2 e 3 corresponderam a essas excursões padronizadas, iniciando-se da $\theta_{torque\text{-}zero}$ obtida em cada posição de joelho, na

direção da dorsiflexão ou da flexão plantar, respectivamente. Para a rigidez referente à flexão plantar final (variável 4), a inclinação obtida nos últimos cinco graus de flexão plantar foi normalizada pela excursão após a $\theta_{torque\text{-}zero}$. Assim, foi possível descartar a influência dos comprimentos das curvas e medir apenas os efeitos das mudanças de posição do joelho sobre essas variáveis.

As confiabilidades entre repetições foram calculadas para se obter os erros padrão das medidas (TABELA. 1) e, assim, verificar se possíveis mudanças nas variáveis dependentes, nas condições experimentais, foram ou não influenciadas por possíveis erros de medida[67].

TABELA 1. Confiabilidades entre repetições e erros padrão das medidas.

MEDIDA	ICC $_{(3,1)}$				Erro Padrão da Medida			
	Posições do joelho							
	90°	60°	30°	0°	90°	60°	30°	0°
$\theta_{torque\text{-}zero}$	0,95	0,97	0,98	0,99	1,22	0,85	0,73	0,49
Rigidez referente à dorsiflexão	0,95	0,97	0,98	0,98	0,50	0,40	0,51	0,49
Rigidez referente à flexão plantar	0,98	0,98	0,99	0,99	0,46	0,57	0,44	0,51
Rigidez referente à flexão plantar final	0,99	0,98	0,99	0,99	1,03	2,06	1,65	1,87

$\theta_{torque\text{-}zero}$: posição articular em que o torque elástico passivo é igual a zero.

2.5 - Análise estatística

Análises de Variância (ANOVAs) para medidas repetidas, com um fator (posição do joelho) e cinco níveis (90°, 60°, 30° e 0°) foram realizadas para cada variável dependente. Quando diferenças significativas foram encontradas nos efeitos principais, contrastes pré-planejados foram utilizados para identificar diferenças significativas entre pares específicos das variáveis dependentes. Para todas as análises foi determinado um nível de significância (α) de 0,05.

Capítulo 3 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. DUAN, X.H.; ALLEN, R.H.; SUN, J.Q. A stiffness-varying model of human gait. **Med Eng Phys,** v. 19, n.6, p. 518-524, Set. 1997.

2. WAGNER, H.; BLICKHAN, R. Stabilizing function of skeletal muscles: an analytical investigation. **J Theor Biol,** v. 199, n.2, p. 163-179, Jul 1999.

3. VAN INGEN SCHENAU,G.J.; VAN SOEST,A.J. **On the biomechanical basis of dexterity**. *In*: LATASH,M.L.; TURVEY,M.T. **Dexterity and its development**. Mahwah, NJ: 1996. cap., p.305-338.

4. VAN SOEST, A.J.; BOBBERT, M.F. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. **Biol Cybern,** v. 69, n.3, p. 195-204, 1993.

5. DICKINSON, M.H.; FARLEY, C.T.; FULL, R.J.; KOEHL, M.A.; KRAM, R.; LEHMAN, S. How animals move: an integrative view. **Science,** v. 288, n.5463, p. 100-106, Abr. 2000.

6. FULL, R.J.; KODITSCHEK, D.E. Templates and anchors: neuromechanical hypotheses of legged locomotion on land. **J Exp Biol,** v. 202, n.Pt 23, p. 3325-3332, Dez. 1999.

7. 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, n.8, p. 787-794, Ago. 1999.

8. KUO, A.D. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. **Hum Mov Sci,** v. 26, n.4, p. 617-656, Ago. 2007.

9. SOLOMONOW, M.; KROGSGAARD, M. Sensorimotor control of knee stability. A review. **Scand J Med Sci Sports,** v. 11, n.2, p. 64-80, Abr. 2001.

10. BROWN,I.E.; LOEB,G.E. **A reductionist approach to creating and using neuromusculoskeletal models**. *In*: WINTERS,J.M.; CRAGO,P.E. **Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement**. New York: 2000. cap., p.148-163.

11. MORITZ, C.T.; FARLEY, C.T. Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. **J Appl Physiol,** v. 97, n.4, p. 1313-1322, Out. 2004.

12. 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.Pt 2, p. 661-675, Out. 2007.

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

14. WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; RIETDYK, S.; ISHAC, M.G. Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. **J Neurophysiol,** v. 85, n.6, p. 2630-2633, Jun 2001.

15. LINDSTEDT, S.L.; REICH, T.E.; KEIM, P.; LASTAYO, P.C. Do muscles function as adaptable locomotor springs? **J Exp Biol,** v. 205, n.Pt 15, p. 2211-2216, Ago. 2002.

16. GOSSELIN, L.E.; ADAMS, C.; COTTER, T.A.; MCCORMICK, R.J.; THOMAS, D.P. Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. **J Appl Physiol,** v. 85, n.3, p. 1011-1016, Set. 1998.

17. PROSKE, U.; MORGAN, D.L. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? **J Muscle Res Cell Motil,** v. 20, n.5-6, p. 433-442, Ago. 1999.

18. CALDWELL,G.E. **Muscle modeling**. *In*: ROBERTSON,D.G. et al. **Research Methods in Biomechanics**. Champaign: 2004. cap., p.183-209.

19. TAYLOR, D.C.; DALTON, J.D., JR.; SEABER, A.V.; GARRETT, W.E., JR. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **Am J Sports Med,** v. 18, n.3, p. 300-309, Mai 1990.

20. SCHMIDT, T.A.; GASTELUM, N.S.; NGUYEN, Q.T.; SCHUMACHER, B.L.; SAH, R.L. Boundary lubrication of articular cartilage: role of synovial fluid constituents. **Arthritis Rheum,** v. 56, n.3, p. 882-891, Mar. 2007.

21. WRIGHT, V.; JOHNS, R.J. Quantitative and qualitative analysis of joint stiffness in normal subjects and in patients with connective tissue diseases. **Ann Rheum Dis,** v. 20, p. 36-46, Mar. 1961.

22. SUCH, C.H.; UNSWORTH, A.; WRIGHT, V.; DOWSON, D. Quantitative study of stiffness in the knee joint. **Ann Rheum Dis,** v. 34, n.4, p. 286-291, Ago. 1975.

23. WHITTLESEY,S.N.; ROBERTSON,D.G.E. **Two-dimensional inverse dynamics**. *In*: ROBERTSON,D.G.E. et al. **Research Methods in Biomechanics**. Champaign: 2004. cap., p.103-124.

24. PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. **J Spinal Disord,** v. 5, n.4, p. 390-396, Dez. 1992.

25. PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **J Spinal Disord,** v. 5, n.4, p. 383-389, Dez. 1992.

26. PANJABI, M.M. Clinical spinal instability and low back pain. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 13, n.4, p. 371-379, Ago. 2003.

27. COMERFORD, M.J.; MOTTRAM, S.L. Movement and stability dysfunction--contemporary developments. **Man Ther,** v. 6, n.1, p. 15-26, Fev. 2001.

28. HODGES, P.W. The role of the motor system in spinal pain: implications for rehabilitation of the athlete following lower back pain. **J Sci Med Sport,** v. 3, n.3, p. 243-253, Set. 2000.

29. MURAOKA, T.; CHINO, K.; MURAMATSU, T.; FUKUNAGA, T.; KANEHISA, H. In vivo passive mechanical properties of the human gastrocnemius muscle belly. **J Biomech,** v. 38, n.6, p. 1213-1219, Jun 2005.

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

31. THOMPSON, R.E.; BARKER, T.M.; PEARCY, M.J. Defining the Neutral Zone of sheep intervertebral joints during dynamic motions: an in vitro study. **Clin Biomech (Bristol , Avon),** v. 18, n.2, p. 89-98, Fev. 2003.

32. TOCHIGI, Y.; AMENDOLA, A.; RUDERT, M.J.; BAER, T.E.; BROWN, T.D.; HILLIS, S.L.; SALTZMAN, C.L. The role of the interosseous talocalcaneal ligament in subtalar joint stability. **Foot Ankle Int,** v. 25, n.8, p. 588-596, Ago. 2004.

33. MAGNUSSON, S.P.; AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; BOJSEN-MOLLER, F. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. **Scand J Med Sci Sports,** v. 10, n.6, p. 351-359, Dez. 2000.

34. MAHIEU, N.N.; COOLS, A.; DE, W.B.; BOON, M.; WITVROUW, E. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. **Scand J Med Sci Sports,** v. Jun 2008.

35. LAMONTAGNE, A.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.L.; DUMAS, F. Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. **Clin Biomech (Bristol , Avon),** v. 12, n.7-8, p. 508-515, Out. 1997.

36. DE ZEE, M.; VOIGT, M. Assessment of functional series elastic stiffness of human dorsiflexors with fast controlled releases. **J Appl Physiol,** v. 93, n.1, p. 324-329, Jul 2002.

37. KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? **Eur J Appl Physiol,** v. 85, n.3-4, p. 226-232, Ago. 2001.

38. HOY, M.G.; ZAJAC, F.E.; GORDON, M.E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. **J Biomech,** v. 23, n.2, p. 157-169, 1990.

39. KUMAR, S.; PANJABI, M.M. In vivo axial rotations and neutral zones of the thoracolumbar spine. **J Spinal Disord,** v. 8, n.4, p. 253-263, Ago. 1995.

40. SILDER, A.; WHITTINGTON, B.; HEIDERSCHEIT, B.; THELEN, D.G. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. **J Biomech,** v. 40, n.12, p. 2628-2635, 2007.

41. HOANG, P.D.; HERBERT, R.D.; TODD, G.; GORMAN, R.B.; GANDEVIA, S.C. Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. **J Exp Biol,** v. 210, n.Pt 23, p. 4159-4168, Dez. 2007.

42. MCCLURE, P.; SIEGLER, S.; NOBILINI, R. Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. **Spine,** v. 23, n.2, p. 216-223, Jan. 1998.

43. PANJABI, M.; DVORAK, J.; CRISCO, J.J., III; ODA, T.; WANG, P.; GROB, D. Effects of alar ligament transection on upper cervical spine rotation. **J Orthop Res,** v. 9, n.4, p. 584-593, Jul 1991.

44. NOVOTNY, J.E.; NICHOLS, C.E.; BEYNNON, B.D. Kinematics of the glenohumeral joint with Bankart lesion and repair. **J Orthop Res,** v. 16, n.1, p. 116-121, Jan. 1998.

45. MURAOKA, T.; MURAMATSU, T.; TAKESHITA, D.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Length change of human gastrocnemius aponeurosis and tendon during passive joint motion. **Cells Tissues Organs,** v. 171, n.4, p. 260-268, 2002.

46. DE MONTE, G.; ARAMPATZIS, A.; STOGIANNARI, C.; KARAMANIDIS, K. In vivo motion transmission in the inactive gastrocnemius medialis muscle-tendon unit during ankle and knee joint rotation. **J Electromyogr Kinesiol,** v. 16, n.5, p. 413-422, Out. 2006.

47. ZAJAC, F.E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Crit Rev Biomed Eng,** v. 17, n.4, p. 359-411, 1989.

48. OUT, L.; VRIJKOTTE, T.G.; VAN SOEST, A.J.; BOBBERT, M.F. Influence of the parameters of a human triceps surae muscle model on the isometric torque-angle relationship. **J Biomech Eng,** v. 118, n.1, p. 17-25, Fev. 1996.

49. EPSTEIN, M.; WONG, M.; HERZOG, W. Should tendon and aponeurosis be considered in series? **J Biomech,** v. 39, n.11, p. 2020-2025, 2006.

50. HUIJING, P.A. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. **Exerc Sport Sci Rev,** v. 31, n.4, p. 167-175, Out. 2003.

51. SCHAEFFER JP **Morris' Human Anatomy: A Complete Systematic Treatise**. ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1953.

52. HUIJING, P.A.; BAAN, G.C. Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. **J Appl Physiol,** v. 94, n.3, p. 1092-1107, Mar. 2003.

53. YUCESOY, C.A.; KOOPMAN, B.H.; BAAN, G.C.; GROOTENBOER, H.J.; HUIJING, P.A. Effects of inter- and extramuscular myofascial force

transmission on adjacent synergistic muscles: assessment by experiments and finite-element modeling. **J Biomech,** v. 36, n.12, p. 1797-1811, Dez. 2003.

54. YUCESOY, C.A.; BAAN, G.C.; KOOPMAN, B.H.; GROOTENBOER, H.J.; HUIJING, P.A. Pre-strained epimuscular connections cause muscular myofascial force transmission to affect properties of synergistic EHL and EDL muscles of the rat. **J Biomech Eng,** v. 127, n.5, p. 819-828, Out. 2005.

55. SKELTON,R.E.; HELTON,J.W.; ADHIKARI,R.; PINAUD,J.; CHAN,W. **An introduction to the mechanics of tensegrity structures**. *In*: HURMUZLU,Y.; NWOKAH,O.D.I. **The Mechanical Systems Design Handbook: Modeling, Measurement, and Control**. Boca Raton: 2001. cap.17, p.316-386.

56. CONNELLY, R.; BACK, A. Mathematics and tensegrity. **American Scientist,** v. 86, p. 142-151, 1998.

57. SULTAN, C.; SKELTON, R. Deployment of tensegrity structures. **International Journal of Solids and Structures,** v. 40, p. 4637-4657, 2003.

58. DEFOSSEZ, M. Shape memory effect in tensegrity structures. **Mechanics Research Communications,** v. 30, p. 311-316, 2003.

59. SULTAN, C.; CORLESS, M.; SKELTON, R.E. Symmetrical reconfiguration of tensegrity structures. **International Journal of Solids and Structures,** v. 39, p. 2215-2234, 2002.

60. CHEN, C.S.; INGBER, D.E. Tensegrity and mechanoregulation: from skeleton to cytoskeleton. **Osteoarthritis Cartilage,** v. 7, n.1, p. 81-94, Jan. 1999.

61. LEVIN, S.M. The tensegrity-truss as a model for spine mechanics: biotensegrity. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology,** v. 2, p. 375-388, 2002.

62. GARAMVÖLGYI,N. **The functional morphology of muscle**. *In*: LAKI,K. **Contractile Proteins and Muscle**. New York: 1971. cap.1, p.1-96.

63. LIMBERT, G.; TAYLOR, M.; MIDDLETON, J. Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion

with a stressed and stress-free ACL. **J Biomech,** v. 37, n.11, p. 1723-1731, Nov. 2004.

64. HEUER, F.; SCHMIDT, H.; KLEZL, Z.; CLAES, L.; WILKE, H.J. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. **J Biomech,** v. 40, n.2, p. 271-280, 2007.

65. VOIGT, M.; BOJSEN-MOLLER, F.; SIMONSEN, E.B.; DYHRE-POULSEN, P. The influence of tendon Youngs modulus, dimensions and instantaneous moment arms on the efficiency of human movement. **J Biomech,** v. 28, n.3, p. 281-291, Mar. 1995.

66. FUNG, Y.C. Elasticity of soft tissues in simple elongation. **Am J Physiol,** v. 213, n.6, p. 1532-1544, Dez. 1967.

67. PORTNEY,L.G.; WATKINS, M. P. **Foundations of Clinical Research: Applications to Practice.** ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 2000.

68. WINTER,D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. ed. Hoboken: John Wiley and Sons, 2005.

69. WITVROUW, E.; DANNEELS, L.; ASSELMAN, P.; D'HAVE, T.; CAMBIER, D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. **Am J Sports Med,** v. 31, n.1, p. 41-46, Jan. 2003.

70. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; BOESEN, J.; JOHANNSEN, F.; KJAER, M. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scand J Med Sci Sports,** v. 7, n.4, p. 195-202, Ago. 1997.

71. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; SORENSEN, H.; KJAER, M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **J Physiol,** v. 497 (Pt 1), p. 291-298, Nov. 1996.

72. CRAM,J.R.; KASMAN,G.S.; HOLTZ,J. **Instrumentation**. *In*: CRAM,J.R.; KASMAN,G.S.; HOLTZ,J. **Introduction to surface electromyography**. Gaithersburg, MD: 1998. cap., p.43-80.

73. MCHUGH, M.P.; MAGNUSSON, S.P.; GLEIM, G.W.; NICHOLAS, J.A. Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Med Sci Sports Exerc,** v. 24, n.12, p. 1375-1382, Dez. 1992.

74. MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; KJAER, M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. **Am J Sports Med,** v. 24, n.5, p. 622-628, Set. 1996.

75. BRESSEL, E.; LARSEN, B.T.; MCNAIR, P.J.; 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),** v. 19, n.3, p. 284-291, Mar. 2004.

Capítulo 4 - ARTIGO

PRESTRESS REVEALED BY PASSIVE CO-TENSION AT THE ANKLE JOINT

ABSTRACT

The present study tested the assumption that ankle elastic tissues are prestressed, by means of investigating the presence of simultaneous opposite passive elastic moments and thus, passive co-tension, at the ankle joint. A prestressed two-spring model generated qualitative predictions of the effects of stretching the posterior elastic structures of the ankle on the net passive moment of this joint. Twenty-seven healthy subjects were subjected to passive evaluation of the net elastic moment of the ankle in the sagittal plane, with the knee positioned at 90°, 60°, 30° and 0° of flexion, aiming at changing the length of the posterior biarticular elastic structures. The placement of the knee in more extended positions caused changes in the net passive moment as predicted by the prestressed model. The ankle position where the net passive moment equaled zero was shifted to more plantar flexed positions ($p<0.001$) and there was a global increase of ankle stiffness since both passive dorsiflexion stiffness ($p\leq0.037$) and passive plantar flexion stiffness ($p\leq0.029$) increased. The passive stiffness in the final plantar flexion positions also increased ($p\leq0.047$), suggesting that biarticular posterior elastic structures are pre-strained and still under tension when the ankle is maximally plantar flexed and the knee is close to 60°-90° of flexion. Resting positions were indicative of equilibrium between opposite passive elastic moments. The results revealed that there is passive co-tension at the ankle, demonstrating the existence of prestress in the elastic structures of this joint, in contrast with properties often assumed by traditional models of joint stability.

Keywords: Prestress, Pre-strain, Passive stability, Elastic properties, Ankle.

1. Introduction

The passive stability of synovial joints is used by the motor system to meet the demands of functional activities as it reduces metabolic cost and control complexity of active stability (Dickinson et al., 2000; Moritz and Farley, 2004). Passive stability is partly attributed to the spring-like properties of the soft tissues surrounding a joint (Loram et al., 2007).

Currently accepted models of joint stability often assume the existence of a range of motion, around the joint position where the net moment is zero, within which there would be negligible or no tension in elastic structures (Crawford et al., 1998; Panjabi, 2003). However, positions with complete absence of passive elastic moments were observed only in *in vitro* studies in which muscle-tendon units and fascial connections of a given joint had been removed (Oda et al., 1992; Thompson et al., 2003). *In vivo*, joint motion takes place under passive moments throughout the range of motion and the net passive moment equals zero and changes direction only at one specific joint position (McClure et al., 1998; Silder et al., 2007). In absence of concurrent opposite passive moments, this position would have to correspond to the slack lengths of both antagonistic groups of elastic structures (De Monte et al., 2006; Muraoka et al., 2002). This behavior is unlikely since every elastic structure and subcomponents have their own slack lengths (Zajac, 1989). The complex architecture of muscle-tendon units and their intra, inter and extra-muscular fascial connections make these slack lengths dependent on each other (Epstein et al., 2006; Yucesoy et al., 2003). Distinct elastic structures of a synergistic group start developing tension at different joint positions and some of them may exert moments before the joint position where the antagonistic elastic structures become slack. Thus, there will be passive co-tension, i.e. antagonistic elastic structures will be concurrently under tension and exert simultaneous

opposite moments within the joint range of motion. The joint position where the net elastic moment is zero is probably the position where these opposite moments are equal and offset each other (Fig. 1).

The possible existence of passive co-tension at joints leads to the hypothesis that the musculoskeletal system is a prestressed mechanical system. Prestress arises from pre-existing forces in components of a system, i.e. forces that are present when such system is at its resting position (before it is subjected to additional forces generated externally or internally) (Skelton et al., 2001; Sultan and Skelton, 2003). Prestressed systems can maintain prestress, in the form of tension, in elastic components configured with lengths beyond their slack lengths (pre-strained), and possess greater stiffness in comparison with systems without prestress (Skelton et al., 2001). Prestress also produces an equilibrium position where the resultant force is zero and the potential energy is minimal, causing the system to return to this position after a transient disturbance (Connelly and Back, 1998). Consequently, prestressed systems have intrinsic stability. Since musculoskeletal joints are systems with antagonistic tissues, prestressed elastic structures would create passive co-tension underlying the joints net passive moments and stiffnesses.

The present study tested the hypothesis that the net passive moment of a joint is resultant from simultaneous opposite elastic moments produced by prestress in the elastic tissues related to the ankle joint. The ankle allows changing the length of its posterior elastic structures (gastrocnemius muscle-tendon unit and its fascial connections) without changing the length of the antagonistic group of elastic structures, by means of motions at the knee joint. Qualitative predictions of the effects of stretching elastic structures of a synergistic group on the net passive moment of the ankle were generated by a prestressed two-spring model.

2. The prestressed two-spring model

The model consisted of two nonlinear ideal springs attached in series to opposite sides of a massless body. The springs were modeled as elastic cables and thus, could not produce compressive forces below their resting lengths (slack lengths). The springs represent the antagonistic groups of elastic structures of a joint, their resultant force is related to the net passive elastic moment, and the body linear position represents the joint angular position. Prestress was included in the model by stretching each spring the same arbitrary amount, shifting their slack lengths farther from the body mid position (Fig. 2).

The behavior of each spring was modeled using a quadratic function according to the nonlinear behavior of elastic forces produced by passively stretched musculoskeletal soft tissues (Voigt et al., 1995), and the resultant elastic force of the system was calculated as the sum of the springs' forces:

$$F_e = k\,(\Delta l)^2 \qquad (1)$$

$$F_R = \sum_{i=1}^{2} F_{ei} \qquad (2)$$

where F_e is the elastic force produced by each spring, k is their elastic modulus, Δl is the deformation of each spring, and F_R is the resultant elastic force in the system. The springs have equal arbitrary values for k and slack lengths (l_s). Springs' forces and the resultant force are shown in Fig. 3.

3. Model predictions

In the model, an additional arbitrary stretching of spring 2 generated changes in the behavior of the resultant force. The position where the resultant force is zero (equilibrium position) was shifted toward the spring 2. Moreover, there was a global

increase of the system stiffness, represented by the increases in the slopes of the force-position curve. Thus, unlike a slack system, stiffness would be affected in both directions (Fig. 4).

According to the changes in the resultant force of the prestressed model, qualitative predictions were generated for changes in the net passive elastic moment of the ankle caused by the stretching of its posterior structures: (*a*) the position where the net passive elastic moment is zero (estimated resting position) will be shifted to a more plantar flexed position; (*b*) the dorsiflexion stiffness, before the joint position where the net moment is zero, will increase; (*c*) the plantar flexion stiffness, after the joint position where the net moment is zero, will also increase. According to prediction *c*, a stiffness increase during the end of plantar flexion will suggest that the posterior structures of the ankle do not become slack at any tested joint position.

4. Methods

4.1. Subjects

Twenty-seven young healthy subjects (14 male, 13 female) volunteered to participate in the study. The mean (±SD) age, mass and height of the individuals were 23±3.15 years, 62.85±13.44kg, and 169±11cm, respectively. The ankle passive range of motion of the dominant limb, in the sagittal plane, was 56.66±10.6°, with maximum dorsiflexion of 14.66±6.73° and maximum plantar flexion of 43±7.32°, measured with the knee in full extension. Exclusion criteria were the presence of symptoms or history of injuries in the dominant lower limb. The participants signed an informed consent and this work was approved by the institution's Ethics in Research Committee.

4.2. Procedures

Initially, maximum passive dorsiflexion and plantar flexion angles at the ankle were measured in the dominant limb of each subject, with the knee in full extension, using a universal goniometer. Subjects were then positioned lying supine on an isokinetic dynamometer (Biodex System 3 Pro, Shirley, USA) with the lateral malleolus aligned with the axis of rotation of the equipment (Fig. 5). The foot was tightly fixed with velcro® on a plate and the thigh was supported on the equipment to enable the subject to stay as relaxed as possible. The shank of the same limb was positioned horizontally, using an analog inclinometer, and maintained in this posture during the procedure. The neutral position of the ankle (0°) was defined as an angle of 90° between the footplate and the shank, also measured with the inclinometer. The ankle was passively moved with a constant velocity of 5°/s, from maximum dorsiflexion to maximum plantar flexion, by the dynamometer, which registered the moment acting on its axis of rotation. The constant low velocity prevented inertial forces in the subject-equipment system, in accordance with the massless body of the model. One series of three repetitions was carried out with the knee joint positioned at 90°, 60°, 30° and 0° of flexion. Before each series a 5-repetition pre-conditioning series was conducted to maximally reduce tissue viscosity and to permit attributing ankle passive moments mostly to tissues elasticity (Hoang et al., 2007). The subjects were asked not to resist or help ankle motion voluntarily.

Surface electromyography of the medial gastrocnemius, soleus and tibialis anterior were monitored to guarantee that these muscles were relaxed during the tests. Electromyographic signal was initially registered with the subjects lying supine, completely relaxed. After each repetition, data were processed using the software Matlab (The Mathworks, Natick, MA), which enabled the identification of muscle

contractions, defined as activity amplitudes equal or greater than two standard deviations of the signal of the same muscle relaxed (Lamontagne et al., 1997). Repetitions with contractions were rejected and replaced by valid ones. Electromyographic data were collected at a frequency of 1000Hz with active electrodes and the MP100 system (Biopac System, Goleta, USA), and band-pass filtered with cut-off frequencies of 10Hz and 500Hz.

4.3. Data reduction

The moment registered by the isokinetic dynamometer was corrected for the moment generated by the weights of the lever-arm and footplate, measured after the tests of each subject. The resultant moment was further corrected by the moment produced by the weight of the foot, calculated based on anthropometric data (Winter, 2005). The final resultant moment was then considered as the passive elastic moment of the ankle in the sagittal plane. Dependent variables were calculated from the moment absolute values of the moment-position relation: (*1*) Ankle position, in degrees, where the net moment is zero ($\theta_{moment\text{-}zero}$); (*2*) Passive dorsiflexion stiffness, in Nm/rad, calculated as the mean slope (ΔNm/Δrad) of the moment-position relation (Bressel et al., 2004) at positions before the $\theta_{moment\text{-}zero}$, in the direction of dorsiflexion; (*3*) Passive plantar flexion stiffness, in Nm/rad, calculated as the mean slope of the moment-position relation at positions after the $\theta_{moment\text{-}zero}$, in the direction of plantar flexion; (*4*) Normalized final passive plantar flexion stiffness, in Nm/rad^2, calculated as the mean slope of the moment-position relation in the final 5° of plantar flexion, divided by the excursion after the $\theta_{moment\text{-}zero}$. All variables were calculated as the mean values of the three repetitions conducted at each knee position.

Since $\theta_{moment\text{-}zero}$ and thus, curve lengths after and before $\theta_{moment\text{-}zero}$ in the abscissa, could be modified among knee positions, caution had to be taken for variables definition. The length of a nonlinear curve influences the value of its mean slope. The longer is an increasing nonlinear curve (defined by an exact same function) the greater is the value of its mean slope. Hence, the lengths of the curves, after or before $\theta_{moment\text{-}zero}$ were taken into consideration for the definition of the dependent variables 2, 3, and 4. The dorsiflexion stiffness of each subject was calculated considering the smallest dorsiflexion excursion obtained among all knee positions, from $\theta_{moment\text{-}zero}$ to maximum dorsiflexed position. The plantar flexion stiffness of each subject was calculated considering the smallest plantar flexion excursion registered among all knee positions, from $\theta_{moment\text{-}zero}$ to maximum plantar flexed position. Therefore, the joint positions considered for calculation of dorsiflexion and plantar flexion stiffnesses of each subject were correspondent to these standardized excursions, starting from the $\theta_{moment\text{-}zero}$ of each knee position, toward dorsiflexion or plantar flexion, respectively. Finally, the stiffness in the final 5° of plantar flexion was normalized by the excursion after the $\theta_{moment\text{-}zero}$. Therefore, it was possible to remove the influence of curve length on these variables.

4.4. Statistical Analyses

Repeated measures analyses of variance (ANOVA) with one factor (knee position) and four levels (90°, 60°, 30°, 0°) were carried out for each dependent variable. When significant differences were identified for the main effects, pre-planned contrasts were used to test for specific differences. The significance level (α) was set at 0.05.

Intraclass correlation coefficients ($ICC_{3,1}$), corresponding to the between-repetitions reliabilities, were determined to enable further calculation of the standard error of measurement (SEM) of each dependent variable.

5. Results

Main effects for all variables were significant ($p<0.001$). Planned contrasts revealed that the placement of the knee in more extended positions significantly shifted the $\theta_{moment\text{-}zero}$ toward plantar flexion ($p<0.001$). In addition, passive dorsiflexion stiffness ($p\leq0.037$), passive plantar flexion stiffness ($p\leq0.001$) and final passive plantar flexion stiffness ($p\leq0.047$) increased significantly with knee extension (Fig. 6). Means, standard deviations and *p* values are shown in Table 1. ICCs varied from 0.95 to 0.99, showing excellent between-repetitions reliabilities. SEM values varied from 0.4 to 2.06 and were smaller than the corresponding mean differences, for each variable, demonstrating that the differences were not due to possible inherent measurement errors (Portney and Watkins, 2000).

6. Discussion

The changes observed in the passive mechanical behavior of the ankle joint are in accordance with the predictions of the prestressed two-spring model, demonstrating that the ankle net passive moment in the sagittal plane is, at least partly, resultant from simultaneous opposite elastic moments. The $\theta_{moment\text{-}zero}$s (estimated resting positions without influence of external forces) correspond to the equilibrium of pre-existing opposite passive moments and not to lack of tension. Such findings indicate that the ankle is a prestressed joint and thus antagonistic elastic structures are co-tensioned in part of the ankle joint range of motion. Studies that attribute the ankle resistance

moment only to the elastic structures which are antagonistic to the unidirectional angular displacement analyzed (De Zee and Voigt, 2002; Kubo et al., 2001) should consider that this moment may be also influenced by the elastic structures which produce moments in the direction of the displacement. It is usually expected that changes in knee position affect only dorsiflexion stiffness as a result of tension changes in biarticular posterior structures (Silder et al., 2007); however, as demonstrated by the present study, there is a global stiffness change since plantar flexion stiffness was also modified (Fig. 7), as well as the $\theta_{moment\text{-}zero}$. These changes are known responses of prestressed mechanical systems when the tension of one or more of their elastic structures is asymmetrically modified (Skelton et al., 2001).

The present study revealed the presence of prestress, regardless of the specific structures which are co-tensioned. However, the changes studied were produced by tension increases in the elastic structures that are affected by knee position (biarticular posterior structures and the uniarticular posterior structures possibly connected to them). Therefore, it is possible to infer that these structures start developing tension at knee positions beyond angles close to 60°-90° of flexion. The increases in the final plantar flexion stiffness suggest that such structures are still under tension in the final plantar flexion positions, even when the knee is close to 60°-90° of flexion, indicating a large pre-strain. These findings are in agreement with those of Hoang et al. (2007) who demonstrated that the gastrocnemius muscle starts developing tension at knee positions close to 100°. Muraoka et al. (2005) found that this muscle becomes tensioned when the knee is at 43° and the ankle is at 10° of dorsiflexion. Such distinct results may be due to sample-specific differences.

The passive co-tension resultant from prestress produces higher stiffness than the stiffness of each elastic component (Fig. 3) and thus, might contribute to the

production of the net passive stiffness of joints without requiring each elastic structure to have higher stiffness and thus, larger cross-sectional area and mass (Chleboun et al., 1997). Co-tension may be explored and used, associated with other passive properties (e.g. viscosity), to accomplish active joint stability. Since $\theta_{moment\text{-}zero}$s were identified as positions where there is equilibrium of opposite moments, it was possible to show that there is passive co-tension from the more dorsiflexed $\theta_{moment\text{-}zero}$ (around 9° of plantar flexion, observed with knee at 90°) to the final plantar flexion positions (around 43°), in a total ankle excursion of 34°, approximately. *In vivo* estimates of ankle positions where the anterior structures become slack are not available in the literature. Hence, the extent of co-tension at more dorsiflexed positions cannot be estimated. Even so, it should be noted that the ankle positions where co-tension was identified and the knee range studied (to which the results are limited) are positions used during common activities such as walking and running (Novacheck, 1998).

Traditional models of joint stability do not consider myofascial tissues as part of the elastic structures that provide passive stability, which may mislead to the idea of intermediary ranges of motion without tissue tension, within which muscles would contribute only actively to stability generation (Crawford et al., 1998; Panjabi, 2003). The prestress which arises from the presence of myofascial tissues and connections may partly explain the contrast between the continuous intersegmental passive moments observed in the spine *in vivo* (Hasegawa et al., 2008) and the intermediary ranges of motion with no tissue tension observed only in spine joints *in vitro* (with no myofascial tissues) (Oda et al., 1992). Even some *in vitro* biomechanical analyses did not find ranges of motion with complete tissue slackness, suggesting that isolated ligaments may also hold some amount of pre-tension (Heuer et al., 2007; Novotny et al., 1998). Further, the intricate fascial connections (Huijing, 1999; Yucesoy et al., 2003) are

usually not considered in musculoskeletal models (Zajac, 1989). Passive properties of isolated muscles *in vitro*, in the absence of these connections, are often assumed (Hoy et al., 1990). A property commonly accepted is that each muscle in the system starts developing passive tension at the length (joint position) where this muscle exerts maximum active isometric force (optimum length) (Zajac, 1989), as observed *in vitro* (Woittiez et al., 1983). Hoy et al. (1990), for instance, calculated model-based estimates of the ankle position where the gastrocnemius exerts maximum active isometric moment and found angles close to 15° degrees of plantar flexion. This would be an estimate of the joint position where this muscle starts developing passive tension; however, this conclusion is questionable according to our results. Mechanical properties originated from the *in vivo* architectural complexity, such as the passive co-tension resultant from prestress and the large pre-strain of the posterior elastic structures of the ankle, should be addressed to appropriately study the role of passive properties on joint stability and movement coordination.

Conflict of interest statement

The authors disclose that there is not any conflict of interest which could have biased this work.

Reference List

Bressel, E., Larsen, B. T., McNair, P. J., Cronin, J., 2004. Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: a comparison with matched controls. Clinical Biomechanics 19**,** 284-291.

Crawford, N. R., Peles, J. D., Dickman, C. A., 1998. The spinal lax zone and neutral zone: measurement techniques and parameter comparisons. Journal of Spinal Disorders 11, 416-429.

Chleboun, G. S., Howell, J. N., Conatser, R. R., Giesey, J. J., 1997. The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. Clinical Biomechanics 12**,** 383-392.

Connelly, R., Back, A., 1998. Mathematics and tensegrity. American Scientist 86**,** 142-151.

De Monte, G., Arampatzis, A., Stogiannari, C., Karamanidis, K., 2006. In vivo motion transmission in the inactive gastrocnemius medialis muscle-tendon unit during ankle and knee joint rotation. Journal of Electromyography and Kinesiology 16**,** 413-422.

De Zee, M., Voigt, M., 2002. Assessment of functional series elastic stiffness of human dorsiflexors with fast controlled releases. Journal of Applied Physiology 93**,** 324-329.

Dickinson, M. H., Farley, C. T., Full, R. J., Koehl, M. A., Kram, R., Lehman, S., 2000. How animals move: an integrative view. Science 288**,** 100-106.

Epstein, M., Wong, M., Herzog, W., 2006. Should tendon and aponeurosis be considered in series? Journal of Biomechanics 39**,** 2020-2025.

Hasegawa, K., Kitahara, K., Hara, T., Takano, K., Shimoda, H., Homma, T., 2008. Evaluation of lumbar segmental instability in degenerative diseases by using a new intraoperative measurement system. Journal of Neurosurgery: Spine 8, 255-262.

Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., Wilke, H. J., 2007. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. Journal of Biomechanics 40, 271-280.

Hoang, P. D., Herbert, R. D., Todd, G., Gorman, R. B., Gandevia, S. C., 2007. Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. Journal of Experimental Biology 210**,** 4159-4168.

Hoy, M. G., Zajac, F. E., Gordon, M. E., 1990. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. Journal of Biomechanics 23**,** 157-169.

Huijing, P. A., 1999. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. Journal of Biomechanics 32**,** 329-345.

Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T., 2001. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? European Journal of Applied Physiology 85, 226-232.

Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., Dumas, F., 1997. Impaired viscoelastic behaviour of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. Clinical Biomechanics 12, 508-515.

Loram, I. D., Maganaris, C. N., Lakie, M., 2007. The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. Journal of Physiology 584, 661-675.

McClure, P., Siegler, S., Nobilini, R., 1998. Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. Spine 23, 216-223.

Moritz, C. T., Farley, C. T., 2004. Passive dynamics change leg mechanics for an unexpected surface during human hopping. Journal of Applied Physiology 97, 1313-1322.

Muraoka, T., Chino, K., Muramatsu, T., Fukunaga, T., Kanehisa, H., 2005. In vivo passive mechanical properties of the human gastrocnemius muscle belly. Journal of Biomechanics 38, 1213-1219.

Muraoka, T., Muramatsu, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukunaga, T., 2002. Length change of human gastrocnemius aponeurosis and tendon during passive joint motion. Cells Tissues Organs 171, 260-268.

Novacheck, T. F., 1998. The biomechanics of running. Gait and Posture. 7, 77-95.

Novotny, J. E., Nichols, C. E., Beynnon, B. D., 1998. Normal kinematics of the unconstrained glenohumeral joint under coupled moment loads. Journal of Shoulder and Elbow Surgery 7, 629-639.

Oda, T., Panjabi, M. M., Crisco III, J. J., Bueff, H. U., Grob, D., Dvorak, J., 1992. Role of tectorial membrane in the stability of the upper cervical spine. Clinical Biomechanics 7, 201-207.

Panjabi, M. M., 2003. Clinical spinal instability and low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology 13, 371-379.

Portney, L. G., Watkins, M. P., 2000. Foundations of Clinical Research: Applications to Practice. Prentice-Hall, Upper Saddle River, NJ.

Silder, A., Whittington, B., Heiderscheit, B., Thelen, D. G., 2007. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. Journal of Biomechanics 40, 2628-2635.

Skelton, R. E., Helton, J. W., Adhikari, R., Pinaud, J., Chan, W., 2001. An introduction to the mechanics of tensegrity structures. In: Hurmuzlu, Y., Nwokah, O. D. I. (Eds.), The Mechanical Systems Design Handbook: Modeling, Measurement, and Control. CRC Press, Boca Raton, pp. 316-386.

Sultan, C., Skelton, R., 2003. Deployment of tensegrity structures. International Journal of Solids and Structures 40**,** 4637-4657.

Thompson, R. E., Barker, T. M., Pearcy, M. J., 2003. Defining the Neutral Zone of sheep intervertebral joints during dynamic motions: an in vitro study. Clinical Biomechanics 18**,** 89-98.

Voigt, M., Bojsen-Moller, F., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., 1995. The influence of tendon Young's modulus, dimensions and instantaneous moment arms on the efficiency of human movement. Journal of Biomechanics 28, 281-291.

Winter, D. A., 2005. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley and Sons, Hoboken.

Woittiez, R. D., Huijing, P. A., Rozendal, R. H., 1983. Influence of muscle architecture on the length-force diagram of mammalian muscle. Pflugers Archiv: European Journal of Physiology 399**,** 275-279.

Yucesoy, C. A., Koopman, B. H., Baan, G. C., Grootenboer, H. J., Huijing, P. A., 2003. Effects of inter- and extramuscular myofascial force transmission on adjacent synergistic muscles: assessment by experiments and finite-element modeling. Journal of Biomechanics 36**,** 1797-1811.

Zajac, F. E., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Critical Reviews in Biomedical Engineering 17**,** 359-411.

Figure 1.

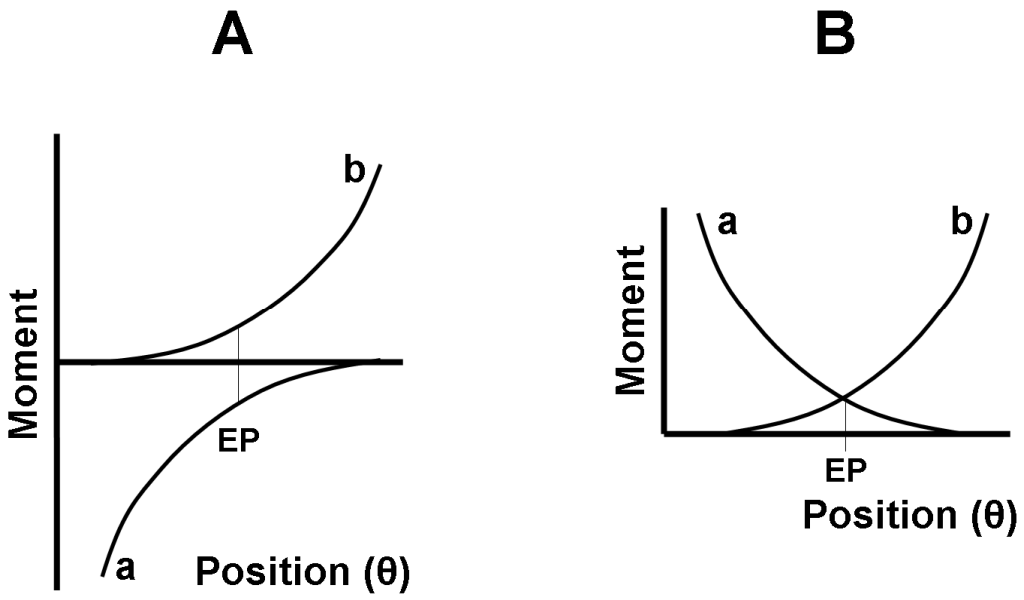

Figure 1. Schematic representation of the passive moments produced by antagonistic groups of elastic structures (*a* and *b*), as a function of joint position (*θ*). Opposite moments *a* and *b* would be simultaneous in part of the range of motion, generating an equilibrium position (*EP*) where the net moment (not shown) equals zero. Graph B shows absolute values of the moments in order to facilitate visualization of the *EP* as the position where moment curves cross each other.

Figure 2.

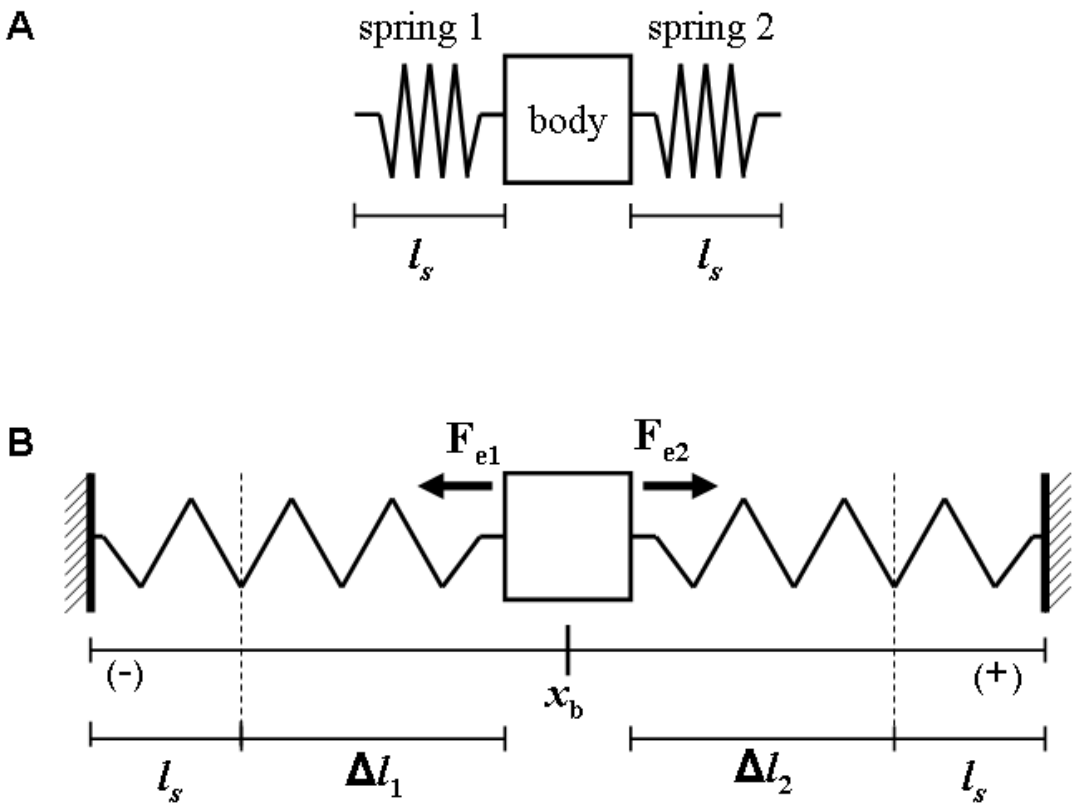

Figure 2. The prestressed two-spring model of the joint passive elastic properties. (A) the model before inclusion of prestress, where the springs are at their slack lengths (l_s); (B) prestressed model where the springs are pre-strained (before the body is subjected to any displacement). The stretching of the springs shifted their slack lengths farther from the body mid position and hence, the springs become slack when body displacement reaches their slack lengths (dashed lines). F_{e1} and F_{e2}: elastic forces of springs 1 and 2, respectively. Δl_1 and Δl_2: deformations of springs 1 and 2, respectively. x_b: body positions within the range of displacement.

Figure 3.

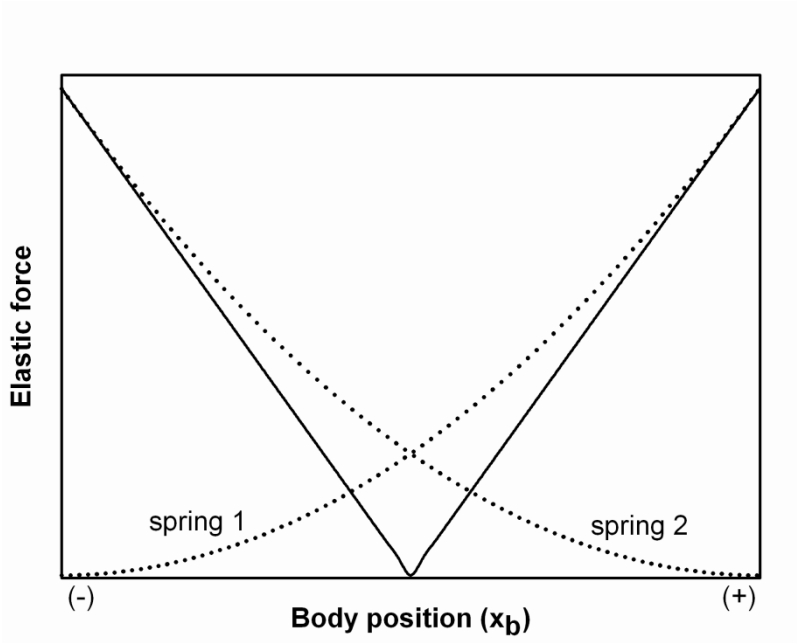

Figure 3. Forces (absolute values) generated by the prestressed two-spring model at the body positions where the springs are co-tensioned and there are concurrent opposite forces. The dotted lines correspond to the elastic forces of springs 1 and 2 (F_{e1} and F_{e2}), representing the opposite moments produced by the antagonistic groups of elastic structures of a joint. The solid line is the resultant force (F_R), with a single body position where its value equals zero (equilibrium position), and represents the net passive moment of a joint. Absolute values are shown in order to facilitate visualization of the equilibrium position as the body position where the F_R curve "touches" the abscissa. Notice the greater stiffness (slope) produced by the resultant force in comparison to the stiffness of each spring. The linearity of the resultant force is due to the fact that the springs' forces were determined by identical functions, which is unlikely for the asymmetric antagonistic elastic structures of joints *in vivo*. The linearity obtained does not influence the qualitative predictions of the model.

Figure 4.

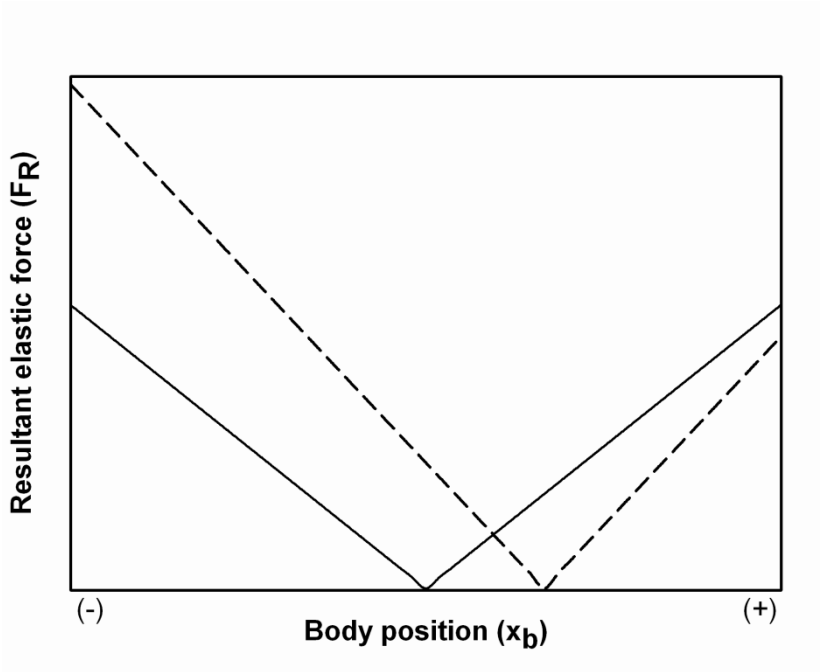

Figure 4. Resultant elastic force (F_R) (absolute values) relative to body position (x_b), at the displacement range where the springs produce concurrent opposite forces (not shown). The solid line is the resultant force of the prestressed system before the additional stretching of spring 2 and the dashed line is the resultant force after this stretching. The equilibrium position was shifted toward the force of spring 2 and the system stiffness increased both in the negative direction (before the equilibrium position) and the positive direction (after the equilibrium position).

Figure 5.

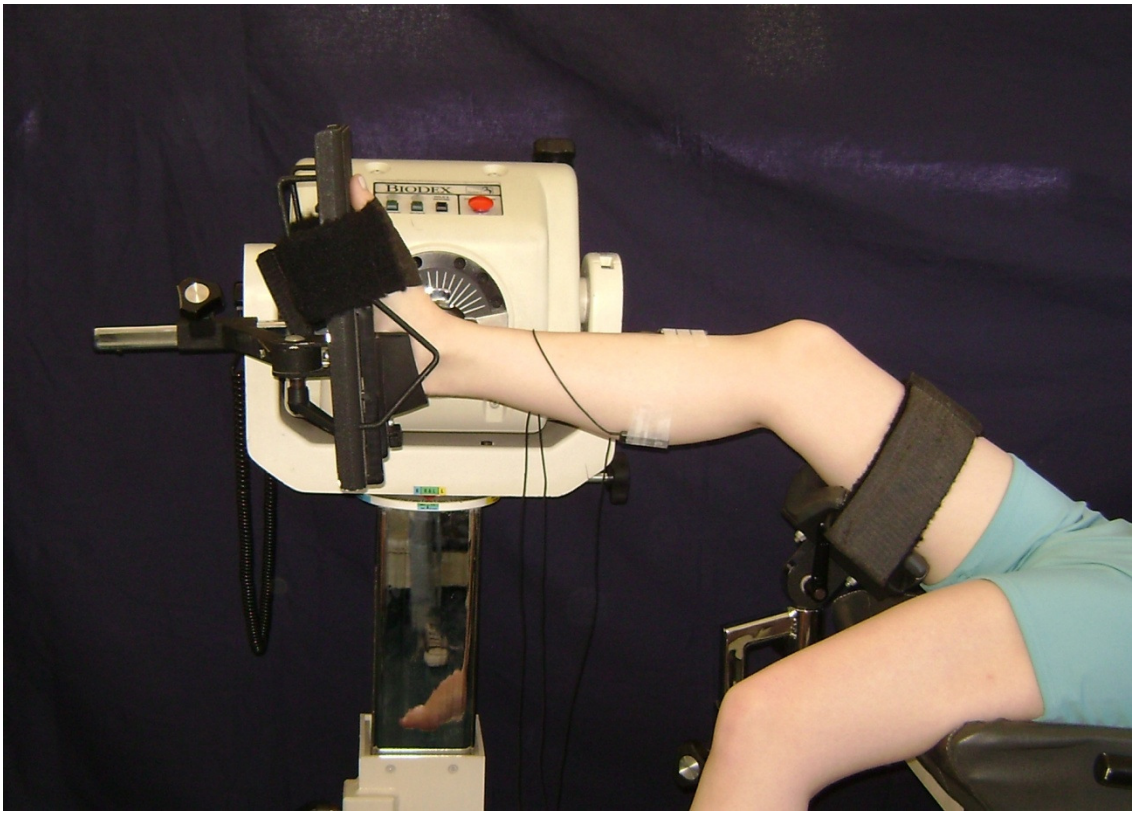

Figure 5. Experimental setup for the condition in which the knee was maintained at 30° of flexion.

Figure 6.

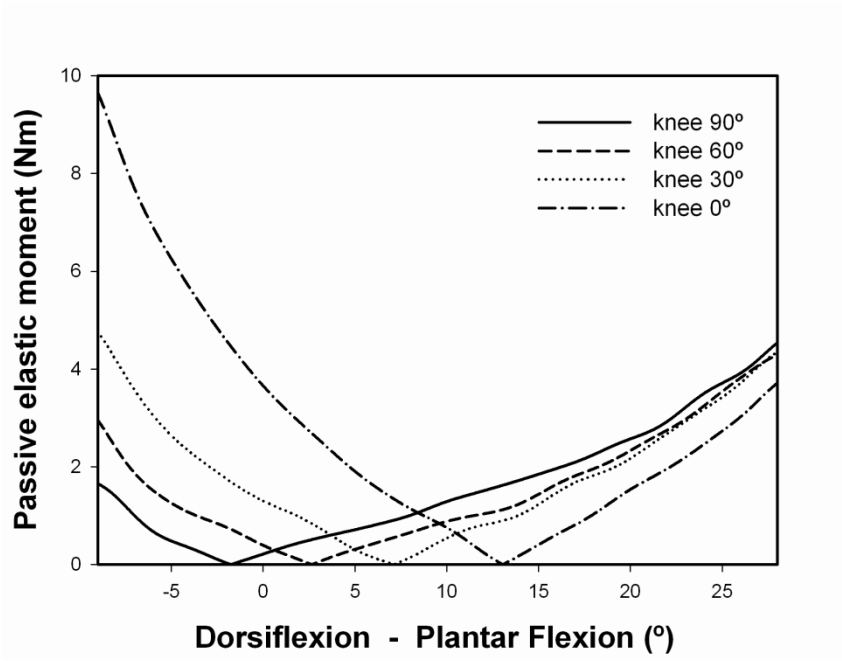

Figure 6. Ankle net passive moments (absolute values) of a representative subject, obtained in one repetition with the knee at each position.

Figure 7.

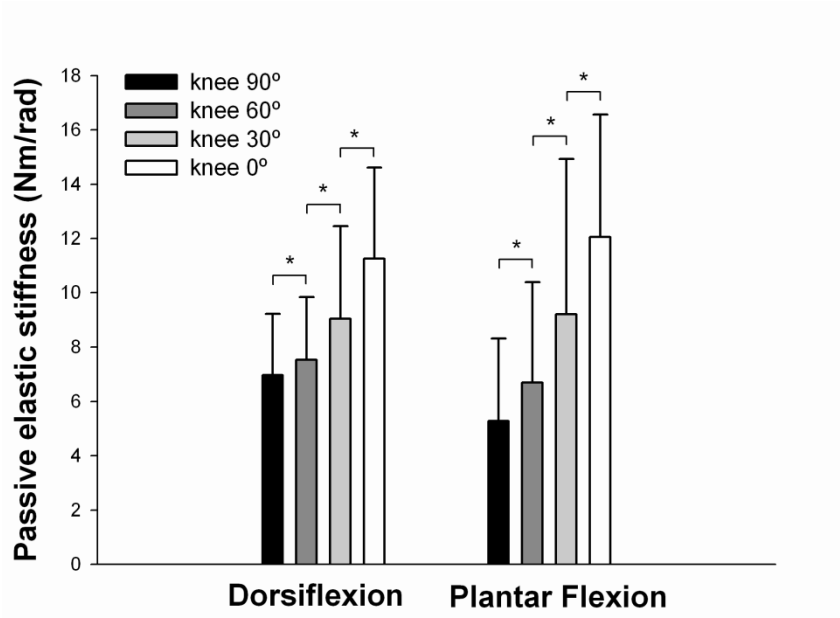

Figure 7. Global increase in system stiffness caused by the placement of the knee in more extended positions, demonstrated by increases in both passive dorsiflexion stiffness (as usually expected) and passive plantar flexion stiffness (counterintuitively for traditional assumptions), before and after the $\theta_{moment\text{-}zero}$, respectively. * $p<0.05$.

Table 1. Means (±SD) of the parameters of ankle net passive elastic moment and *p* values of the comparisons among knee positions.

	Knee 90°	*p*	Knee 60°	*p*	Knee 30°	*p*	Knee 0°
$\theta_{moment\text{-}zero}$ (°)	8.87 ± 5.3	$p<0.001$	12.26 ± 5.42	$p<0.001$	15.96 ± 5.61	$p<0.001$	20.12 ± 6.54
Dorsiflexion stiffness (Nm/rad)	6.97 ± 2.24	$p = 0.037$	7.53 ± 2.31	$p = 0.003$	9.04 ± 3.4	$p<0.001$	11.26 ± 3.35
Plantar flexion stiffness (Nm/rad)	5.27 ± 3.04	$p<0.001$	6.69 ± 3.7	$p<0.001$	9.2 ± 5.73	$p = 0.001$	12.05 ± 4.51
Final plantar flexion stiffness (Nm/rad^2)	23.48 ± 14.68	$p<0.001$	27.22 ± 15.82	$p = 0.037$	31.74 ± 21.43	$p = 0.047$	37.64 ± 19.78

p values of the contrast analyses, correspondent to the comparisons between one knee position and the subsequent more extended knee position. The level of significance was set at 0.05.

Capítulo 5 - CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho demonstrou a presença de pré-estresse na articulação do tornozelo, identificado pela presença simultânea de torques elásticos passivos opostos (co-tensão passiva). Os resultados indicaram que tecidos elásticos antagônicos estão sob tensão passiva nas posições de repouso articular ($\theta_{torque\text{-}zero}$) e em parte da amplitude de movimento disponível nesta articulação. As posições de repouso foram identificadas como posições de equilíbrio entre torques gerados por tensões antagônicas simultâneas e não como posições indicativas da ausência de tensão teoricamente característica de "zonas neutras" articulares. O torque elástico, a rigidez e, assim, a estabilidade passiva apresentados pela articulação do tornozelo são resultantes do pré-estresse existente em suas estruturas elásticas, associado às propriedades viscosas desses tecidos.

O fato de a mudança de posição do joelho, de 90° para 60° de flexão, ter gerado as predições do modelo pré-estressado indica que as estruturas elásticas posteriores do tornozelo que são afetadas pela posição do joelho (estruturas posteriores biarticulares e as estruturas posteriores uniarticulares conectadas a elas) se tornam tensas em posições de joelho mais fletidas que 90° ou entre as posições de 90° e 60° de flexão dessa articulação. De maneira geral, pode-se concluir que estas estruturas começam a apresentar tensão passiva antes da posição de 60° de flexão do joelho, mesmo com o tornozelo em flexão plantar máxima. Este achado demonstra grande pré-tensão nessas estruturas. Os efeitos encontrados nas subseqüentes mudanças de posição do

joelho (de 60° para 30° e de 30° para 0°), também de acordo com as predições, reforçam as evidências sobre a presença de co-tensão passiva resultante do pré-estresse tecidual.

Mesmo que tenha sido possível fazer algumas inferências específicas para as estruturas posteriores biarticulares do tornozelo, este estudo teve objetivo de demonstrar a presença de co-tensão passiva, indicativa de pré-estresse tecidual, independentemente das estruturas anatômicas específicas que apresentam essa propriedade. Para isso, foram geradas mudanças do comprimento e, consequentemente, da tensão das estruturas elásticas que são afetadas pela posição do joelho. Não foram modificados o comprimento e a tensão passiva de estruturas elásticas posteriores uniarticulares que possivelmente não são influenciadas pela posição do joelho, como algumas porções do músculo sóleo e ligamentos do tornozelo. Assim, os resultados não oferecem informações específicas sobre a tensão dessas estruturas.

A co-tensão passiva é uma propriedade, apresentada por sistemas pré-estressados que possuem estruturas elásticas antagônicas, crucial para a geração de estabilidade intrínseca. A FIG. 3 representa como a rigidez resultante de forças elásticas opostas simultâneas é maior que a rigidez de cada componente elástico. O presente estudo identificou, na articulação do tornozelo, a presença de co-tensão passiva, entre posições próximas a 9° de flexão plantar e a posição de final de flexão plantar (43°, aproximadamente), numa amplitude média de 34°. Essa amplitude representou em torno de 60% da amplitude total de movimento do tornozelo no plano sagital. Uma vez que não existem, na literatura, medidas *in vivo* da posição do tornozelo em que suas estruturas anteriores começam a apresentar tensão, não se sabe a

extensão da co-tensão passiva em posições mais dorsifletidas. Entretanto, como as posições de repouso representam posições de equilíbrio entre torques elásticos opostos e a $\theta_{torque\text{-}zero}$ mais dorsifletida teve um valor aproximado de 9° de flexão plantar, as estruturas anteriores provavelmente começam a desenvolver tensão em posições articulares ainda mais dorsifletidas. Assim, é provável que exista co-tensão, entre as estruturas elásticas consideradas, em uma amplitude maior que a identificada pela metodologia do presente estudo.

Mesmo que a co-tensão passiva no tornozelo possa ter uma extensão maior que a identificada, vale destacar que as posições articulares em que foi demonstrada a presença dessa propriedade são comumente utilizadas durante atividades realizadas em cadeia cinética fechada, como as fases de apoio da marcha e da corrida. Além disso, os resultados apresentados correspondem apenas às posições de joelho estudadas, incluindo suas posições intermediárias. Essas posições são, também, frequentemente utilizadas durante atividades em cadeia cinética fechada. Assim, o sistema motor pode utilizar da rigidez gerada pela co-tensão passiva presente no tornozelo durante essas atividades.

É possível que outras articulações também possuam pré-estresse, o que faria do sistema músculo-esquelético um sistema pré-estressado. Os torques passivos apresentados por outras articulações sinoviais, com uma única posição articular em que esse torque é igual a zero, reforça essa possibilidade. Assim o pré-estresse e a estabilidade passiva intrínseca fornecida por essa propriedade poderiam ser explorados e utilizados pelo sistema motor para alcançar estabilidade articular durante atividades estáticas e dinâmicas.

ANEXO – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo