UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

ESTUDO DA RELAÇÃO ENTRE A FORÇA APLICADA E O DESLOCAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DURANTE A MANOBRA DE MOBILIZAÇÃO ARTICULAR ÂNTERO-POSTERIOR DO TÁLUS EM INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS

Marcelo von Sperling de Souza

Belo Horizonte

2007

Marcelo von Sperling de Souza

ESTUDO DA RELAÇÃO ENTRE A FORÇA APLICADA E O DESLOCAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DURANTE A MANOBRA DE MOBILIZAÇÃO ARTICULAR ÂNTERO-POSTERIOR DO TÁLUS EM INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS

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

Área de concentração:
DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO

Orientador: Prof. Dr. Marcos Antônio de Resende
Co-orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte

Universidade Federal de Minas Gerais

2007

A todos que acreditam na fisioterapia
como profissão e ciência.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar sempre ao meu lado.

Ao Prof. Dr. Marcos Antônio de Resende, pelo apoio, suporte e confiança dados a mim e a este trabalho, em todos os momentos.

Ao Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas, pela fundamental contribuição nesta pesquisa e por seu empenho e prestatividade na superação dos empecilhos.

Às colegas Cláudia Venturini e Luciana Mundim, pelo comprometimento e seriedade dispensados a este estudo, especialmente em relação ao procedimento experimental.

Ao colega Gustavo Cançado, por sua grande colaboração e pelo apoio técnico fornecido na utilização da miniplataforma de força e sistemas relacionados.

A toda a "equipe" que integrou o Laboratório de Análise de Movimento da EEFFTO/UFMG durante a realização deste estudo, em especial a Nadja Pereira, João Lucas, Renato Trede, prof[a]. Dra. Renata Kirkwood e prof[a]. Dra. Elyonara Figueiredo, cujas assistências foram imprescindíveis.

Ao Laboratório de Biomecânica - BIOLAB/EEF, que gentilmente cedeu parte do material necessário à condução do estudo.

A todos os professores e funcionários do Departamento de Fisioterapia, por fazerem deste um ambiente de eterna aprendizagem e boa convivência.

Ao meu tio Eduardo Sarmento Valente (CDNT/CNEN), pelas inúmeras contribuições e soluções apresentadas à sincronização dos sistemas.

A meus pais, pelo incentivo contínuo; ao meu irmão Rafael, pelo auxílio; e a todos meus familiares, presentes e ausentes.

À Juliana, pelo amor, carinho, incentivo e compreensão, em todos os momentos.

Aos colegas de mestrado, pelo apoio e pelos bons momentos vividos durante o curso – desejo muito sucesso a todos vocês.

A todos os amigos e colegas de profissão, em destaque os membros do Comitê de Especialistas em Fisioterapia Esportiva (COMEFE).

A toda a equipe do “Espaço Hara Pilates”, pelo incentivo, apoio e compreensão contínuos durante todas as etapas do mestrado.

A Erin Shimoide, pelo auxílio nas fotografias.

A todos os voluntários, pela prestatividade, paciência e colaboração.

RESUMO

A mobilização articular ântero-posterior do tálus consiste em uma técnica indicada para restauração do movimento acessório e aumento da amplitude do movimento (ADM) de dorsiflexão do tornozelo. O sistema de avaliação e tratamento proposto por Maitland possui caráter empírico e mecanismo de ação incerto, apesar das evidências de sua eficácia clínica. O objetivo deste estudo foi determinar a correlação entre a força aplicada e o deslocamento ocorrido durante a aplicação desta manobra de mobilização, utilizando os graus III e IV de Maitland, e seu efeito sobre a ADM de dorsiflexão do tornozelo. Foram estudados 10 homens e 15 mulheres, com média de idade de 25,08 anos, desvio-padrão de 3,01. Dois examinadores (A e B), em ordem aleatória, realizaram a manobra de mobilização por 30 segundos no tornozelo direito dos voluntários. As forças aplicadas foram medidas através de uma miniplataforma de força, posicionada sob a perna do voluntário. Os examinadores tiveram acesso ao *feedback* visual das forças em um monitor de computador. O deslocamento linear ocorrido na articulação do tornozelo foi medido através de um sistema de análise de movimento *Qualisys ProReflex® MCU*. Os sistemas foram sincronizados por *software*. A ADM ativa de dorsiflexão antes e após a mobilização foi medida através de um goniômetro biplanar. A análise estatística foi realizada por meio do coeficiente de correlação de *Pearson* para as variáveis força e deslocamento, considerando-se as médias dos valores absolutos, mínimos e máximos, além da variação (valores máximos – valores mínimos). O teste-t pareado foi utilizado para comparar as médias da ADM de dorsiflexão antes e após a mobilização. Todas as análises consideraram nível

de significância α de 0,05. Foi encontrada fraca correlação positiva entre a variação da força e o deslocamento ocorrido (r=0,370; valor-p unicaudal=0,049) e fraca correlação negativa entre a média das forças mínimas e o deslocamento ocorrido (r=0,404; valor-p unicaudal=0,035), somente para o examinador A. Em relação à ADM de dorsiflexão, foi encontrado um aumento significativo (p=0,035) de 0,81 graus no tornozelo direito e ausência de diferenças no tornozelo esquerdo. Podemos concluir que os resultados são relevantes para a clínica da Fisioterapia, pois confirmam o ganho imediato da ADM de dorsiflexão após a aplicação da manobra de mobilização articular. Os dados indicam que futuros estudos devem utilizar o *feedback* visual para garantir a confiabilidade das forças aplicadas entre terapeutas. O desenvolvimento de métodos mais sensíveis e confiáveis pode esclarecer a relação entre força e deslocamento durante a manobra de mobilização articular do tálus, graus III e IV da técnica de Maitland.

Palavras-chave: articulação talocrural; amplitude de movimento; mobilização articular; estudo metodológico; sistema de análise de movimento.

ABSTRACT

Anteroposterior mobilization of the talus is a technique recommended for improvement of accessory motion and ankle dorsiflexion range of motion (ROM). Maitland's concept of assessment and treatment has empirical basis and its mechanism of action remains uncertain, although there is evidence of its efficiency. The purpose of this study was to determinate the correlation between applied forces and joint displacement, as well as the effect on dorsiflexion ROM, in regards to Maitland grade III and IV mobilization. Ten male and 15 female were included, with a mean age of 25.08 years, standard-deviation of 3.01. Two raters (A and B), in random sequence, performed a 30-second mobilization on subjects right ankle. Applied forces were measured by a small force plate placed under the subject's shaft. Linear joint displacement was quantified by a motion analysis system (Qualisys ProReflex® MCU). These two systems were synchronized by software. Dorsiflexion active ROM before and after mobilization was assessed using a biplane goniometer. Statistical analysis was performed using the Pearson's Correlation Coefficient for force and displacement outcomes (absolute, minimum, maximum and range means). The paired t-test was used to compare dorsiflexion ROM means, before and after mobilization. All analysis were performed at $\alpha=0.05$. A weak positive correlation was found between force range and displacement ($r=0.370$) and a weak negative correlation was found between minimum forces and displacement ($r=0.404$), only for rater A data. In regards to dorsiflexion ROM, a significant ($p=0.035$) increase of 0.81 degree was found in the right ankle, while no differences occurred in the left ankle. These results are relevant for

physiotherapy clinical practice, since they confirm the increase in the ankle dorsiflexion ROM immediately after joint mobilization. In addition, our data suggest that future studies must use visual feedback for assurance of a high interrater reliability regarding applied forces. A clearer evaluation of the biomechanical role of Maitland joint mobilization may require the utilization of more reliable methods for assessing force-displacement relationship.

Key-words: talocrural joint; range of motion; joint mobilization; methodological study; motion analysis system.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO 11

CAPÍTULO 2 – MATERIAIS E MÉTODOS 22
2.1 Delineamento experimental 22
2.2 Amostra 1 – Estudo da confiabilidade do goniômetro biplanar .. 22
2.3 Amostra 2 – Estudo da relação entre a força aplicada e o deslocamento da articulação do tornozelo durante a mobilização articular do tálus 22
2.4 Critérios de inclusão 23
2.5 Instrumentos 24
2.5.1 Balança mecânica e antropômetro 24
2.5.2 Goniômetro biplar 24
2.5.3 Mini-plataforma de força 25
2.5.4 Sistema de análise de movimento 26
2.6 Procedimentos 27
2.6.1 Apresentação do TCLE e inclusão no estudo 27
2.6.2 Registro na folha de coleta 27
2.6.3 Sincronização dos sistemas (mini-plataforma de força e sistema de análise de movimento) 27
2.6.4 Treinamento dos examinadores 28
2.6.5 Procedimento experimental 28
2.6.5.1 Estudo da confiabilidade do goniômetro biplanar 28
2.6.5.2 Estudo da relação entre a força aplicada e o deslocamento da articulação do tornozelo durante a mobilização articular do tálus 32
2.6.5.3 Segunda sessão de mobilização articular 38
2.7 Análise estatística 39

CAPÍTULO 3 – REFERÊNCIAS 41

CAPÍTULO 4 – ESTUDO DA RELAÇÃO FORÇA E DESLOCAMENTO DURANTE A MOBILIZAÇÃO ARTICULAR ÂNTERO-POSTERIOR DO TÁLUS 47

CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS 70

ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA 72
APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO 73
APÊNDICE 2 – FOLHA DE COLETA 76
APÊNDICE 3 – MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DOS DADOS DE FORÇA E DESLOCAMENTO PARA OS EXAMINADORES A E B 77

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

A articulação do tornozelo ou talocrural corresponde à articulação do tálus com a tíbia e a fíbula distais[1], podendo ser decomposta em três articulações distintas: tibiotalar, fibulotalar e tibiofibular distal[2]. A talocrural é considerada uma das articulações mais congruentes do corpo humano[3,4]. Sua superfície articular proximal é composta pela concavidade da tíbia e dos maléolos tibial e fibular, denominada pinça maleolar, e sua superfície articular distal pelo corpo do tálus, que se subdivide em faceta lateral, faceta medial e tróclea[4,5].

Classicamente, a talocrural é classificada como uma articulação sinovial em dobradiça, com eixo único e oblíquo, possuindo assim somente um grau de liberdade: dorsiflexão/flexão plantar[2,4]. Contudo, pela existência de pequenos movimentos do tálus nos planos frontal, inclinação talar, e transverso, rotação talar[3,4,5], a localização deste eixo está em constante mudança à medida que a articulação se move através da amplitude de movimento (ADM) disponível, caracterizando um eixo de rotação móvel ou instantâneo[1,4,6,7]. Além disso, a posição desse eixo não é exatamente perpendicular ao plano sagital, o que leva à ocorrência de pequenos movimentos de abdução e eversão acompanhando a dorsiflexão, assim como pequenos movimentos de adução e inversão acompanhando a flexão plantar[1,2].

Os movimentos da articulação talocrural têm grande relevância funcional, sendo a presença de movimentos triplanares importante na estabilidade e função do complexo tornozelo-pé[5]. Juntamente com a articulação subtalar, a talocrural é responsável pela transferência de carga da perna para o pé, influenciando intimamente a orientação deste com o solo[3,5,6]. Para uma marcha normal, cerca de

10º de dorsiflexão[8,9] e 20º a 25º de flexão plantar são considerados necessários[8]. Adicionalmente, Crosbie, Green e Refshauge (1999)[9] demonstraram que a limitação unilateral do movimento de dorsiflexão pode levar a uma diminuição do comprimento da passada, conseqüente da redução do comprimento do passo no tornozelo não-acometido[9]. Uma ADM íntegra de dorsiflexão é também fundamental para outras atividades funcionais como correr, subir e descer escadas, levantar-se de uma cadeira e agachar-se[10,11].

Limitações da dorsiflexão do tornozelo podem ocorrer em função de fatores extra-articulares, como encurtamento dos músculos flexores plantares e de outros tecidos moles[12,13], ou intra-articulares, como acometimento dos movimentos acessórios (artrocinemáticos) da talocrural ou de articulações adjacentes[13-17]. Estes são movimentos que ocorrem entre as superfícies articulares e que não podem ser produzidos voluntariamente pelo indivíduo na ausência de uma resistência externa[3,14]. Os movimentos acessórios foram determinados a partir dos modelos pioneiros de MacConaill (1953)[18] e foram classificados em três tipos: giro (rotação de uma superfície na superfície oposta, ao redor de um eixo longitudinal), deslizamento (contato de um mesmo ponto de uma superfície com novos pontos da superfície oposta) e rolamento (contato de pontos eqüidistantes de superfícies)[14,18].

MacConaill (1953)[18] foi também um dos primeiros autores a propor que os movimentos das articulações sinoviais são dependentes da geometria curva das superfícies articulares[14,15,18]. Esta teoria embasou a regra côncavo-convexa, que afirma que o movimento de uma superfície convexa em uma superfície côncava corresponde a rolamento no sentido do movimento fisiológico e deslizamento no sentido oposto[15]. A aplicação desta regra à articulação do tornozelo determina, portanto, que durante o movimento de dorsiflexão, o tálus convexo deve rolar em

sentido superior e deslizar em sentido posterior na pinça maleolar côncava[3,15]. Seguindo a lógica inversa, a restrição do deslizamento posterior do tálus pode representar um fator intra-articular de redução da ADM de dorsiflexão, conforme frequentemente sugerido na literatura científica[3,5,13,15,17].

Na prática clínica, a restrição da dorsiflexão é frequentemente encontrada após a imobilização prolongada do tornozelo[10] ou após lesões desta articulação, como as entorses laterais[9,11,17]. Estas são consideradas as lesões esportivas mais comuns[13,19] e sua alta prevalência não se restringe a atletas, estendendo-se à população em geral, em diferentes faixas etárias[20]. O complexo ligamentar lateral do tornozelo é mecanicamente vulnerável a lesões em entorse[16], principalmente quando se encontra em extremos de flexão plantar e inversão. Além do efeito das entorses no movimento de dorsiflexão, há também uma associação reversa: a diminuição da ADM de dorsiflexão por si foi identificada como um fator de risco significativo para a ocorrência de entorses laterais[11,21], o que reforça a importância da integridade deste movimento.

Disfunções dos movimentos acessórios também parecem estar relacionadas às entorses laterais de tornozelo. Denegar, Hertel e Fonseca (2002)[13] investigaram esta associação em atletas universitários com níveis de funcionalidade normais, mas que possuíam história de entorse unilateral nos últimos seis meses. Os autores encontraram restrição do deslizamento posterior do tálus e ADM de dorsiflexão preservada, comparando o tornozelo acometido ao lado contra-lateral. Estes achados sugerem que um acometimento intra-articular pode estar presente mesmo quando a ADM de dorsiflexão e a função articular foram restauradas[13].

Recentemente, Vicenzino *et al*. (2006)[17] também encontraram restrição do deslizamento posterior do tálus, analisando estudantes universitários com história de

entorses laterais recorrentes e que se encontravam pelo menos seis meses sem lesão. Adicionalmente, os resultados revelaram diminuição significativa da ADM de dorsiflexão no lado acometido, ao contrário do estudo de Denegar, Hertel e Fonseca (2002)[13]. Diferenças no tempo relativo à última lesão e no procedimento utilizado para mensuração da ADM de dorsiflexão podem estar relacionadas a esta discrepância de achados entre os dois estudos.

Alguns autores sugerem que a restrição do deslizamento posterior do tálus e outras alterações artrocinemáticas[5,20,22] podem estar envolvidas também na recorrência de entorses laterais[3,5,17]. Entorses de tornozelo recorrentes estão associadas à instabilidade funcional, caracterizada por sensação subjetiva de falseios, restrição da participação em esportes e, em casos mais raros, dor em repouso e limitações severas de atividades cotidianas[19,23,24].

A terapia manual corresponde a um conjunto de diferentes técnicas, frequentemente empregadas por fisioterapeutas, com objetivo de minimizar a dor e recuperar a mobilidade e função articular através da imposição de movimentos passivos[25-27]. As mobilizações articulares compõem estas técnicas e visam a restauração dos movimentos artrocinemáticos pela aplicação de forças externas rítmicas e oscilatórias, gerando deslocamentos dentro ou no limite da amplitude de movimento acessório disponível[15,27-30].

A técnica proposta por Maitland (1985,2001)[28,29] consiste em um sistema de avaliação e tratamento baseado na graduação da amplitude dos movimentos acessórios em quatro níveis. Esta graduação tem caráter subjetivo, sendo baseada na resistência percebida pelo terapeuta, supostamente correspondente à resistência oferecida pelo tecido conjuntivo articular e periarticular[27-30]. Os graus I e II de Maitland correspondem a movimentos antes da primeira resistência tecidual

perceptível, denominada R1, que corresponde ao ponto onde os feixes de colágeno perdem suas ondulações e começam a oferecer resistência significativa à deformação[27,29-31]. Os graus III e IV ocorrem após R1 e até R2, que por sua vez corresponde à resistência máxima encontrada pelo terapeuta e ao fim da amplitude de movimento articular[30,31].

Com base nos princípios da terapia manual e da regra côncavo-convexa, a mobilização articular do tálus em sentido ântero-posterior é indicada para restaurar o deslizamento posterior deste osso na pinça maleolar e aumentar assim a ADM de dorsiflexão[13,15]. Sua aplicabilidade é, portanto, marcante na reabilitação das entorses laterais[13,15-17]. Ensaios clínicos[15-17,26] e uma revisão sistemática[32] recente, envolvendo principalmente a técnica de Mulligan (mobilização com movimento), têm fornecido evidências positivas no que se refere à eficácia da mobilização ântero-posterior do tálus para aumento da dorsiflexão.

Em um ensaio clínico aleatorizado, Green *et al.* (2001)[15] demonstraram que a adição da mobilização articular ântero-posterior do tálus, técnica de Maitland, ao protocolo convencional *RICE* - repouso, crioterapia, bandagens compressivas e elevação do tornozelo – propiciou uma maior ADM passiva de dorsiflexão nas três primeiras sessões, em comparação ao protocolo *RICE* isolado, em indivíduos com entorse lateral aguda.

Três estudos experimentais com desenho de pesquisa cruzado[16,17,26] analisaram os efeitos da técnica de Mulligan, que envolveu aplicação da mobilização ântero-posterior do tálus simultaneamente à realização de dorsiflexão ativa, em cadeia aberta[17,26] ou fechada[16,17,26]. As amostras incluíram indivíduos com entorse subaguda[16], recorrente[17] e assintomáticos com dorsiflexão assimétrica[26]. Todos os estudos demonstraram aumento da ADM da dorsiflexão (medida ativa e com

descarga de peso) imediatamente após a mobilização[16,17,26]. Vicenzino *et al.* (2006)[17] identificaram, além dos ganhos de ADM, maior aumento do deslizamento posterior do tálus para as mobilizações em cadeia aberta e fechada quando comparadas à condição controle, que correspondeu à sustentação da postura de mobilização, sem nenhum contato manual. Em dois estudos, o grupo controle também apresentou aumento significativo da dorsiflexão[17,26]. Um único estudo analisou a ADM passiva de dorsiflexão e não encontrou mudanças significativas nesta variável, após a mobilização[26].

van der Wees *et al.* (2006)[32] agruparam o resultado de quatro estudos cuja intervenção consistiu de terapia manual após entorse lateral de tornozelo, dois deles envolvendo mobilização articular[15,16] e dois utilizando técnicas de osteopatia. Os autores não puderam realizar uma meta-análise, porém concluíram através de análise qualitativa que "é provável que a mobilização articular possua um efeito, ao menos inicial, no aumento da ADM de dorsiflexão"[32].

Apesar das evidências de sua eficácia, as técnicas de mobilização articular possuem limitações conseqüentes de sua natureza empírica, como a variabilidade das forças aplicadas pelos terapeutas[14,30,33] e a subjetividade da avaliação dos movimentos acessórios[14,33]. Estes fatores aumentam a probabilidade de erros inerentes ao terapeuta, à técnica em si ou aos desfechos avaliados[14,25] e podem comprometer o potencial terapêutico das técnicas de mobilização[33]. Prevenir heterogeneidade na produção de movimentos passivos terapêuticos pode ser relevante, uma vez que essa modalidade terapêutica é geralmente aplicada em diversas sessões[30,33,34].

Em um estudo utilizando mobilização da coluna vertebral, Harms e Bader (1997)[30] encontraram grande variabilidade para as forças aplicadas por terapeutas

em cada um dos graus de movimento de Maitland, assim como áreas de sobreposição entre eles, revelando a subjetividade deste sistema de classificação[30]. Resende *et al.* (2006)[34] conduziram um estudo da confiabilidade intra e interexaminador da força aplicada durante a mobilização articular ântero-posterior do tálus, utilizando os graus III e IV de Maitland. A confiabilidade intra-examinador foi alta para os dois terapeutas que participaram do estudo, com coeficiente de correlação intra-classe $(CCI)_{3,4}$ de 0,97-0,98 para as forças mínimas e máximas. Em contrapartida, a confiabilidade interexaminador foi de moderada a baixa, com $CCI_{2,8}$ de 0,58 para as forças mínimas e de 0,19 para as forças máximas[34].

Em relação à avaliação dos movimentos acessórios, estudos na articulação do tornozelo utilizaram diferentes metodologias para quantificá-los ou para determinar a relação entre força aplicada e deslocamento desta articulação[13,17,35-40]. Entretanto, a grande maioria destes estudos teve como objetivo instrumentar testes clínicos, utilizados para avaliar a frouxidão ligamentar do tornozelo e diagnosticar lesões ligamentares, especificamente os testes de gaveta anterior e estresse em varo[35-40]. Apenas dois dos estudos revistos abordaram o movimento acessório de deslizamento posterior do tálus no contexto da mobilização articular[13,17].

Denegar, Hertel e Fonseca (2002)[13] propuseram um método de mensuração do deslizamento posterior do tálus utilizando um inclinômetro. O procedimento consistiu na realização manual do deslizamento posterior do tálus associado à dorsiflexão passiva, até a percepção de uma resistência tecidual capsular ou firme. O valor angular da flexão passiva de joelho foi utilizado para inferir a quantidade de deslizamento posterior do tálus. Foi encontrada alta confiabilidade intra-examinador ($CCI_{3,1}$ de 0,88 a 0,99). Vicenzino *et al.* (2006)[17] utilizaram o mesmo procedimento, contudo o deslizamento posterior do tálus foi estimado através da inclinação da tíbia.

A confiabilidade intra-examinador também foi alta, com $CCI_{3,3}$ de 0,99. Nenhum dos estudos, entretanto, verificou a validade do método e, em função disso, os próprios autores pedem cautela na interpretação dos resultados[13,17]. Além disso, Vicenzino *et al.* (2006)[17] aproveitaram seus dados para testar a correlação entre as medidas de deslizamento posterior do tálus e de dorsiflexão, encontrando valores significativos apenas para a diferença pré e pós-tratamento e para uma única condição (mobilização com descarga de peso). Este fato reforça as dúvidas quanto à validade do método[17].

A relação entre a força aplicada e deslocamento articular ocorrido durante a aplicação das mobilizações articulares do tornozelo é outra variável que pode fornecer informações sobre a real importância de se utilizar graus selecionados de mobilização[33]. Este é um questionamento relevante, pois as indicações terapêuticas originais da técnica variam de acordo com os graus de mobilização utilizados, com os graus I e II sendo recomendados para redução da dor e os graus III e IV para aumento da mobilidade articular[27,29,34].

De maneira adicional, a relação entre força e deslocamento pode contribuir na elucidação do mecanismo pelo qual a mobilização no propicia aumento da ADM de dorsiflexão. Diferentes mecanismos de ação foram propostos, como redução da dor por vias neurofisiológicas[15,41], alongamento e adaptação viscoelástica do tecido conjuntivo[27-29] e correção de “falhas posicionais”[13,16,17,20,22].

Não há consenso a respeito do possível mecanismo neurofisiológico de ação da mobilização articular, mas evidências sintetizadas em recente revisão da literatura[41] são sugestivas de que este possui natureza não-opioidal e que envolve aspectos complexos, como a participação dos sistemas motor e simpático.

Já o conceito de “falha posicional” está mais ligado à técnica de mobilização de Mulligan[16,17,22] e corresponde, no caso da articulação talocrural, a uma hipotética subluxação anterior do tálus, que poderia ocorrer após entorse lateral e lesão ligamentar[13,17]. Kavanagh (1999)[22] testou esta hipótese na articulação tibiofibular distal e encontrou maior deslocamento por unidade de força em dois pacientes com entorse lateral aguda, indicando, segundo a autora, uma subluxação anterior e caudal da fíbula. Apesar de um estudo experimental ter demonstrado aumento do deslizamento posterior do tálus após mobilização[17], não foi estudada especificamente a existência ou não de “falha posicional” deste osso, permanecendo incerto o mecanismo de ganho deste movimento acessório.

Além de Kavanagh (1999)[22], não foram encontrados outros estudos que avaliaram a relação entre força e deslocamento durante a aplicação de técnicas de mobilização articular no tornozelo. Estudos com este objetivo foram realizados principalmente na coluna lombar[42-45]. Os seus resultados trazem algumas evidências de uma possível atuação da mobilização no tecido conjuntivo e em suas propriedades viscoelásticas.

Lee e Evans (1992)[42], utilizando um instrumento de mobilização da coluna lombar, identificaram comportamentos típicos dos tecidos viscoelásticos ao aplicarem forças cíclicas, como o aumento do deslocamento intervertebral quando uma força foi sustentada por determinado tempo (*creep*) e maior deslocamento na curva de retirada de uma determinada força em relação à curva de aplicação desta (histerese).

Curvas força-deslocamento típicas de tecidos viscoelásticos apresentam uma região não-linear (“pé da curva”), onde pequenas forças geram deslocamentos relativamente grandes, seguida de uma região linear[27,29,45]. Este comportamento foi

observado na coluna lombar, onde a região não-linear correspondeu a forças de até 30 Newtons (N) e a região linear a forças entre 30 a 90 N[43-45]. Shirley, Ellis e Lee (2002)[45] demonstraram que estas duas porções da curva se comportam de maneira diferente durante a aplicação de forças cíclicas.

Por outro lado, um estudo conduzido por Petty *et al.* (2002)[31] trouxe questionamentos quanto à dicotomia das regiões da curva força-deslocamento. Estes autores analisaram curvas obtidas para a coluna lombar e articulações periféricas, não incluindo a articulação do tornozelo, e notaram que a resistência ao movimento tem início imediato, assim que a força começa a ser aplicada. Estes achados questionam a viabilidade da aplicação dos graus I e II da mobilização articular de Maitland, uma vez que estes graus devem anteceder a primeira resistência ao movimento articular[31].

Na articulação do tornozelo, o estudo[34] que analisou a força aplicada durante a mobilização articular ântero-posterior do tálus, graus III e IV de Maitland, não abordou a variável deslocamento, o que impossibilita determinar em que região da curva as forças foram aplicadas e até que ponto correspondem às descrições originais do sistema de graduação proposto por Maitland[30]. Os achados conflitantes na literatura científica a respeito da linearidade da relação entre força e deslocamento durante mobilizações articulares graduadas[31,42-45] e a baixa confiabilidade na identificação da primeira resistência tecidual (R1)[31,33] reforçam estas dúvidas.

Logo, é necessária uma melhor compreensão da relação força-deslocamento durante a mobilização da articulação talocrural, a fim de elucidar o seu mecanismo de ação e fornecer informações relevantes da validade deste procedimento terapêutico. O principal objetivo deste estudo foi determinar a correlação entre a

força aplicada e o deslocamento ocorrido durante a aplicação da manobra de mobilização articular ântero-posterior do tálus, utilizando os graus III e IV da técnica de Maitland. Um objetivo secundário foi verificar se a aplicação desta manobra em duas sessões, separadas por um intervalo de 48 horas, altera a ADM de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos assintomáticos. As hipóteses do estudo foram: 1) há correlação linear entre as variáveis força e deslocamento, correspondendo ao comportamento tecidual esperado para os graus III e IV de Maitland e 2) a mobilização articular causa aumento imediato da ADM de dorsiflexão do tornozelo no lado ipsilateral, porém não a altera do lado contra-lateral.

CAPÌTULO 2 - MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Delineamento experimental

Este estudo pode ser classificado como metodológico e exploratório, segundo Portney & Watkins (2000)[46]. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP/UFMG), através do Parecer nº. ETIC 424/05. O estudo foi conduzido exclusivamente no Laboratório de Análise do Movimento (LAM), do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

2.2 Amostra 1 – Estudo da confiabilidade do goniômetro biplanar

Dez voluntários participaram do estudo, sete homens (70%) e três mulheres (30%), com as seguintes características demográficas e antropométricas (média ± desvio-padrão): idade de 24,3 ± 2,2 anos, peso de 73,6 ± 15,3 kg, estatura de 1,76 ± 0,07 m e índice de massa corporal (IMC) de 23,6 ± 3,7 kg/m^2. Os dois tornozelos dos voluntários foram incluídos neste estudo. Os critérios de inclusão para o estudo de confiabilidade do goniômetro biplanar foram os mesmos para o estudo principal e estão descritos no item 2.4

2.3 Amostra 2 – Estudo da relação entre a força aplicada e o deslocamento da articulação do tornozelo durante a mobilização articular do tálus

Para o estudo da mobilização articular, somente o tornozelo direito dos voluntários recebeu a manobra. O tamanho da amostra (n) foi obtido através de cálculo estatístico com base em tabelas padronizadas[47,48], considerando-se um nível

de significância (α) de 0,05, poder estatístico de 0,80 (probabilidade de erro tipo II ou β de 0,20) e mínimo tamanho de efeito detectável correspondente a um coeficiente de correlação (r) de 0,60. Apesar de valores mais altos (r=0,97-0,99) terem sido relatados em um estudo similar[38], estimou-se um coeficiente de correlação menor por diferenças na técnica e nos objetivos do procedimento. O valor obtido foi n=19 voluntários.

Utilizando-se de amostragem por conveniência, 25 voluntários saudáveis, 11 homens (44%) e 14 mulheres (56%), foram recrutados na comunidade através de cartazes afixados nas dependências da EEFFTO e de comunicação pessoal, por parte dos pesquisadores.

2.4 Critérios de inclusão

Para participação nos estudos, foram considerados os seguintes critérios de inclusão:

a) Idade entre 18 e 35 anos

b) Encontrar-se assintomático quanto ao complexo tornozelo-pé

c) Não apresentar história de entorse lateral do tornozelo nos últimos seis meses à entrada no estudo. Indivíduos que sofreram lesão neste período podem apresentar restrição da mobilidade acessória[13]

d) Ausência de entorses recorrentes do tornozelo, definidas como mais de dois episódios de entorses graves nos últimos dez anos[39]. Para fins deste estudo, entorse grave foi definida como aquela que necessitou de tratamento médico e/ou fisioterápico

e) Não ter sido submetido à cirurgia ortopédica do complexo tornozelo-pé e não possuir história de fraturas graves nesta região anatômica

f) Não ser portador de patologias ortopédicas ou vasculares de membros inferiores em fase aguda ou instável

g) Não apresentar lesões cutâneas abertas ou contagiosas em áreas do complexo tornozelo-pé

h) Concordar e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) - APÊNDICE 1.

2.5 Instrumentos

2.5.1 Balança mecânica e antropômetro

O peso e a estatura dos voluntários, quando não relatados verbalmente, foram mensurados em uma balança mecânica para adultos (Filizola® Ind.ltda., São Paulo, SP), devidamente calibrada, e em um antropômetro de 1,92 metros (m), parte integrante desta. A partir dos dados obtidos, o índice de massa corpórea (IMC) foi calculado utilizando-se a fórmula: IMC = peso em quilogramas (kg) / estatura^2 (m^2).

2.5.2 Goniômetro biplanar

Para a avaliação da amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo, foi utilizado um goniômetro biplanar #7570 (*Sammons® Preston, Richardson Products Inc., Frankfort,* EUA). Este instrumento difere do goniômetro universal por possuir uma plataforma plantar como braço móvel, conectada de maneira perpendicular ao braço fixo (Figura 1). Em função do apoio do pé na plataforma durante as medidas, supõe-se que a ADM de dorsiflexão avaliada seja mais representativa daquela presente na fase de médio-apoio da marcha[49].

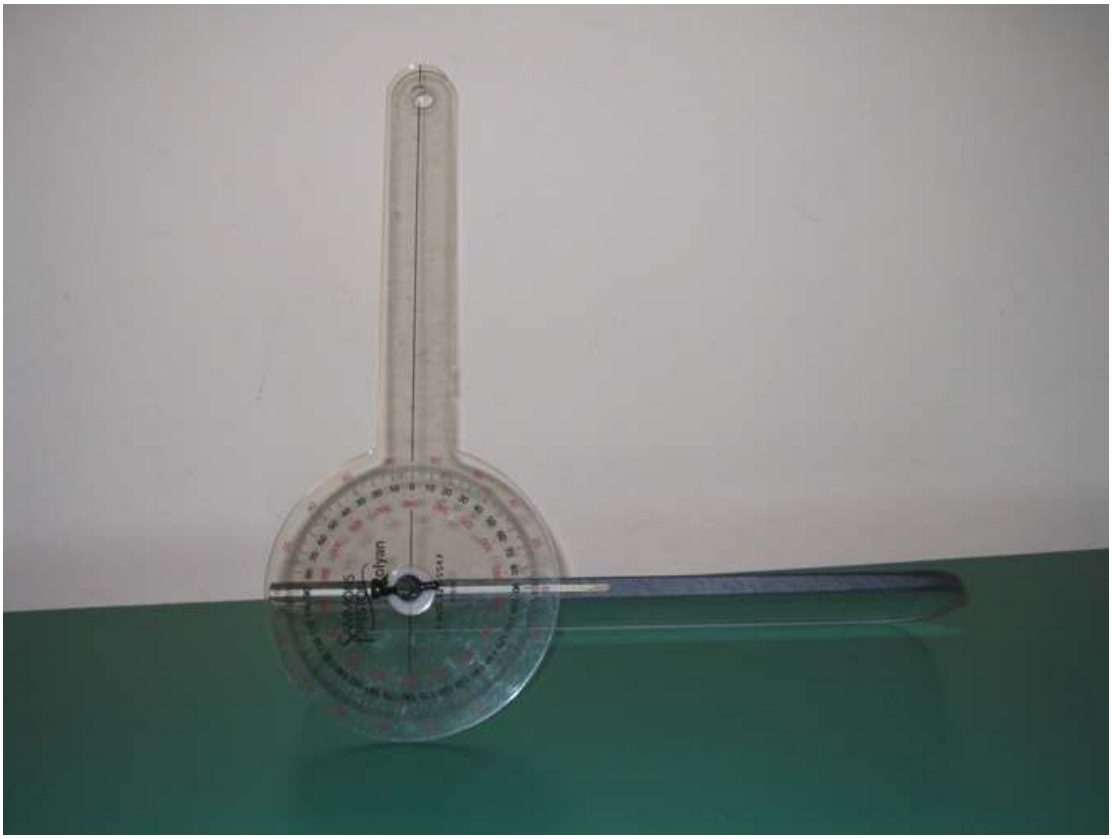


Figura 1: Goniômetro biplanar.

O desenho do goniômetro biplanar visa também minimizar o movimento de pronação nas articulações subtalar e transversa do tarso, que pode se confundir com o movimento de dorsiflexão do tornozelo, reduzindo assim problemas relativos aos pontos anatômicos de referência e à realização da técnica goniométrica[49, 50].

2.5.3 Mini-plataforma de força

Para a aquisição dos dados cinéticos (força aplicada pelo examinador), foi utilizada uma mini-plataforma de força (*Refitronic®,* Schmitten, Alemanha), com dimensões de 40 centímetros (cm) de comprimento por 20 cm de largura. Essa mini-plataforma é composta por duas placas de aço, interligadas por quatro células de carga, localizadas em suas extremidades. Cada célula possui um sensor (*strain*

gauge) que lhe possibilita converter a força aplicada em sinais elétricos. Os sinais gerados por cada uma das quatro células, transmitidos por canais independentes, eram amplificados em um circuito e conduzidos para um conversor analógico-digital (cartão PCMCIA) NIDAQ-700 de 1000 Hertz (Hz) (*National Instruments®, Austin,* EUA), conectado a um computador portátil. O *software Dasylab® 5.0* realizava a soma dos quatro canais e fornecia a força total.

2.5.4 Sistema de análise de movimento

Para a aquisição dos dados cinemáticos - deslocamentos lineares da articulação do tornozelo - foi utilizado o sistema de análise de movimento *Qualisys ProReflex® MCU* (*Qualisys Medical AB, Gothenburg,* Suécia), composto por câmeras digitais infravermelhas *ProReflex®* com freqüência máxima de captura de 240 Hz, tripés de altura máxima de 2,40 metros, cabos de fonte e de dados, objetos de calibração e marcadores passivos esféricos, revestidos de material retro-reflexivo.

Cada câmera do sistema possui conjuntos de diodos emissores de luz (*LEDs*) infravermelha, localizados ao redor de sua lente. A radiação infravermelha emitida é refletida de volta para a lente pelos marcadores passivos, criando assim uma reprodução circular no sensor de imagem da câmera (*CCD*)[51]. Esta informação é digitalizada e processada em tempo real pelo circuito das câmeras, permitindo o cálculo das coordenadas bidimensionais (2D) do centro de cada marcador, que são enviadas para o computador[51,52]. Através da combinação dos dados 2D de múltiplas câmeras, o *software* QTM - *Qualisys Track Manager® (Qualisys Medical AB, Gothenburg,* Suécia*)* determina a posição tridimensional (3D) dos marcadores[52].

2.6 Procedimentos

2.6.1 Apresentação do TCLE e inclusão no estudo

Os voluntários receberam informações verbais detalhadas por parte dos pesquisadores, ressaltando que, a qualquer momento, poderiam deixar de participar da pesquisa. O TCLE foi apresentado em seqüência e, em caso de dúvidas, estas foram esclarecidas pelos pesquisadores. O voluntário, ao concordar com o Termo, assinou-o e reteve uma cópia consigo. Os voluntários que já haviam assinado o TCLE, isto é, que participaram também do estudo da confiabilidade do goniômetro biplanar, foram somente relembrados dos objetivos e procedimentos.

2.6.2 Registro na folha de coleta,

Os dados demográficos e antropométricos dos voluntários foram relatados verbalmente e registrados em folha de coleta própria (APÊNDICE 2). Nos casos em que os voluntários não souberam relatar o peso e a estatura, estes foram mensurados por balança mecânica e antropômetro.

2.6 3 Sincronização dos sistemas (mini-plataforma de força e sistema de análise de movimento)

Para permitir a coleta simultânea dos dados cinéticos e cinemáticos, foi utilizada a sincronização por *software* (*Girder® v.3.2.9; Promixis, LLC, Minneapolis,* EUA). Este programa atua como um controlador remoto do computador, permitindo que comandos enviados por infravermelho exerçam funções de teclado, *mouse* ou comandos específicos dentro de outros programas. Para a recepção de infravermelho, foi utilizado um fotodiodo TSOP 1738 (fabricante não-especificado),

ligado em um pequeno circuito paralelo, que permitia conexão simultânea aos computadores de mensuração da mini-plataforma de força e do sistema de análise de movimento através das portas seriais DB9.

O pulso infravermelho era enviado por um controle remoto genérico e codificado pelo *software Girder*® para exercer funções de disparo nos programas *QTM* versão 1.9.2 e *Dasylab® 5.0*. Dessa forma, um único pulso iniciava simultaneamente a aquisição de dados cinéticos e cinemáticos.

2.6.4 Treinamento dos examinadores

Este estudo envolveu dois examinadores, sendo um deles o pesquisador principal, além de uma auxiliar de pesquisa. Anteriormente às coletas de dados, os examinadores passaram por um período de treinamento, referente à goniometria, à execução da manobra de mobilização articular e ao procedimento experimental. A duração do treinamento foi de aproximadamente quatro semanas. A estabilidade nas forças exercidas durante a manobra de mobilização foi determinada visualmente, através do programa *Dasylab® 5.0* (*Datalog, Mönchengladbach,* Alemanha).

2.6.5 Procedimento experimental

2.6.5.1 Estudo da confiabilidade do goniômetro biplanar

Poucos estudos[49,50,53,54] utilizaram o goniômetro biplanar e os procedimentos descritos são imprecisos e de difícil reprodução. Os inventores do instrumento propõem que o indivíduo inicialmente realize a dorsiflexão ativa máxima, para o posicionamento dos braços do goniômetro. Utiliza-se a pinça do polegar para alinhar o braço fixo, enquanto a outra mão do examinador envolve a primeira articulação metatarsofalangiana e a plataforma plantar; coloca-se a articulação subtalar em

neutro ou em leve inversão e, em seguida, aplica a força necessária para obter a ADM passiva máxima de dorsiflexão. Nas medidas realizadas durante o período de treinamento, foi constatado que o posicionamento das mãos sugerido pelos inventores não permitia a manutenção da posição do braço fixo, nem a aplicação da força necessária para se chegar à sensação de final do movimento (*end-feel*). A técnica foi modificada e definimos que a mão de apoio deveria envolver o braço fixo, fíbula e aspecto posterior da tíbia distal. Já a mão de aplicação da força deveria ficar totalmente apoiada sobre a plataforma plantar, com punho e dedos em extensão (Figura 2). Posteriormente, um estudo que envolveu dois examinadores foi conduzido para determinação da confiabilidade deste instrumento, nas condições intra-examinador com intervalo de 48 horas e interexaminador. Como na literatura há relatos do uso deste instrumento para avaliação da ADM ativa[53,54] e passiva[49,50] um segundo objetivo do estudo foi determinar qual destas apresentaria maiores índices de confiabilidade, a fim de ser utilizada como variável dependente no estudo principal.

Além dos dois examinadores, o estudo envolveu um observador, que teve as seguintes funções: “cegar” a escala do goniômetro, utilizando um anteparo circular de papel-cartão preto, de aproximadamente 13 centímetros (cm) de diâmetro (ver Figura 2); assegurar o correto alinhamento dos braços do goniômetro e realizar a leitura do instrumento, registrando o valor da ADM em graus. A inclusão dos voluntários no estudo da confiabilidade se deu da mesma maneira que no estudo principal, descrita no item 2.6.1.

Figura 2: Técnica modificada para medidas de ADM de dorsiflexão com o goniômetro biplanar.

Para a obtenção das medidas da ADM de dorsiflexão, os voluntários eram instruídos a se posicionar em decúbito dorsal, em uma mesa de 34,5 x 19,5 X 76 cm (altura x largura x profundidade), com os membros inferiores elevados[50,54] cerca de 15^{o}, de forma que o terço distal da perna ficasse sem apoio. O examinador ficava posicionado em pé, de frente para o voluntário, enquanto o observador ficava assentado em uma cadeira, próximo ao tornozelo do voluntário, visualizando-o no plano sagital.

Inicialmente era solicitado ao voluntário que realizasse a dorsiflexão ativa máxima para que o examinador posicionasse o goniômetro, visando alinhar o braço fixo com o maléolo lateral e a cabeça da fíbula, e a plataforma com a superfície

plantar do pé[49,54]. Estes alinhamentos eram conferidos pelo observador e corrigidos quando necessário. A articulação do tornozelo era colocada em neutro, o que implicava zero grau no valor da dorsiflexão e alinhamento perpendicular dos braços do goniômetro. A articulação subtalar era também colocada em neutro, utilizando-se a percepção do examinador. Após o posicionamento, procedia-se a medida da ADM, ficando a escala do instrumento ocultada durante todo o procedimento. Ao final de cada ADM, o observador retirava parcialmente o anteparo e registrava o valor da ADM de dorsiflexão, sem permitir que o examinador visualizasse o valor e colocava novamente o anteparo.

Para cada voluntário, a ordem dos examinadores e do tornozelo primeiramente avaliado foi aleatorizada, seguindo-se uma seqüência de números aleatórios gerada pelo *software Microsoft® Excel 2003* (*Microsoft® Corporation, Redmond, Washington*, EUA). Cada examinador realizou três medidas de ADM ativa e três medidas de ADM passiva, em ambos os tornozelos dos voluntários, iniciando-se o procedimento pela medida ativa, sempre seguida de uma medida passiva. O primeiro examinador realizava todas as medidas e, imediatamente após, o segundo examinador repetia o procedimento. As medidas de um examinador não foram presenciadas pelo outro examinador.

Para a ADM ativa, a confiabilidade intra-examinador apresentou $CCI_{3,3}$ de 0,86, com intervalo de confiança de 95% (IC 95%) de 0,63 a 0,94, enquanto o $CCI_{2,3}$ para a confiabilidade inter-examinador foi de 0,37 (IC 95% de -0,60 a 0,75). Já para a ADM passiva, os valores foram de 0,81 (IC 95% de 0,51 a 0,92) e de 0,43 (IC 95% de -0,49 a 0,78), para as confiabilidades intra e interexaminador, respectivamente. Os valores do CCI para a confiabilidade interexaminador, tanto na ADM ativa quanto na passiva, não foram considerados significativos, pois os seus IC envolveram o

valor zero[46]. Portanto, o goniômetro biplanar foi considerado um instrumento de medida adequado para a avaliação da ADM ativa de dorsiflexão para um único examinador, uma vez que nesta condição obteve-se o maior CCI (0,86), valor que está de acordo com aqueles encontrados na literatura para a goniometria do tornozelo[55].

2.6.5.2 Estudo da relação entre a força aplicada e o deslocamento da articulação do tornozelo durante a manobra de mobilização articular

Para a avaliação da ADM de dorsiflexão pré-mobilização, foi utilizado o goniômetro biplanar seguindo-se exatamente o procedimento descrito para o estudo da sua confiabilidade. Contudo, somente um examinador esteve envolvido e foram realizadas apenas as medidas ativas de ADM (três medidas consecutivas). Novamente, o tornozelo pelo qual o procedimento foi iniciado foi aleatorizado, de acordo com uma seqüência de números aleatórios gerados em *software* (*Microsoft® Excel 2003*).

Previamente aos procedimentos de mobilização articular, a mini-plataforma de força foi calibrada através de pesos conhecidos, medidos em balança de precisão. Uma vez calibrado, este instrumento foi posicionado sobre uma tábua de quadríceps modificada, composta por tábuas de madeira articuladas entre si e com suporte para o tornozelo, que permitiu a padronização do posicionamento do membro inferior. Sob a tábua de quadríceps, foi colocada uma placa de borracha, a fim de prevenir o seu deslizamento durante a manobra de mobilização articular.

O voluntário era posicionado em decúbito dorsal, sobre uma mesa de terapia manual de 24,5 x 22 x 70 cm, com o membro inferior esquerdo estendido e o membro inferior direito sobre a tábua de quadríceps e a mini-plataforma de força. A

coxa e a perna do voluntário deveriam ficar bem apoiadas na tábua de quadríceps e na mini-plataforma de força, respectivamente. Quando isso não era possível ou a posição do membro inferior gerava desconforto, era realizada uma adaptação usando um pequeno apoio de madeira sob a pelve do voluntário. Utilizou-se também de uma espuma de média densidade entre as áreas de contato com a tábua de quadríceps para redução do desconforto. Com o auxílio de um goniômetro universal (Fernandes Equipamentos para Fisioterapia Ltda., Campinas, SP), a articulação talocrural era posicionada em 20º de flexão plantar e mantida nessa posição pelo suporte de calcanhar.

Quatro marcadores passivos de 12 mm de diâmetro foram afixados à pele do voluntário por fita adesiva dupla-face. Por serem proeminências ósseas de fácil identificação, a cabeça da fíbula e o maléolo lateral (ponto mais proeminente) foram utilizados como referências anatômicas na perna. O marcador referente ao tálus foi colocado o mais próximo possível de sua faceta lateral, após posicionamento das mãos do examinador, simulando a manobra de mobilização. A distância entre esse marcador e a mão do examinador deveria ser suficiente para impedir que ele fosse obstruído ou tocado durante o procedimento (Figura 3). Um marcador adicional foi colocado sobre a tuberosidade do quinto metatarso, com o objetivo de posteriormente facilitar o processo de identificação dos outros marcadores. Para evitar interferências de outros objetos reflexivos, a mesa de terapia manual foi completamente coberta por tecido TNT preto e a tábua de quadríceps e a espuma que cobria a mini-plataforma de força foram pintadas na cor preta.

Foram utilizadas três câmeras do sistema de análise de movimento, cada uma firmemente fixada a um tripé, com o campo de visão direcionado para a região lateral do membro inferior direito do voluntário. As câmeras eram ligadas em série e

através da porta de dados da câmera mestre, o sistema era conectado ao computador de mensuração. A abertura e o foco das câmeras eram ajustados até que todos os quatro marcadores fossem visualizados e que o indicador de intensidade se apresentasse estável, com valor igual ou superior a 80%. A inclinação, rotação e elevação de cada câmera eram ajustadas de modo que todas as câmeras visualizassem todos os marcadores e todo o ambiente em que o movimento ocorria. Este ajuste era feito com base nas imagens 2D mostradas pelo *software QTM*, em tempo real, antes de cada coleta. O ângulo de incidência entre quaisquer duas câmeras era sempre superior a 60º[51,52].

Figura 3: Posicionamento dos marcadores passivos.

O sistema de análise de movimento foi calibrado utilizando-se uma vara de calibração de 300,1 milímetros (mm), com dois marcadores nas extremidades, e uma estrutura de referência, em formato de “L” (200 x 300 mm), com quatro marcadores fixados a ela. Os eixos foram definidos com base na posição da perna do voluntário, sendo o eixo Z ântero-posterior, o eixo Y médio-lateral e o eixo X céfalo-caudal. Estes parâmetros foram informados ao sistema antes de cada calibração através do software *QTM*. Era então solicitado ao voluntário que se levantasse cautelosamente da mesa, sem alterar o posicionamento obtido na tábua de quadríceps, e que se retirasse do campo de visão das câmeras. A estrutura de referência era posicionada sobre a tábua de quadríceps, nos locais destinados ao tornozelo e a perna do voluntário, e a vara de calibração posicionada próxima a esta. A intensidade de visualização dos marcadores era verificada novamente e os ajustes eram feitos, quando necessários. A calibração era realizada por um período de 30 segundos, com movimentos translacionais da vara de calibração ao longo dos três eixos, procurando varrer todo o volume de mensuração. Após a calibração do sistema, o voluntário retornava cautelosamente à mesma posição na mesa de terapia manual, com auxílio dos examinadores para não haver deslocamento das câmeras e dos suportes da tábua. Foi conferido se, neste novo posicionamento, o tornozelo direito mantinha angulação de 20º de flexão plantar.

A aplicação da mobilização articular ântero-posterior do tálus foi realizada pelos dois examinadores. O primeiro examinador a aplicar a manobra foi aleatorizado, pelo mesmo processo descrito para a goniometria (item 2.6.5.1). Optou-se por mobilizar somente o tornozelo direito, mantendo o tornozelo esquerdo como controle. O lado direito foi escolhido para receber a manobra por questões técnicas relacionadas ao ambiente de coleta. Previamente à manobra, o peso

exercido pela perna e pelo tornozelo do voluntário sobre a mini-plataforma de força era deduzido pelo *software Dasylab® 5.0*, de forma que a força visualizada pelo examinador se iniciava sempre em zero Newton.

Para a manobra, o examinador ficava de pé, de frente para a mesa de terapia manual e em cima de um pequeno degrau de madeira. Esta posição permitia que as forças aplicadas fossem perpendiculares à mini-plataforma de força. O espaço interósseo entre os dedos polegar e indicador da mão direita era colocado sobre o tálus e a mão esquerda foi colocada sobreposta à direita. O examinador realizava este posicionamento de maneira cuidadosa, de forma a não deslocar os marcadores passivos retro-reflexivos. Nos casos em que a posição das mãos poderia comprometer o desempenho da mobilização, a posição do marcador do tálus era minimamente modificada, até o examinador julgar-se capaz de exercer a manobra conforme a técnica correta. A estabilização da perna do voluntário era dada pelo próprio apoio na mini-plataforma e na tábua de quadríceps.

Com os sistemas em repouso, o examinador aplicava seis oscilações iniciais, em deslizamento ântero-posterior, usando toda a amplitude do movimento acessório, para permitir adaptação viscoelástica dos tecidos periarticulares e se familiarizar com a resistência tecidual e o ritmo da mobilização[30,34]. Em seguida, solicitava que outro examinador disparasse os sistemas, via controle remoto, iniciando imediatamente a manobra. Ao longo de todo o período de mobilização, que durou 30 segundos, o examinador procurava manter suas oscilações de força no intervalo de 80 a 220N, através do *feedback* visual fornecido no monitor do computador pelo software *Dasylab® 5.0*. O tempo de aplicação da manobra procurou simular o mesmo tempo utilizado na clínica. O *feedback* visual foi o principal parâmetro utilizado para a padronização das manobras e correspondeu à

percepção subjetiva dos graus III e IV de Maitland, por parte de ambos os examinadores. Os limites de força mínima e máxima para estes graus foram obtidos em um estudo anterior, que também utilizou a mesma manobra[34].

Na seqüência, o segundo examinador, seguindo a ordem aleatória, realizava o mesmo procedimento que o primeiro examinador. A calibração da mini-plataforma e do sistema de análise de movimento não eram refeitas, salvo nos casos em que se sabia haver alterações nos sistemas ou de discrepância marcante entre os examinadores.

Após a aplicação da manobra de mobilização articular, a ADM ativa de dorsiflexão em ambos os tornozelos foi reavaliada, da mesma maneira já descrita. Vale ressaltar que o tornozelo pelo qual se iniciou a avaliação da ADM foi mantido, não havendo nova aleatorização.

Durante as coletas de dados, os parâmetros de rastreamento utilizados para o sistema de análise de movimento foram: freqüência de 60 Hz, tempo de coleta de 30 segundos (s), erro de predição de 12 mm, máximo residual de 5 mm, fator de aceleração de 50000 mm/s^2 e fator de erro de 10 mm. Estes foram definidos com base nas instruções do fabricante[51] e em experimentos piloto prévios ao estudo, sendo inferiores aos valores-padrão pelo pequeno volume de mensuração utilizado. Os parâmetros de sucesso das coletas foram: rastreamento completo dos quatro marcadores, ausência de fragmentação excessiva ou fusão dos marcadores nos dados adquiridos e manutenção da maioria das forças no intervalo estabelecido. Foi determinado um máximo de três tentativas de coleta por voluntário.

O processamento inicial e a aquisição dos dados cinéticos foram realizados através do *software DASYLab*® 5.0. Ambientes de trabalho desenvolvidos neste software realizaram, além das funções já descritas, a filtragem dos dados usando

filtro *Butterworth* de 2ª. ordem, “passa baixa” e freqüência de corte de 10 Hz. Além dos dados processados, realizou-se também a aquisição dos dados brutos (sem filtragem), em formato de texto plano. Esta aquisição permitiu posterior redução e processamento em programa desenvolvido no *software MatLab 7.1* (*Mathworks®, Natick*, EUA), que forneceu os valores de força mínima, máxima e a variação da força (máxima - mínima) para cada ciclo de mobilização, além da média da força aplicada durante toda a duração da manobra. Os dados cinéticos brutos permitiram também a análise conjunta com os dados cinemáticos e a verificação visual da sincronização entre estes, para cada coleta efetuada.

Para a captura dos dados cinemáticos e identificação dos marcadores foi utilizado o *software QTM.* O processamento destes dados e a obtenção das medidas de distância (mínimas, máximas, média e desvio-padrão) foram realizados pelo mesmo programa utilizado para os dados cinéticos. Para isto, os dados cinemáticos foram exportados em formato adequado ao *Matlab 7.1*. Para o cálculo do deslocamento, o segmento formado pelos marcadores da cabeça da fíbula e do maléolo lateral foi considerado fixo e um triângulo foi construído com as distâncias destes marcadores ao tálus. A altura do triângulo representou assim a distância do tálus em relação ao segmento perna e a sua variação (distância máxima – distância mínima) foi operacionalizada como o deslocamento. Uma rotina específica dentro do *software Matlab 7.1* foi desenvolvida para este cálculo, com base em fórmula trigonométrica.

2.6.5.3 Segunda sessão de mobilização articular, após intervalo de 48 horas.

Nesta etapa do procedimento experimental, somente um examinador (pesquisador principal) repetiu a medida da ADM pré-mobilização, a aplicação da

mobilização articular e a reavaliação da ADM, seguindo os mesmos procedimentos. A avaliação e a reavaliação da ADM foram realizadas no mesmo lado definido durante a primeira sessão. As avaliações sempre ocorreram no mesmo período do dia, com a maior proximidade de horário possível em relação à primeira sessão, para minimizar o viés de flutuações na ADM articular.

2.7 Análise estatística

A análise dos dados demográficos e antropométricos da amostra foi realizada através de estatística descritiva, por medidas de tendência central e de variabilidade.

Para a análise da confiabilidade do goniômetro biplanar, foram consideradas as médias das três medidas consecutivas de cada tipo de ADM (ativa e passiva). A análise da confiabilidade intraexaminador foi feita através do $CCI_{3,3}$, utilizando-se as médias de ADM da primeira e da segunda sessão; para a confiabilidade inter-examinador foi usado o $CCI_{2,3}$, utilizando-se as médias de cada examinador obtidas na primeira sessão.

O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para determinar a significância e a linearidade da correlação entre as variáveis força e deslocamento, considerando-se os valores de pico (mínimos e máximos) e os valores médios. Para a análise da confiabilidade das medidas de força e deslocamento, foram utilizados os $CCI_{3,k}$ (intra-examinador) e $CCI_{2,k}$ (interexaminador), com k correspondendo ao total de curvas obtidas para cada voluntário, do qual se obteve os valores médios.

Na avaliação do efeito imediato da mobilização articular sobre a ADM de dorsiflexão do tornozelo, foi utilizado o teste-t para amostras pareadas, comparando-se a média das três medidas iniciais com a média das três medidas pós-mobilização,

em ambos os tornozelos. Todas as análises estatísticas foram realizadas pelo *software* SPSS v. 11.0 (*SPSS Inc®., Chicago,* EUA), com α=0,05.

CAPÍTULO 3 – REFERÊNCIAS

1. MICHAUD, T. C. Structural and functional anatomy of the foot and ankle. In: _____**Foot Orthoses and Other Forms of Conservative Foot Care.** 1. ed. Massachusetts: Williams and Wilkins, 1993. Cap. 1, p. 1-24.

2. BROWN, L.P.; YAVORSKY, P. Locomotor biomechanics and pathomecanics: a review. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 9, n. 1, p. 3-10, 1987.

3. DENEGAR, C.R.; MILLER III, S.J. Can chronic ankle instability be prevented? rethinking management of lateral ankle sprains. **J Athl Train**, v. 37, n.4, p. 430-435, 2002.

4. LEVANGIE, P.K.; NORKIN, C.C. The ankle-foot complex. In: _____**Joint Structure & Function**: A comprehensive analysis. 3. ed. Philadelphia: F. A. Davis Company, 2001. Cap. 12, p. 379-413.

5. HERTEL, J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. **J Athl Train,** v. 37, n. 4, p. 364-375, 2002.

6. SAMMARCO, G. J.; HOCKENBURY, R. T. Biomecânica do pé e do tornozelo. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema músculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. Cap. 9, p. 193-223.

7. DEMARAIS, D.M.; BACHSCHMIDT, R.A.; HARRIS, G.F. The instantaneous axis of rotation (IAOR) of the foot and ankle: a self-determining system with implications for rehabilitation medicine application. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v.10, n. 4, p. 232-238, 2002.

8. MAGEE, D.J. Lower leg, ankle and foot. In:_____**Orthopedic Physical Assessment.** 3. ed. Philadelphia: W. B Saunders, 1997. Cap. 13, p. 599-672.

9. CROSBIE, J.; GREEN, T.; REFSHAUGE, K. Effects of reduced ankle dorsiflexion following lateral ligament sprain on temporal and spatial gait parameters. **Gait Posture,** v. 9, n. 3, p. 167-72, 1999.

10. BENNELL, K.L.; TALBOT, R.C.; WAJSWELNER, H.; TECHOVANICH, W.; KELLY, D.H.; HALL, A.J. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. **Aust J Physiother**, v. 44, n. 3, p. 175-180, 1998.

11. VICENZINO, B.; YANG, C. Impairments in dorsiflexion and joint re-positioning in acute, subacute and recurrent ankle sprain: a preliminary report. **J Sci Med Sport,** v. 5, n.4, p. s17, 2002.

12. KNIGHT, C.A.; RUTLEDGE, C.R.; COX, M.E.; ACOSTA, M.; HALL, S.J. Effect of superficial heat, deep heat, and active exercise warm-up on the extensibility of the plantar flexors. **Phys Ther,** v. 81, n. 6, p. 1206-1214, 2001.

13. DENEGAR, C.R.; HERTEL, J.; FONSECA, J. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 32, p. 166-173, 2002.

14. RIDDLE, D.L. Measurement of Accessory Motion: Critical Issues and Related Concepts. **Phys Ther**, v. 72, n.12, p. 865-874, 1992.

15. GREEN, T.; REFSHAUGE, K.; CROSBIE, J.; ADAMS, R. A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprains. **Phys Ther**, v. 81, n.4, p. 984-994, 2001.

16. COLLINS, N.; TEYS, P.; VICENZINO, B. The initial effects of a Mulligan's mobilization with movement technique on dorsiflexion and pain in subacute ankle sprains. **Man Ther**, v. 9, n.2, p. 77-82, 2004.

17. VICENZINO, B.; BRANJERDPORN, M.; TEYS, P.; JORDAN, K. Initial changes in posterior talar glide and dorsiflexion of the ankle after mobilization with movement in individuals with recurrent ankle sprain. **J Orthop Sports Phys Ther,** v. 36, n. 7, p 464-471, 2006.

18. MACCONAILL, M.A. The movements of bones and joints. V. The significance of shape. **J Bone Joint Surg Br**, v. 35B, n. 2, p. 290-297, 1953.

19. WESTER, J.U.; JESPERSEN, S.M. ; NIELSEN, K.D. ; NEUMANN L. Wobble board training after partial sprains of the lateral ligaments of the ankle: a prospective randomized study. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 23, n. 5, p. 332-336, 1996.

20. HETHERINGTON, B. Lateral ligament strains of the ankle, do they exist? **Man Ther**, v. 1, n. 5, p. 274-275, 1996.

21. POPE, R.P.; HERBERT, R.D.; KIRWAN, J.D. Effects of ankle dorsiflexion range and pre-exercise calf muscle stretching on injury risk in Army recruits. **Aust J Physiother**, v. 44, n. 3, p. 165-177, 1998.

22. KAVANAGH, J. Is there a positional fault at the inferior tibiofibular joint in patients with acute or chronic ankle sprains compared to normals? **Man Ther**, v. 4, n. 1, p. 19-24, 1999.

23. MATSUSAKA, N. et al. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. **Am J Sports Med**, v. 29, n.1, p. 25-30, 2001.

24. KONRADSEN, L. et al. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. **Scand J Med Sci Sports,** v. 12, n. 3, p. 129-135, 2002.

25. FARRELL, J.P.; JENSEN, G.M. Manual therapy: a critical assessment of role in profession of physical therapy. **Phys Ther**, v. 72, n. 12, p. 843-852, 1992.

26. VICENZINO, B.; PRANGLEY, I.; MARTIN, D. The initial effect of two Mulligan mobilisation with movement treatment techniques on ankle dorsiflexion. **Australian Conference of Science and Medicine in Sport. A Sports Medicine Odyssey. Challenges, Controversies and Change.** Canberra: Sports Medicine Australia, 2001. 1 CD-ROM.

27. THRELKELD, A.J. The effects of manual therapy on connective tissue. **Phys Ther**, v. 72, n. 12, p. 893-902, 1992.

28. MAITLAND, G.D. Passive movement techniques for intra-articular and periarticular disorders. **Aust J Physiother**, v. 31, n. 1, p. 3-8, 1985.

29. MAITLAND, G. D. **Maitland's vertebral manipulation**. 6. ed. Oxford: Butteworth-Heinemann, 2001. 472p.

30. HARMS, M.C.; BADER, D.L. Variability of forces applied by experienced therapists during spinal mobilization. **Clin Biomech**, v. 12, n.6, p. 393-399, 1997.

31. PETTY, N.J. MAHER, C. ; LATIMER, J. ; LEE, M. Manual examination of accessory movements - seeking R1. **Man Ther**, v. 7, n.1, p. 39-43, 2002.

32. VAN DER WEES, P.J.; LENSSEN, A.F.; HENDRIKS, E.J.; STOMP, D.J.; DEKKER, J.; DE BIE, R.A. Effectiveness of exercise therapy and manual mobilisation in ankle sprain and functional instability: a systematic review. **Aust J Physiother**, v. 52, n. 1, p. 27-37, 2006.

33. MATYAS, T.A. ; BACH, T. M. The reliability of selected techniques in clinical arthrometrics. **Aust J Physiother**, v. 31, n.5, p. 175-199, 1985.

34. RESENDE, M.A.; VENTURINI, C.; PENIDO, M.M.; BICALHO, L.I.; PEIXOTO, G.H.C., CHAGAS, M.H. Estudo da confiabilidade da força aplicada durante a mobilização articular ântero-posterior do tornozelo. **Rev. Bras. Fisioter,** v. 10, n. 2, p. 199-204, 2006.

35. FUJII, T.; LUO, Z.P.; KITAOKA, H.B.; AN, KN. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. **Clin Biomech,** v. 15, n. 8, p. 619-623, 2000.

36. BEYNNON, B.D.; WEBB, G.; HUBER, B.M.; PAPPAS, C.N. ; RENSTROM, P. ; HAUGH, L.D. Radiographic measurement of anterior talar translation in the ankle: determination of the most reliable method. **Clin Biomech**, v. 20, n. 3, p. 301-306, 2005.

37. KIRK, T.; SAHA, S.; BOWMAN, L.S. A new ankle laxity tester and its use in the measurement of the effectiveness of taping. **Med Eng Phys,** v. 22, n. 10, p. 723-731, 2000.

38. LIU, W.; MAITLAND, M. E.; NIGG, B.M. The effect of axial load on the in vivo anterior drawer test of the ankle joint complex. **Foot Ankle Int,** v. 21, n. 5, p. 420-426, 2000.

39. LIU, W.; SIEGLER, S.; TECHNER, L. Quantitative measurement of ankle passive flexibility using an arthrometer on sprained ankles. **Clin Biomech**, v. 16, p. 237-244, 2001.

40. KOVALESKI, J.E.; HOLLIS, J.; HEITMAN, R.J.; GURCHIEK, L.R.; PEARSALL IV, A.W. Assessment of ankle-subtalar-joint-complex laxity using an instrumented ankle arthrometer: an experimental cadaveric investigation. **J Athl Train**, v. 37, n.4, p. 467-474, 2002.

41. VICENZINO, B.; PAUNGMALI, A.; TEYS, P. Mulligan's mobilization-with-movement, positional faults and pain relief: current concepts from a critical review of literature. **Man Ther** *in press.*

42. LEE, R.; EVANS, J. Load-displacement-time characteristics of the spine under posteroanterior mobilisation. **Aust J Physiother**, v. 38, n. 2, p.115-123, 1992.

43. LATIMER, J.; LEE, M.; GOODSELL, M.; MAHER, C.; WILKINSON, B.; ADAMS, R. Instrumented measurement of spinal stiffness. **Man Ther**, v. 1, n. 4, p. 204-209, 1996.

44. LATIMER, J.; LEE, M.; ADAMS, R. The effect of training with feedback on physiotherapy students' ability to judge lumbar stiffness. **Man Ther**, v. 1, n. 5, p. 266-270, 1996.

45. SHIRLEY, D.; ELLIS, E.; LEE, M. The response of posteroanterior lumbar stiffness to repeated loading. **Man Ther,** v. 7, n. 1, p.19-25, 2002.

46. PORTNEY, L.G.; WATKINS, M. P. **Foundations of clinical research:** applications to practice. 2 ed. New Jersey: Prentice-Hall, 2000. 742p.

47. COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences.** 2. ed. New Jersey: Lawrence Erlbaum, 1988. 567p.

48. HULLEY, S. B. **Designing clinical research: an epidemiologic approach.** Baltimore: Williams & Wilkins, 1988. 247p.

49. DONNERY, J.; SPENCER, R.B. The biplane goniometer: a new device for measurement of ankle dorsiflexion. **J Am Podiatr Med Assoc**, v. 78, n. 7, p. 348-351, 1988.

50. GRAS, L.Z.; LEVANGIE, P.K.; GOODWIN-SEGAL, S.; LAWRENCE, D.A. A comparison of hip versus ankle exercises in elders and the influence on balance and gait. **J Geriatr Phys Ther,** v. 27, n. 2, p. 39-46, 2004.

51. Manual do usuário. Qualisys Track Manager v1.9.2xx. Gothenburg: Qualisys AB, 2006. 221p.

52. LIU, H.; HOLT, C.; EVANS, S. Accuracy and repeatability of an optical motion analysis system for measuring small deformations of biological tissues. **J Biomech**, v. 40, n. 1, p. 210-214, 2007.

53. BRACH, J.S.; VAN SWEARINGEN, J.M. Physical impairment and disability: relationship to performance of activities of daily living in community-dwelling older men. **Phys Ther**, v. 82, n. 8, p. 752-761, 2002.

54. PETTY, J.F.; MERCER, V.S.; GROSS, M.; RIEGGER-KRUGH, C. Relationship between maximum ankle dorsiflexion range of motion and maximal posterior horizontal excursion in standing. **Issues on aging**, v. 23, n. 3, p. 7-14, 2000.

55. MARTIN, R.L.; MCPOIL, T.G. Reliability of ankle goniometric measurements: a literature review. **J Am Podiatr Med Assoc,** v. 95, n. 6, p. 564-572, 2005.

CAPÍTULO 4 – FORCE-DISPLACEMENT RELATIONSHIP DURING ANTEROPOSTERIOR MOBILIZATION OF THE ANKLE JOINT

Objective: The purpose of this study was to determinate the correlation between force and displacement during passive anteroposterior mobilization of the talus and the effect of this treatment technique on ankle dorsiflexion range of motion (ROM). **Methods:** Exploratory, methodological study. A Maitland grades III/IV mobilization was applied on the right ankle of 25 healthy subjects (mean age 25.08 ± 3.01 years) by two randomized raters (A and B). Applied forces were measured by a small force plate and displayed for the rater on a computer monitor. Linear displacement of the ankle joint was quantified by a motion analysis system. Synchronization of these two systems was obtained by software. Dorsiflexion active ROM, before and after mobilization, was assessed using a biplane goniometer. Statistical analysis was performed using the Pearson's Correlation Coefficient for force and displacement variables and the paired t-test to compare dorsiflexion ROM means. **Results:** A weak positive correlation was found between force range and displacement (r=0.370; p=0.049, one-tailed) and a weak negative correlation was found between minimum forces and displacement (r=0.404; p=0.035, one-tailed), only for rater *A* data. Significant increase in dorsiflexion was found in the right ankle (p=0.035), comparing ROM before and after mobilization, which did not occurred in the left ankle. **Conclusions:** These data does not support a linear force-displacement relationship during Mailtand grades III/IV passive joint mobilization, although they confirm an increase in ankle dorsiflexion ROM immediately after joint mobilization. The utilization of visual feedback may increase interrater reliability of forces applied during ankle joint mobilization.

Key Indexing Terms: ankle joint; range of motion; manual therapy; methodological study

---

Autores: Souza, M.V.S.; Venturini, C.; Mundim, L.; Chagas, M.H.;Resende, M.A.
A ser submetido ao *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.
http://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/623235/authorinstructions

INTRODUCTION

Manual therapy can be defined as a set of techniques focused on minimizing pain and restoring joint mobility and function by application of passive motion[1,2]. Joint mobilization makes part of these techniques and aims to restore the accessory or arthrokinematic movements that occurs between joint surfaces, classified as spin, roll and glide[1,3]. Its main principle is the application of oscillatory, rhythmical external forces, generating glide within the range of accessory motion or to its limits[2,3].

Maitland[4] mobilization technique consists of an assessment and treatment system based on subjective evaluation of accessory motion in four grades. Maitland grades I and II describe motion before the resistance first felt by the therapist (R1), which corresponds to the point where connective tissue starts to impose significant resistance to deformation[2,5]. Grades III and IV occur after R1 and until R2, point of maximal resistance that determines the end-range of accessory motion[5]. Therefore, Maitland grade III/IV mobilization aims to elongate articular and periarticular connective tissue and is indicated when accessory motion is restricted[2,4].

Ankle (or talocrural) joint mobilization is frequently used to improve dorsiflexion range of motion (ROM)[6], markedly in the rehabilitation of lateral ankle sprains[7,8]. Most of the techniques applied to the ankle include anteroposterior glide of the talus in the mortise[6]. It has been suggested that restriction of accessory motions (i.e., posterior talar glide) may persist after the occurrence of ankle sprain[7,9]. Accessory motions follow the concave-convex rule, which determines a relationship between joint surface shapes and movement[1]. During motion of a convex joint surface in a concave one, roll occurs in the direction of the physiological movement, while glide occurs in the opposite direction[3]. Therefore, in the talocrural joint, the convex talus should glide posteriorly in the concave mortise during ankle dorsiflexion[3,7].

Recently, clinical trials[3,7,8] and a systematic review[10] provided evidence with regards

to talar anteroposterior mobilization effectiveness for immediate improvement of dorsiflexion ROM. However, the mechanism of action of this intervention remains unclear – mechanical and neurophysiological theories have been proposed, with some studies results favoring the mechanical hypothesis[7,8]. Also, despite Maitland grades III/IV mobilization purpose to elongate and cause viscoelastic tissue adaptation[2], limitations as variability of therapist forces[11,12] and subjective assessment of accessory motion[1,5,13] bring questions about the possibility of reproducing this grades with accuracy.

The relationship between force and displacement during application of this mobilization maneuver may elucidate the real importance of using selected grades of mobilization. Most studies focusing on force-displacement relationship have been conducted on the lumbar spine and demonstrated typical viscoelastic tissue behavior[14,15]. The obtained load-displacement curves revealed a non-linear ("toe") region prior to R1, characterized by minimal tissue resistance, and a linear region after this point[1]. Nevertheless, Petty et al.[5] analyzed spinal and peripheral joints accessory motion (not including the talocrural joint) and found linear behavior since the start of force application, which made R1 determination impossible.

Resende et al.[12] have checked the reliability of forces applied by two therapists during anteroposterior mobilization of the ankle joint (Maitland grades III/IV). These authors found good intrarater reliability and moderate to poor interrater reliability. However, joint displacement was not measured, so load-displacement relationship could not be analyzed, as well as the agreement of this relationship with Maitland's grades original descriptions. Thus, the purpose of this study was to verify the existence of a linear correlation between the applied forces and the concomitant joint displacement during Maitland grade III/IV anteroposterior mobilization of the talus. A secondary objective was to check whether the application of this procedure increased dorsiflexion active ROM in healthy subjects.

METHODS

Subjects recruitment

Sample size (n) was calculated based on standardized tables[16,17], considering a significance level (α) of 0.05, a statistical power of 0.80 (or β=0.20) and a minimal effect size equivalent to a correlation coefficient (r) of 0.60. Although higher correlation values have been described for force-displacement relationship (r=0.97-0.99)[18], a lower coefficient was estimated due to methodological differences. The calculation resulted in a sample size of 19 subjects.

A convenience sample of 25 subjects was recruited from the institution where the study took place and from the general community. Subjects of both sex, aged 18 to 35 years and asymptomatic regarding both ankles were included. Exclusion criteria were a history of ankle sprains in the past 6 months, history of recurrent ankle sprain (two severe episodes in the past 10 years)[19], history of severe fracture or surgery of the ankle-foot complex, and presence of acute pathologies or injuries of the lower limbs.

All subjects received detailed verbal and written information addressing the study aims and procedures before participation and were only included after providing informed written consent. This study protocol was approved by the Committee for ethics in research of the institution were it was realized.

Instruments

Force plate

A small force plate (40 cm length x 20 cm width) was used to measure forces applied by raters. This instrument is composed of two steel plates, connected by four load cells placed in its extremities. Each load cell has a strain gauge which permits conversion of applied forces in electrical signals. The generated signals were amplified in a small circuit and conducted to a 1000 Hertz (Hz) analogical-digital converter NIDAQ-700 (National Instruments, Austin,

USA), connected to a laptop. Force data acquisition was performed with the software DASYLab 5.0 (Datalog, Mönchengladbach, Germany), which also provided signal conversion from volts to Newtons (N) and real-time visual feedback for forces applied during mobilization, on the laptop monitor. The force plate was calibrated with known weights prior to experimental procedures.

Motion analysis system

A motion analysis system Qualisys ProReflex® MCU (Qualisys Medical AB, Gothenburg, Sweden) was used to measure ankle joint displacement. This system was composed of three digital infrared cameras with maximum measurement frequency of 240 Hz, mounted on three tripods with maximum height of 2.40 meters, power and data cables, calibration objects and four passive spherical retro-reflective markers with a diameter of 12 millimeters (mm), mounted to subject's skin.

The four cameras were connected to each other with the *next* and *previous* ports, and the whole system connected to the measurement computer by the data port of the master camera. Each camera emitted infrared radiation, which was reflected back to the camera lens by the passive markers. Information was digitalized and processed real-time by cameras circuit, allowing the calculation of 2D coordinates of each marker[20,21]. Through combination of 2D data from the cameras, the Qualisys Track Manager/QTM (Qualisys Medical AB, Gothenburg, Sweden) determined and registered the 3D position of markers[21].

Biplane goniometer

A biplane goniometer (Sammons Preston, Bolingbrook, USA) was used to assess dorsiflexion active ROM. This instrument differs from the universal goniometer because it has a plantar platform as its mobile arm, which is perpendicular to the fixed arm. The biplane goniometer design aims to minimize pronation in the subtalar and midtarsal joints in a manner that dorsiflexion at the talocrural joint is not confounded by these movements[22]. Intrarater

reliability of this device was assessed in a pilot study conducted prior to the main study (unpublished data). Results revealed a intraclass correlation coefficient (ICC 3,3) of 0.86. This value is in agreement with those reported in the literature[23].

Procedures

Subject's anthropometric and demographic data was verbally informed and registered in a standardized form. In cases where weight and height were unknown by the subject, these variables were measured with a mechanical scale and a stadiometer (Filizola Ind. Ltda., São Paulo, Brazil).

The mobilization maneuver was only applied in the right ankle, so the left ankle was kept as a control for ROM analysis. The right side was chosen for technical reasons in regards to the experimental environment. At first, subjects were placed supine in a manual therapy table, with the right lower limb over a modified quadriceps table, which contained an attached ankle supporter. The force plate was placed between the quadriceps table and the posterior aspect of the subject's lower leg and ankle. A medium density foam material was used between contact areas for cushioning and to minimize subjects discomfort. The talocrural joint was positioned at 20 degrees plantarflexion with the help of a universal goniometer, and maintained at this position by the quadriceps table ankle supporter.

The passive retro-reflective markers were mounted to subjects' skin by adhesive double-faced tape, over the following anatomical landmarks: head of the fibula, lateral malleolus, lateral facet of the talus, and tuberosity of the fifth metatarsal. In fact, the marker of the talus was adjusted to the place nearest its lateral facet where it allowed the rater to perform the mobilization maneuver without contacting the marker directly. To avoid interference from other reflective materials, the manual therapy table was completely covered in black fabric, and the quadriceps table and the cushioning foam were painted black.

Cameras were positioned with their field-of-view directed to the lateral aspect of the subject right lower limb, visualizing all markers and all the volume where displacement would take place. The angle of incidence between any two cameras was superior to 60 degrees[21]. The procedure for system calibration involved the subjects leaving the manual therapy table and the cameras field-of-view. A stationary L-shaped reference structure (200 x 300 mm) was then placed over the quadriceps table, on the surfaces previously determined for leg and ankle. System was calibrated by moving a calibration wand of 300.1 mm in translational movements, one direction at a time (i.e., X, Y and Z). After system calibration, the subject carefully returned to his/her previous position to receive the mobilization maneuver.

For a simultaneous force and displacement data acquisition, a synchronization by software was used (Girder v.3.2.9®; Promixis LLC, Minneapolis, USA). This software allowed infrared commands sent by a generic remote control to perform specific keyboard functions. A TSOP 1738 photodiode was used for infrared reception, linked in a parallel circuit to both measurement computers, via serial ports. Therefore, a single infrared pulse started force and displacement data collection at the same time.

Two raters (*A* and *B*), randomized by a random number sequence (computer-generated), performed joint mobilization. Since raters differed on clinical experience and manual therapy practice, training for familiarization with mobilization routines and stability of exerted forces was undertaken four weeks prior to the study. The mobilization technique involved the rater's right hand over the subject talus, using the space between the thumb and the index finger for force application, and left hand placed over the right one. The subject leg was stabilized by the force plate and quadriceps table. The rater stood on a small board so forces could be applied in a direction perpendicular to the force plate. With measurement systems in stand-by, the rater applied six initial oscillatory forces for

viscoelastic tissue adaptation, gliding the talus in a anteroposterior direction[11,12]. Right after, the rater asked the other researcher to start systems via remote control, starting to mobilize the talus immediately. Along the 30-second period of mobilization, the rater attempted to maintain his force cycles between 80-220N using visual feedback (Figure 1). These force interval values were based in a previous study that also analyzed Maitland mobilization forces during grades III/IV[12]. The weight component exerted by subject leg over the force plate was deducted before data acquisition, using the Dasylab 5.0 software.

Right after execution of the maneuver by the first rater, the second rater, according to the randomized sequence, performed the same joint mobilization procedure.

Intrarater reliability analysis for force and displacement was conducted using data of a second session that took place after 48 hours, where rater *A* repeated joint mobilization using the same procedures of the first session.

Dorsiflexion ROM assessment

Active dorsiflexion ROM was assessed on both ankles, before and immediately after joint mobilization. Subjects were positioned in supine, with lower limbs raised approximately 15 degrees, lower third of legs remaining unsupported. Biplane goniometer placement was based on literature[22,24], with fixed arm aligned with the head of the fibula and the lateral malleolus and platform aligned with plantar surface of the foot. Three consecutive measurements were taken and their mean was considered for data analysis. The ankle initially assessed was randomized, again using a random number sequence. The same rater performed all measurements. A third researcher had the functions of registering ROM values and blinding the goniometer scale with a black paper circle, so the rater performing ROM measurements could not see their values.

Statistical analysis

Descriptive statistics were used for sample characteristics (measures of central tendency and variability). Normality was checked by histograms and the Kolmogorov-Smirnov test, when it was appropriate[25]. For reliability of force and displacement measurements, $ICC_{3,k}$ (intrarater) and $ICC_{2,k}$ (interratrer) were used, where *k* corresponded to the total number of curves obtained per subject, which mean value were considered for data analysis. Standard error of measurement of force and displacement data was calculated using the formula $\sigma(1 - r)^{1/2}$, where σ is the standard deviation of scores and *r* is the reliability coefficient.

The Pearson correlation coefficient was used to determine direction and strength of linear correlation between force and displacement variables, considering the means of overall, minimum, maximum and range (maximum minus minimum) values. For immediate effect of joint mobilization on dorsiflexion ROM, the t-test for paired samples was applied, comparing the mean of three initial measurements with the mean of three measurements after joint mobilization. All data were analyzed using SPSS 11.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, USA). Significance level was set at .05.

RESULTS

Demographic and anthropometric data of the 25 subjects (10 male, 15 female) included in the study are presented in Table 1. All subjects completed the experimental procedure. However, technical problems made force and displacement data impossible to export for four subjects (three male, one female) of rater *A* data and three subjects (two male, one female) of rater *B* data. Data analysis was conducted with the remaining sample (n=21 and n=22, respectively), since these sample sizes were still within our determined number (n=19).

On intrarater reliability analysis there were three additional dropouts: three subjects did not show up in the second session and data of one subject was lost due to corrupted computer files. Results of intra and interrater reliability analysis and standard error of measurement are presented in Table 2.

Force data means (overall, minimum, maximum, range) showed normal distribution (p=0.20) for both raters. Displacement data means showed normal distribution for rater *B* and non-normal for rater *A* (p=0.004). However, considering that the normality test applied is not a robust one and since histogram visual analysis suggested a normal curve, normal distribution was assumed for this variable[25].

As seen in Figure 2, rater *A* data revealed a positive significant correlation (p=0.049, one-tailed), although weak[26] (r=0.370), between force range and joint displacement. For this same rater, a negative significant correlation between minimum forces and joint displacement (r=-0.404; p=0.035, one-tailed) was also found (Figure 3). Nevertheless, rater *B* data did not reveal any significant correlations between force and displacement variables.

A significant increase (p=0.035) in dorsiflexion ROM was found in the right ankle, while in the left ankle, where joint mobilization was not applied, no significant difference was found between ROM pre and post mobilization .

Data quality sensitivity analysis

The majority of joint displacement data exhibited high variability and low accuracy for minimum and maximum value identification, as determined by visual analysis of this variable curves (Figure 4). Thus, a sensitivity analysis was conducted aimed at verifying if data quality had an effect on the correlation results. In this analysis, only data visually labeled as *good quality* were included, n=6 for rater *A* and n=9 for rater *B*. The sensitivity analysis results did not reveal any significant correlation between force and displacement variables (p>0,05).

DISCUSSION

Despite its high clinical acceptance, scientific studies[5,11,12] had demonstrated limitations in the application of Maitland joint mobilization techniques. According to our evaluation of joint mobilization scientific literature, this is the first study that analyzed force-displacement relationship during anteroposterior mobilization of the talus. This study results did not support the original theory that claims there is a linear relationship between forces applied by therapist and joint displacement during grade III/IV mobilization.

Although a significant correlation between force range and displacement was found, as well as a negative significant correlation between minimum force and displacement, correlation coefficients (r) and scatterplots evidence the low strength of these correlations. If the coefficient of determination (r^2) is considered in the force range-displacement correlation, it can be asserted that changes in one variable account for only 14% of changes in the other variable, i.e., 86% of displacement variability cannot be explained by applied force variability (and vice-versa). Considering our study hypothesis, these two variables should present the highest correlation because of the expected viscoelastic linear behavior during grade III/IV mobilization. Furthermore, a significant correlation was only found for rater *A* data. Although both raters have practiced by four weeks before experimental procedure, a better result was somehow expected for rater *B*, who held a longer experience as a physiotherapist and in manual therapy techniques. Taking these factors into account, the possibility of the correlations found being spurious cannot be unconsidered.

In regards to the effect of joint mobilization on dorsiflexion ROM, our findings confirm those found in the scientific literature[3,7,8,10], revealing an immediate increase in ROM after application of the mobilization procedure. This dorsiflexion gain occurred only in the right ankle (side that received the maneuver), which may reinforce the hypothesis of a biomechanical mechanism of action. However, since our population involved only

asymptomatic subjects, without an ankle pain history, it is hard to ascribe changes in ROM to hypoalgesia or other neurophysiologic event.

Collins et al.[8] demonstrated improvement on dorsiflexion ROM without changes in pressure or thermal pain thresholds, using an anteroposterior talar mobilization-with-movement technique. Our study did not included pain or sensorial outcomes, so interpretations about absence of a neurophysiological effect for mobilization must be make accordingly.

Our methodology provided an indirect measurement of posterior talar glide. Recently, Vicenzino et al.[7] had also used an indirect method (an inclinometer) to quantify this accessory motion and found gains in dorsiflexion ROM and posterior talar glide after joint mobilizations on weight-bearing and non-weight bearing conditions. Nevertheless, these authors did not found significant correlation between dorsiflexion and posterior glide measures. These results analyzed together with the present study might indicate there are other mechanisms or structures involved in dorsiflexion ROM increase after ankle joint mobilization.

A complementary result that deserves attention is the good interrater reliability levels obtained with visual feedback of applied forces. Comparing present data with a study conducted by Resende et al.[12], a great improvement in reliability could be seen: these authors ICC ranged from 0.19 to 0.58 for maximal and minimal forces, respectively, while our study values for these ICCs were 0.95 and 0.97. Although use of visual feedback may have implied modifications in the original technique, for example, substituting subjective perception of the therapist, it did not compromised its effect on ROM improvement, therefore being recommended for assuring a better reproducibility of forces applied by different therapists. In respect to intrarater reliability, it was higher in Resende et al.[12] study (0.97 and 0.98 versus 0.78 from ours). This contrast may be explained by methodological differences – while the

referred study utilized data from a same measurement session, our intrarater reliability data were collected 48 hours apart

The possible influence of lower reliability of joint displacement measurements on study results should be considered. The motion analysis system utilized had been tested for small tissue deformation measurements with good results[21]. Liu et al.[21], in a study of its accuracy, found a maximum absolute displacement error of 4.25 μm (0.00425mm). These authors, however, used sphere markers of a 2.5 mm diameter. Our data may probably include higher error values due partially to very superior diameter of markers (12 mm). Standard error of measure referent to displacement data (0.21mm) was close to this variable mean values, and in a few cases, even higher than the measures themselves. These findings limit solid conclusions about the force-displacement relationship

It can be asserted that this study results are relevant for physiotherapy clinical practice, since they corroborate an immediate increase on dorsiflexion ROM after ankle joint mobilization. Future research should use visual feedback aiming reduction of variability of forces applied by different therapists. This may have a peculiar importance also in clinical settings, where manual therapy application typically involves more than one therapist. Finally, a clearer evaluation of the biomechanical role of Maitland joint mobilization may require use of more reliable methods of force-displacement relationship.

REFERENCES

1. Riddle DL. Measurement of accessory motion: critical issues and related concepts. Phys Ther 1992;72:865-74.
2. Threlkeld AJ The effects of manual therapy on connective tissue. Phys Ther 1992;72:893-902.

3. Green T, Refshauge K, Crosbie J, Adams R. A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprains. Phys Ther 2001;81:984-94.
4. Maitland GD, editor. Maitland's vertebral manipulation. 6th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann; 2001.
5. Petty NJ, Maher C, Latimer J, Lee M. Manual examination of accessory movements - seeking R1. Man Ther 2002;7:39-43.
6. Vicenzino B, Prangley I, Martin D. The initial effect of two Mulligan mobilisation with movement treatment techniques on ankle dorsiflexion. Australian Conference of Science and Medicine in Sport. A Sports Medicine Odyssey. Challenges, Controversies and Change [CD ROM]. Canberra: Sports Medicine Australia; 2001.
7. Vincenzino B, Branjerdporn M, Teys P, Jordan K. Initial changes in posterior talar glide and dorsiflexion of the ankle after mobilization with movement in individuals with recurrent ankle sprain. J Orthop Sports Phys Ther 2006;36:464-71.
8. Collins N, Teys P, Vicenzino B. The initial effects of a Mulligan's mobilization with movement technique on dorsiflexion and pain in subacute ankle sprains. Man Ther 2004;9:77-82.
9. Denegar CR, Hertel J, Fonseca J. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. J Orthop Sports Phys Ther 2002;32:166-73.
10. van der Wees PJ, Lenssen AF, Hendriks EJ, Stomp DJ, Dekker J, de Bie RA. Effectiveness of exercise therapy and manual mobilisation in ankle sprain and functional instability: a systematic review. Aust J Physiother 2006;52:27-37.
11. Harms MC, Bader DL. Variability of forces applied by experienced therapists during spinal mobilization. Clin Biomech 1997;12:393-9.

12. Resende MA, Venturini C, Penido MM, Bicalho LI, Peixoto GHC, Chagas MH. Estudo da confiabilidade da força aplicada durante a mobilização articular ântero-posterior do tornozelo. Revista Brasileira de Fisioterapia 2006;10:199-204.
13. Matyas TA, Bach TM. The reliability of selected techniques in clinical arthrometrics. Aust J Physiother 1985;31:175-99.
14. Latimer J, Lee M, Goodsell M, Maher C, Wilkinson B, Adams R. Instrumented measurement of spinal stiffness. Man Ther 1996;1:204-9.
15. Shirley D, Ellis E, Lee M. The response of posteroanterior lumbar stiffness to repeated loading. Man Ther 2002;7:19-25.
16. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2. ed. New Jersey: Lawrence Erlbaum; 1988.
17. Hulley SB. Designing clinical research: an epidemiologic approach. Baltimore: Williams & Wilkins; 1988.
18. Liu W, Maitland ME, Nigg BM. The effect of axial load on the in vivo anterior drawer test of the ankle joint complex. Foot Ankle Int 2000;21:420-6.
19. Liu W, Siegler S, Techner L. Quantitative measurement of ankle passive flexibility using an arthrometer on sprained ankles. Clin Biomech 2001;16:237-44.
20. Qualisys Track Manager User Manual v1.9.2xx. Gothenburg: Qualisys AB; 2006.
21. Liu H, Holt C, Evans S. Accuracy and repeatability of an optical motion analysis system for measuring small deformations of biological tissues. J Biomech 2007;40:210-4.
22. Donnery J, Spencer RB. The biplane goniometer: a new device for measurement of ankle dorsiflexion. J Am Podiatr Med Assoc 1988;78:348-51.
23. Martin RL, Mcpoil TG. Reliability of ankle goniometric measurements: a literature review. J Am Podiatr Med Assoc 2005;95:564-72.

24. Petty JF, Mercer VS, Gross M, Riegger-Krugh C. Relationship between maximum ankle dorsiflexion range of motion and maximal posterior horizontal excursion in standing. Issues on aging 2000;23(3):7-14.
25. Chan YH. Biostatistics 101: data presentation. Singapore Med J 2003;44:280–5.
26. Portney LG, Watkins MP. Foundations of clinical research: applications to practice. 2nd ed. New Jersey: Prentice-Hall; 2000.

Table 1: Sample demographic and anthropometric data (n=25)

Variables	Mean	SD	Minimum	Maximum	Range
Age (years)	25.08	3.01	21.00	32.00	11.00
Weight (Kg)	66.68	11.94	50.70	96.00	45.30
Height (m)	1.705	0.07	1.570	1.860	0.290
BMI (Kg/m^2)	22.84	3.00	18.20	29.22	11.02

n, sample size. SD, standard deviation. BMI, Body Mass Index, obtained by the formula weight (Kg) / $height^2$ (m^2).

Table 2: Intra and interrater reliability analysis of force and displacement measurements

Variables	$ICC_{3,k}$ (95% CI) Intrarater (n=17)	$ICC_{2,k}$ (95% CI) Interrater (n=21)	SEM Intrarater	SEM Interrater
Maximum forces	0.78 (0.39 – 0.92)	0.95 (0.75 – 0.98)	5.47	2.84
Minimum forces	0.83 (0.52 – 0.94)	0.97 (0.92 – 0.99)	4.77	2.00
Force range	0.38 (-0.69 – 0.77)	0.42 (-0.31 – 0.76)	5.21	3.88
Displacement	0.31 (-0.90 – 0.75)	0.45 (-0.29 – 0.77)	0.21	0.21

n, sample size considered in statistical analysis; ICC, intraclass correlation coefficient; CI, confidence interval; SEM, standard error of measurement, expressed in Newtons for force variables and in millimeters for the displacement variable.

Table 3: Comparison of dorsiflexion active ROM pre and post anteroposterior mobilization of the talus

Ankle	n	ROM before mobilization	ROM after mobilization	P-value
Right	25	13.93 ± 3.44	14.74 ± 4.22	0.035*
Left	25	13.60 ± 3.38	14.01 ± 3.39	0.307

Values are means and standard deviations. Comparisons were made using the paired t-test.

* = statistical significant ($p<0.05$)

Figure 1. Visual feedback of applied forces using Dasylab 5.0

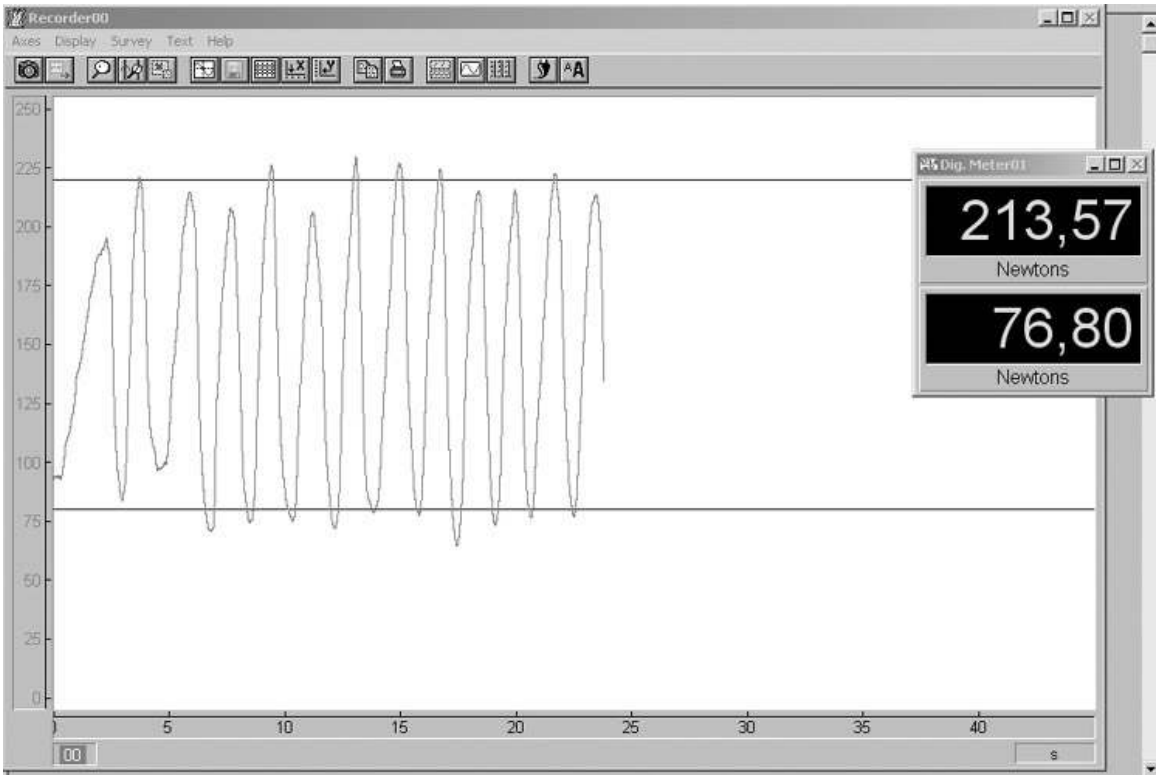
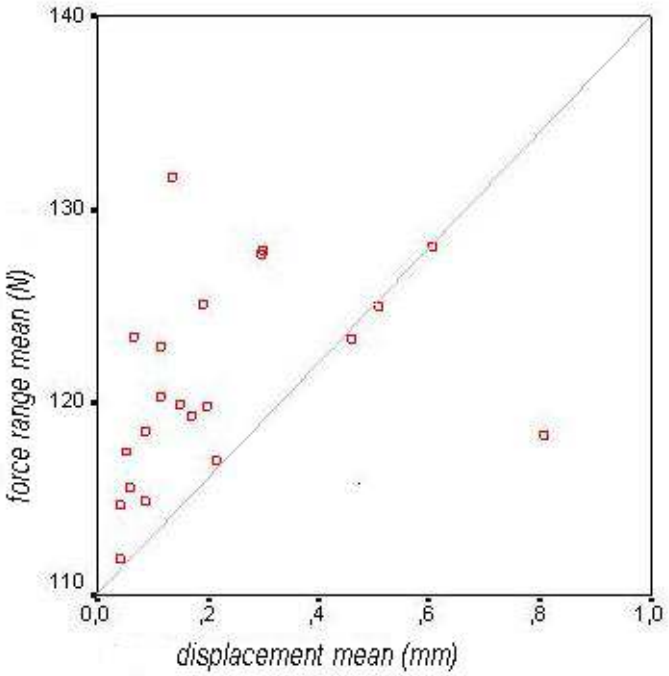
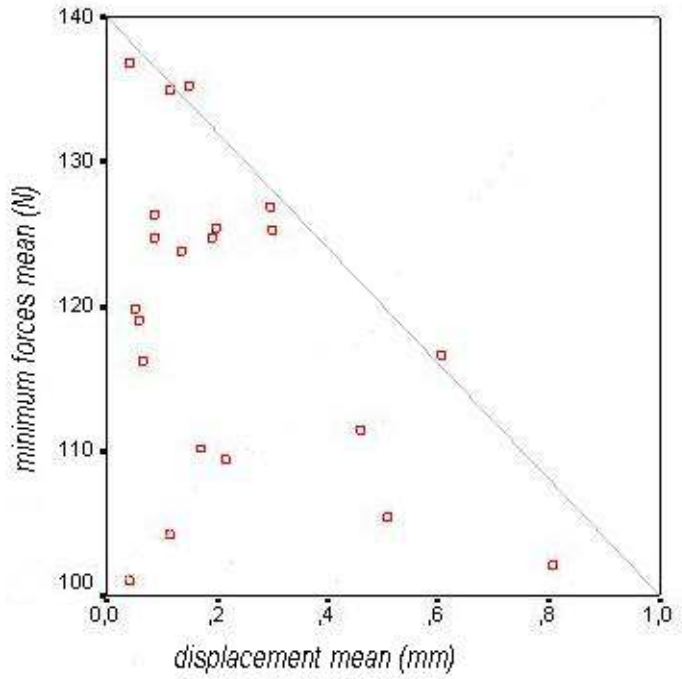


Figura 2. Scatterplot of force range and displacement correlation (rater *A*)



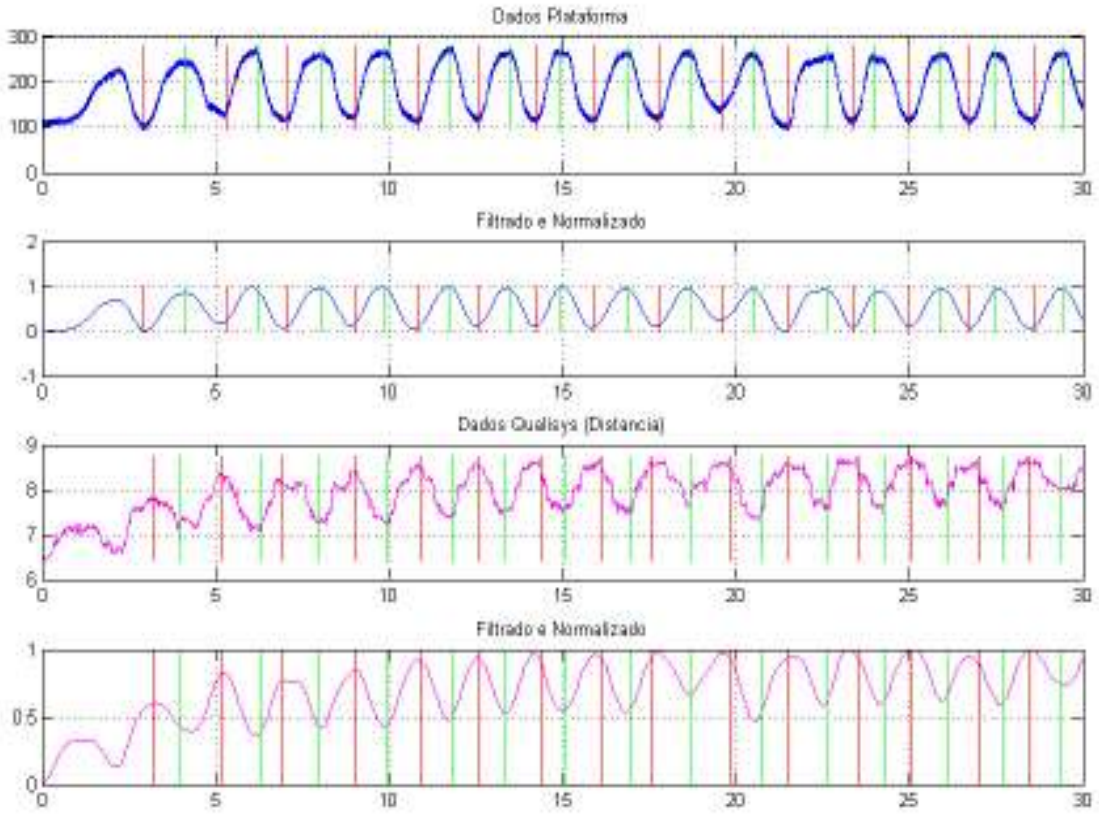
The scatterplot evidences the weak linear correlation (r=0.370) between force range mean and displacement mean, for rater *A* data.

Figure 3. Scatterplot of minimum forces and displacement correlation (rater *A*)



The scatterplot evidences the weak linear correlation (r=0.404) between minimum forces mean and displacement mean, for rater *A* data.

Figure 4. Visual analysis of force and displacement curves using Matlab 7.1



CAPÍTULO 5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste estudo, não foram encontradas correlações significativas entre a força aplicada e o deslocamento na articulação do tornozelo durante a mobilização articular ântero-posterior do tálus. Dentre as possíveis razões para tal, além das limitações metodológicas já apresentadas - como a baixa confiabilidade das medidas de deslocamento - deve-se considerar ainda o método utilizado para a sincronização entre a miniplataforma de força e o sistema de análise do movimento.

O fato destes dois sistemas serem extremamente distintos não possibilitava uma forma de conexão por *hardware*. Dessa maneira, foi desenvolvido um método de sincronização por *software,* utilizando-se um "controlador remoto" (Girder v.3.2.9®; Promixis LLC, Minneapolis, EUA), que respondia a comandos enviados por infravermelho. O uso de um circuito paralelo permitiu que um fotodiodo receptor de infravermelho fosse conectado a dois computadores que possuíam o *software*, contudo diferenças na velocidade do processamento destes podem ter acarretado tempos de disparo ligeiramente distintos. A metodologia utilizada não nos permitiu quantificar atrasos na sincronização. Entretanto, as análises visuais das curvas de força e deslocamento nos dão indícios da sua ocorrência. O potencial de viés decorrente destes achados deve ser considerado na interpretação dos resultados e em futuros estudos que venham a utilizar uma metodologia semelhante.

Nossos resultados não permitiram a elucidação do mecanismo de ação da mobilização articular do tálus nos graus III e IV de Maitland. Contudo, o aumento da ADM de dorsiflexão no tornozelo que recebeu a manobra e a ausência de relação linear entre força e deslocamento são sugestivos da existência de outros mecanismos de ação diferentes do descrito originalmente – adaptação viscoelástica

tecidual. Nossos dados corroboram a teoria de que estes mecanismos são fundamentalmente mecânicos, pois o aumento da ADM só ocorreu no tornozelo que recebeu a manobra. Estas hipóteses devem ser testadas em futuros estudos com aprimoramento das propriedades psicométricas dos instrumentos de medida. A possibilidade de existência de uma não-linearidade entre força e deslocamento nos graus III e IV, e não somente nos graus I e II, pode esclarecer pontos importantes no que diz respeito às regiões da curva força-deslocamento nas quais as mobilizações articulares atuam.

Um resultado complementar deste estudo que merece ser destacado foi a alta confiabilidade interexaminador obtida com o uso do “feedback” visual. A importância clínica da utilização deste recurso é ainda incerta, mas deve ser alvo de futuras investigações científicas, haja vista a sua probabilidade de aumentar o potencial terapêutico das técnicas de terapia manual. Uma melhor compreensão do mecanismo de ação da manobra de mobilização articular deve nos permitir uma maior eficiência na restauração do movimento funcional.

ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

Parecer nº. ETIC 424/05

Interesse: Prof. Marcos Antônio Resende
Depto. de Fisioterapia - EEFFTO/UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 14 de dezembro de 2005, o projeto de pesquisa intitulado **<< ///estudo da relação entre a força aplicada e o deslocamento da articulação do tornozelo durante a manobra de mobilização articular ântero-posterior do tálus em indivíduos assintomáticos >>** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

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

Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia
Presidente do COEP/UFMG

Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Prédio da Reitoria – 7º andar sala: 7018 - 31.270-901– BH - MG
(31) 3499-4592 - FAX: (31) 3499-4027 - coep@prpq.ufmg.br

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

"ESTUDO DA RELAÇÃO ENTRE A FORÇA APLICADA E O DESLOCAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DURANTE A MANOBRA DE MOBILIZAÇÃO ARTICULAR ÂNTERO-POSTERIOR DO TÁLUS EM INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS"

Prof. Marcos Antônio de Resende (orientador)

Prof. Mauro Heleno Chagas (co-orientador)

Marcelo von Sperling de Souza (pesquisador)

CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, voluntariamente, concordo em participar desta pesquisa, realizada pelo Laboratório de Análise de Movimento da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, que tem como principais objetivos: 1) determinar as relações entre a força imposta pelo fisioterapeuta e o deslocamento ocorrido na mobilização articular ântero-posterior do tálus; 2) determinar a confiabilidade destas medidas; 3) verificar o efeito imediato da aplicação desta técnica na amplitude de movimento de dorsiflexão do tornozelo.

Para tal, serão realizados testes em que o examinador aplicará uma força de mobilização nas articulações dos meus tornozelos, simulando um procedimento de avaliação e de tratamento utilizado na prática fisioterápica. Serão realizadas medidas da força aplicada, deslocamento ocorrido e da dorsiflexão de tornozelo. O Sistema de Análise de Movimento que será utilizado nos testes registra somente marcas refletoras posicionadas em pontos anatômicos dos meus membros inferiores, não armazenando nenhuma imagem direta minha ou de partes do meu corpo.

O procedimento de testes será realizado em duas diferentes ocasiões, separadas por um período de 48 horas. Será garantido o anonimato quanto à minha participação. Os dados obtidos serão utilizados, exclusivamente, para fins de pesquisa pelo Laboratório de Análise de Movimento. Os resultados poderão ser divulgados em eventos científicos ou em publicações, prevalecendo meu anonimato.

Sei que posso me recusar a participar deste estudo ou que posso abandoná-lo a qualquer momento, sem necessidade de justificativa e sem qualquer constrangimento. Compreendo também que os pesquisadores podem decidir sobre a minha exclusão do estudo por razões científicas, sobre as quais serei devidamente informado.

Estou também ciente que neste estudo não está prevista qualquer forma de remuneração e que todas as despesas a ele relacionadas são de responsabilidade dos pesquisadores.

Esclareci todas as dúvidas e, se durante o andamento da pesquisa, novas dúvidas surgirem, tenho total liberdade para esclarecê-las com a equipe responsável. Portanto, concordo com o que foi exposto acima e dou o meu consentimento.

Declaro que li e entendi as informações contidas neste documento.

Assim, eu _____ abaixo assinado, concordo em participar de livre e espontânea vontade deste estudo.

Belo Horizonte, ____de _____2006

_____

Assinatura do voluntário

Declaro que expliquei os objetivos deste estudo, dentro dos limites dos meus conhecimentos científicos.

_____ _____

Pesquisador responsável Orientador responsável

Tel: pesquisador: (31) 3xxxx-xxxx / (31) 9xxxx-xxxx

Tel. Laboratório de Análise de Movimento: 3499-4788

Tel. COEP: (31) 3499-4592

Tel. orientador: (31) 9xxx-xxxx

Goniômetro Biplanar – FOLHA DE COLETA

Voluntário(a):
Peso:
Estatura:
Idade:

Dominância: ?d ?e
Tornozelo início: ?d ?e

Adaptação? ?s ?n
Calço No.: ___

	1º. DIA						2º. DIA					
	Pré-mobilização			Pós-mobilização			Pré-mobilização			Pós-mobilização		
	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)
D												
E												

Voluntário(a):
Peso:
Estatura:
Idade:

Dominância: ?d ?e
Tornozelo início: ?d ?e

Adaptação? ?s ?n
Calço No.: ___

	1º. DIA						2º. DIA					
	Pré-mobilização			Pós-mobilização			Pré-mobilização			Pós-mobilização		
	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)
D												
E												

APÊNDICE 3 – MÉDIA E DESVIO-PADRÃO DOS DADOS DE FORÇA E DESLOCAMENTO PARA OS EXAMINADORES A E B

Variáveis	Média	Desvio-padrão
Força aplicada examinador A (N)	181,08	12,08
Força aplicada examinador B (N)	182,88	12,34
Forças máximas examinador A (N)	240,06	12,46
Forças máximas examinador B (N)	243,57	12,97
Forças mínimas examinador A (N)	119,06	10,87
Forças mínimas examinador B (N)	118,09	12,21
Variação das forças examinador A (N)	121,07	5,21
Variação das forças examinador B (N)	125,51	4,99
Deslocamento examinador A (mm)	0,22	0,20
Deslocamento examinador B (mm)	0,47	0,35