

AValiação DO TORQUE DE RESISTÊNCIA PASSIVA EM ATLETAS FEMININAS COM ENTORSE DE TORNOZELO

APARELHO LOCOMOTOR
NO EXERCÍCIO E NO ESPORTE



Artigo Original

EVALUATION OF THE PASSIVE RESISTIVE TORQUE IN FEMALE ATHLETES WITH ANKLE SPRAIN

Márcia Barbanera¹
Rubens Correa Araujo²
Tulio Diniz Fernandes³
Arnaldo Jose Hernandez³

1. Laboratório de Biomecânica – Universidade São Judas Tadeu – São Paulo – SP, Brasil
2. Clínica de Fisioterapia – Universidade de Taubaté – SP, Brasil
3. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – Instituto de Ortopedia e Traumatologia – Hospital das Clínicas (FMUSP IOT HC) – São Paulo – SP, Brasil.

Correspondência:

Rua Dias Leme, 134, ap. 23, Mooca
03118-040 – São Paulo – SP, Brasil
E-mail: marciabarbanera@superig.com.br

RESUMO

Introdução: A entorse de tornozelo é uma das lesões mais comuns em atletas. Uma forma de avaliar a frouxidão ligamentar pode ser através da medida da amplitude passiva dos movimentos de inversão e eversão do pé para estimar a resistência passiva das estruturas capsuloligamentares do tornozelo, o qual pode ser chamado de torque de resistência passiva. Existem poucos estudos que utilizam a avaliação do torque passivo do tornozelo para avaliar a resistência da cápsula e dos ligamentos. **Objetivo:** O objetivo deste estudo foi comparar o torque passivo dos movimentos de inversão e eversão do pé em atletas com e sem história de entorse de tornozelo. **Método:** Participaram do estudo 32 atletas de basquetebol e voleibol feminino (16,06 ± 0,8 anos, 67,63 ± 8,17kg, 177,8 ± 6,47cm). Seus tornozelos foram divididos em dois grupos: grupo controle (29), composto por tornozelos sem sintomas, e grupo entorse de tornozelo, composto por tornozelos que sofreram lesão (29). O torque dos movimentos passivos do tornozelo foi registrado por um dinamômetro isocinético, e a atividade dos músculos fibular longo e tibial anterior foi medida por um eletromiógrafo. As atletas realizaram duas repetições do movimento de inversão e eversão, nas velocidades de 5, 10 e 20°/s e, em seguida, o mesmo protocolo foi repetido apenas para o movimento de inversão máxima do pé. **Resultados:** O torque de resistência passiva durante os movimentos de inversão e eversão do pé foi menor no grupo com entorse do tornozelo. Este grupo também mostrou menor torque durante o movimento de inversão máxima do pé. Não foram observadas diferenças entre o movimento de inversão e eversão. **Conclusões:** A entorse de tornozelo leva a um menor torque de resistência passiva, indicando redução da resistência dos ligamentos colaterais do tornozelo e uma frouxidão articular mecânica.

Palavras-chave: instabilidade articular, esportes, ligamentos.

ABSTRACT

Introduction: The ankle sprain is one of the most common injuries in athletes. Direct evaluation of the ligament laxity can be obtained through the objective measurement of extreme passive inversion and eversion movements, but there are few studies on the use of the evaluation of the passive resistive torque of the ankle to assess the capsule and ligaments resistance. **Objective:** The aim of this study was to compare the inversion and eversion passive torque in athletes with and without ankle sprains history. **Method:** 32 female basketball and volleyball athletes (16.06 ± 0.8 years old; 67.63 ± 8.17 kg; 177.8 ± 6.47 cm) participated in this study. Their ankles were divided into two groups: control group (29), composed by symptom-free ankles, and ankle sprain group, composed by ankles which have suffered injury (29). The resistive torque at maximum passive ankle movement was measured by the isokinetic dynamometer and the muscular activity by electromyography system. The athletes performed 2 repetitions of inversion and eversion movement at 5, 10 and 20°/s and the same protocol only at maximum inversion movement. **Results:** The resistive passive torque during the inversion and eversion was lower in the ankle sprain group. This group also showed lower torques at the maximum inversion movement. No differences were observed between inversion and eversion movement. **Conclusions:** Ankle sprain leads to lower passive torque, indicating reduction of the resistance of the lateral ankle ligaments and mechanical laxity.

Keywords: joint instability, sports, ligaments.

INTRODUÇÃO

A entorse de tornozelo é uma das lesões mais comuns entre os atletas¹⁻⁵, correspondendo a 20% de todas as lesões musculoesqueléticas⁶ e mais de 30% de todos os esportes⁵. A maioria das entorses de tornozelo ocorre no movimento de inversão, particularmente com o pé em flexão plantar, estirando o ligamento talofibular anterior^{1,4,7,8}.

O complexo ligamentar lateral do tornozelo é o local mais comumente lesado. Ele é composto pelos ligamentos talofibular anterior, calcaneofibular e talofibular posterior, sendo que o ligamento mais lesado na entorse de tornozelo lateral é o talofibular anterior^{1,7,8}.

Apesar de existirem muitas pesquisas científicas, a recorrência de entorse de tornozelo permanece alta^{2,4-6}. A reincidência da lesão

apresenta registros maiores que 70% entre os atletas^{7,9,10}. As lesões de tornozelo podem ser prevenidas; todavia, a prevenção dessas lesões somente será possível se os fatores de risco forem identificados^{2,10,11}. Os possíveis fatores de risco incluem: alterações na posição do pé^{8,12}, déficits na propriocepção^{2,4,10,11,13,14}, frouxidão no complexo ligamentar lateral^{4,15,16} e fraqueza muscular^{4,9,13}.

Uma maior compreensão sobre o mecanismo de lesão da entorse de tornozelo poderá ajudar os profissionais da saúde, incluindo os fisioterapeutas, a planejar um tratamento objetivo e eficaz. Consequentemente, os pacientes irão se beneficiar de uma reabilitação melhor planejada.

Após a ocorrência da entorse, os ligamentos do tornozelo e a cápsula articular podem se tornar frouxos e aumentar a instabilidade articular^{7,12,13,15}, o que favorece a recorrência das entorses em inversão. As técnicas de exame de gaveta e inclinação talar são usadas para identificar a instabilidade articular do tornozelo^{7,12,15}. Porém, o uso destas técnicas tem sido questionado, pois envolvem testes manuais e só fornecem informações subjetivas sobre a frouxidão ligamentar. O exame radiográfico de estresse em inversão tem sido tradicionalmente usado para quantificar a frouxidão ligamentar por meio da avaliação do deslocamento do tálus, mas é uma técnica indireta^{7,12,15}.

Uma avaliação objetiva da frouxidão ligamentar pode ser realizada através da medida precisa da resistência passiva das estruturas capsuloligamentares gerada pelos movimentos passivos de máxima inversão e eversão do tornozelo^{16,17}. Infelizmente, existem poucos estudos sobre a avaliação do torque de resistência passiva do tornozelo. Birmingham *et al.*¹⁷ avaliaram o torque passivo na inversão máxima do tornozelo com um equipamento que gerava um estresse no compartimento lateral do tornozelo e não encontraram diferenças no torque passivo de sujeitos com história de entorse unilateral do tornozelo, sugerindo que esses sujeitos não apresentavam nenhuma frouxidão ligamentar.

A avaliação da resistência da cápsula e dos ligamentos pode ser obtida com a utilização de um dinamômetro isocinético, considerando a resistência do tornozelo medido pelo torque passivo¹⁶. Já que a entorse de tornozelo pode ser causada por frouxidão da cápsula e dos ligamentos, essas estruturas são capazes de suportar apenas pequenas tensões durante os movimentos extremos da articulação tibiotalar^{7,12,18}, então o torque passivo pode estar diminuído no final da amplitude dos movimentos de inversão e eversão do tornozelo. Dessa forma, indivíduos sem história de entorse de tornozelo, possivelmente, terão um maior torque passivo do que os indivíduos que já sofreram entorse.

O objetivo deste estudo foi comparar o torque passivo de inversão e eversão em atletas com e sem história de entorse de tornozelo. Nós esperamos encontrar resultados que suportem a hipótese de que os tornozelos que já sofreram entorse terão um menor torque passivo.

MATERIAIS E MÉTODO

Sujeitos

Trinta e duas mulheres, atletas de basquetebol e voleibol ($16,06 \pm 0,8$ anos; $67,63 \pm 8,17$ kg; $177,8 \pm 6,47$ cm) participaram do estudo. De acordo com a história de lesão, seus tornozelos foram divididos em dois grupos: grupo Controle (29), composto por tornozelos sem história de lesão, e grupo Entorse, composto por tornozelos que já sofreram entorse (29). O número médio de entorses de tornozelo sofridos pelo grupo Entorse foi de $1,24 \pm 0,57$, com uma média de $18,62 \pm 12,2$ meses desde o primeiro episódio de entorse.

Foram incluídas no estudo as atletas sem história de fratura nos membros inferiores e sem dor retromaleolar. As atletas que apresen-

tavam apenas episódios de falseios, mas sem história de entorse de tornozelo, ou aquelas que passaram por cirurgia de tornozelo, foram excluídas do estudo (4 tornozelos). O critério de inclusão específico para o grupo Entorse foi história prévia de entorse de tornozelo há mais de seis meses da data da coleta, com ou sem sensação de falseio. Para o grupo Controle, foram incluídas as atletas que não apresentavam nenhum histórico de lesão em membros inferiores.

O critério de exclusão adotado foi dor durante a realização dos testes dinâmicos, o que correspondeu à exclusão de dois tornozelos. Todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética Local [Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo em 08/02/06 (n. 1051-05)].

Instrumentos

O torque de resistência passiva foi avaliado por meio de um dinamômetro isocinético (Biodex® System 3, Biodex® Inc, EUA). A atividade eletromiográfica (EMG) do músculo fibular longo (FL) e do músculo tibial anterior (TA) também foi registrada para confirmar que o movimento era passivo. O teste era cancelado se fosse observado aumento da amplitude do sinal EMG. O equipamento de eletromiografia utilizado foi o Myosystem® 1400 (Noraxon® Inc, EUA). A frequência de amostragem foi de 1kHz, e o sinal de ambos os músculos foi coletado simultaneamente. A pele foi higienizada com álcool (95%) para reduzir sua resistência elétrica. Os eletrodos de superfície (descartáveis, Ag/AgCl, 4mm de altura e 9mm de largura) foram colocados no ventre do músculo entre o ponto motor e a extremidade distal do músculo, de acordo com as recomendações do SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*)^{19,20}. Os testes foram realizados após aquecimento por um período de cinco minutos de caminhada na esteira rolante²¹.

Protocolo

Para a realização dos testes, as atletas permaneciam com uma inclinação de tronco de 40° na cadeira do dinamômetro isocinético, quadris e joelhos flexionados a 90°, pés descalços e apoiados na placa de suporte específico do equipamento (figura 1). Os pés das atletas foram alinhados com o eixo mecânico do aparelho e o tornozelo ficava em posição neutra (posicionado a 90° em relação à perna).



Figura 1. Posicionamento da atleta no dinamômetro isocinético para a avaliação dos movimentos passivos de inversão e eversão com o tornozelo em posição neutra (posicionado a 90° em relação à perna).

Os movimentos passivos de inversão e eversão foram testados. Para este protocolo, enquanto as atletas permaneciam relaxadas, o aparelho realizava o movimento de inversão e eversão do pé até atingir o limite fisiológico. A avaliação foi realizada em duas fases diferentes.

Na fase 1, o protocolo consistiu de duas repetições dos movimentos passivos de inversão e eversão em três velocidades diferentes (5, 10 e 20°/s). O limite máximo da amplitude de movimento (ADM) foi ajustado de acordo com a sensação informada pelas atletas no final da ADM.

Na fase 2, nós ajustamos a ADM sem o pé da atleta e foi testado apenas o movimento de inversão máxima, para atingir o limite tecidual. Em seguida, o protocolo descrito na fase 1 foi repetido. As atletas foram instruídas a pressionar o gatilho do aparelho quando sentissem um desconforto ou estiramento na região lateral do tornozelo durante o arco passivo de inversão. Após a ativação do gatilho, o movimento era interrompido imediatamente e o torque oferecido pela resistência passiva era registrado.

VARIÁVEIS E ESTATÍSTICA

A média da amplitude do sinal EMG e a média dos picos de torque foram calculadas para a análise do torque passivo e EMG.

Após verificar a estatística paramétrica, nós testamos o efeito do grupo (Controle e Entorse), movimento (inversão e eversão) e velocidade (5, 10 e 20°/s) no torque passivo. Para análise das diferenças foi realizada análise de variância de dois e três fatores (ANOVA) seguida do teste *post hoc* de Tukey HSD. O nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

RESULTADOS

Fase 1

O teste ANOVA de três fatores foi usado para verificar o efeito do grupo, velocidade e movimento no torque passivo. Somente o fator grupo ($F_{(1,694)} = 44,62$; $p < 0,0001$) afetou o torque, enquanto o movimento ($F_{(1,694)} = 0,76$; $p = 0,38$) e velocidade ($F_{(2,693)} = 0,09$; $p = 0,91$) não afetaram. O teste *post hoc* de Tukey HSD mostrou que o torque passivo foi maior no grupo Controle ($p < 0,0001$).

A média e o desvio padrão do torque passivo dos grupos Controle e Entorse nas diferentes velocidades estão representados na figura 2.

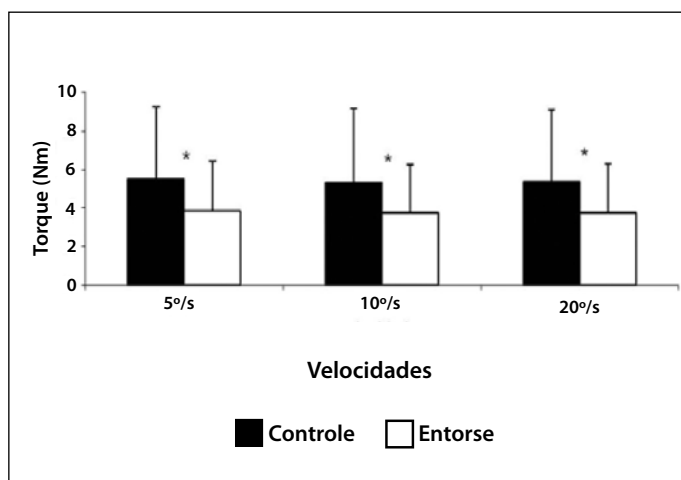


Figura 2. Média e desvio padrão do torque de resistência passiva dos grupos Controle e Entorse, obtidos nas velocidades de 5°/s ($p = 0,001^*$), 10°/s ($p = 0,002^*$) e 20°/s ($p = 0,001^*$) durante os movimentos de inversão e eversão (número de medidas total = 696).

* – diferença significativa; ANOVA ($F = 44,62$; $p = 0,0001$).

A figura 3 mostra a média e o desvio padrão do torque passivo dos movimentos de inversão e eversão nas diferentes velocidades.

Fase 2

O teste ANOVA de dois fatores foi usado para verificar o efeito do grupo e da velocidade no torque passivo. O fator grupo ($F_{(1,346)} = 12,19$; $p = 0,0005$) afetou o torque, o que não ocorreu para a velocidade ($F_{(2,345)} = 0,2$, $p = 0,81$). O teste *post hoc* de Tukey HSD mostrou que o torque passivo foi maior no grupo Controle ($p < 0,0005$).

A média e o desvio padrão do torque passivo dos grupos Controle e Entorse nas diferentes velocidades estão representados na figura 4.

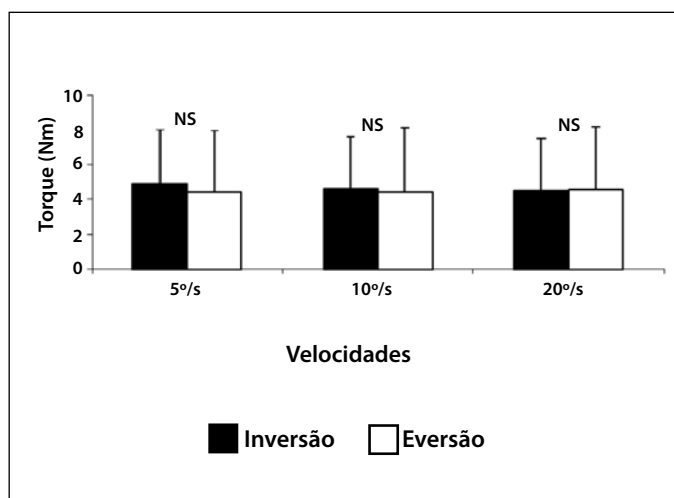


Figura 3. Média e desvio padrão do torque de resistência passiva dos movimentos de inversão e eversão, obtidos nas velocidades de 5°/s, 10°/s e 20°/s (número de medidas total = 696).

NS – sem diferença significativa; ANOVA ($F = 0,76$; $p = 0,38$).

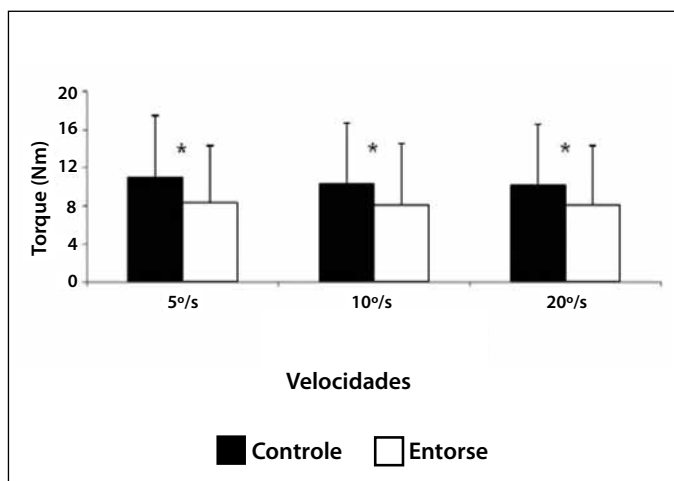


Figura 4. Média e desvio padrão do torque de resistência passiva dos grupos Controle e Entorse, obtidos nas velocidades de 5°/s ($p = 0,01^*$), 10°/s ($p = 0,02^*$) e 20°/s ($p = 0,03^*$) durante o movimento de inversão máxima (número de medidas total = 348).

* – diferença significativa; ANOVA ($F = 12,19$; $p = 0,0005$).

DISCUSSÃO

A maioria dos estudos sobre lesões do tornozelo está mais direcionada à instabilidade crônica do que às entorses. A ocorrência de episódios repetidos de entorse com recorrentes falseios após o primeiro episódio de entorse pode ser chamada de instabilidade crônica de tornozelo (ICT)^{11,18}.

A instabilidade funcional e mecânica do tornozelo são causas potenciais de ICT. A instabilidade funcional do tornozelo é des-

crita pela recorrência de entorses e sensação de falseio, devido a déficits neuromusculares e proprioceptivos^{9,11,13,18}. A instabilidade mecânica do tornozelo é caracterizada por uma frouxidão patológica após lesão ligamentar, permitindo mobilidade além do limite fisiológico^{3,18}.

Os critérios para diferenciar a instabilidade mecânica da funcional não estão bem estabelecidos²², o que dificulta a classificação dos indivíduos que sofrem entorse de repetição e permite que cada autor adote uma classificação própria. Ürgüden *et al.*²³ classificaram um tornozelo instável quando o indivíduo apresentava história de entorse traumático seguido de lesões recorrentes do tornozelo (duas ou mais vezes) incluindo dor e edema. Vries *et al.*¹¹ caracterizaram ICT quando os sintomas de instabilidade persistiam por mais de seis meses. Sefton *et al.*¹⁰ sugeriram um questionário para avaliar a instabilidade funcional do tornozelo, e definiram como critério: história prévia de mais de uma entorse e sintomas recorrentes. Fox *et al.*²⁴ definiram como tornozelo instável quando o indivíduo sofria uma entorse lateral de tornozelo e apresentava pelo menos um episódio de falseio no último mês.

Muitos estudos têm adotado a classificação de instabilidade funcional quando os indivíduos apresentam histórico de entorse e sensação de falseios, talvez pela dificuldade de realizar testes diagnósticos que comprovem as alterações mecânicas²⁵, mas a instabilidade funcional é descrita por uma sensação de falseio em um tornozelo mecanicamente estável^{1,16}. A lesão por entorse em inversão provavelmente altera as estruturas capsuloligamentares laterais e modifica a estabilidade mecânica do tornozelo, tornando-o frouxo^{7,12}.

A ausência de um “padrão ouro” para diferenciar a instabilidade mecânica e funcional através de métodos precisos dificulta a classificação apropriada dessa disfunção²².

No presente estudo, as atletas com história de entorse, independente de apresentarem falseios, foram analisadas dentro de um mesmo grupo (Entorse), por provavelmente apresentarem lesões teciduais^{7,12}. Já as atletas que apresentaram apenas sensação de falseio, sem histórico de entorse, não foram incluídas no estudo por não apresentarem evidências de lesão tecidual.

Nós avaliamos apenas as atletas sem sintomas agudos e que tiveram o último episódio de entorse há mais de seis meses da data da coleta. Este critério foi adotado para evitar que a inflamação pudesse alterar os resultados e para garantir que as alterações encontradas pudessem estar diretamente relacionadas à entorse²².

Os movimentos passivos de inversão e eversão foram testados para avaliar o torque gerado ao final do movimento, e o termo usado para caracterizar este procedimento foi “torque passivo”. Neste caso, o torque refere-se à resistência passiva gerada pelas estruturas capsuloligamentares do tornozelo.

A avaliação eletromiográfica indicou que os músculos FL e TA estavam em repouso durante a realização do protocolo. A ausência de atividade EMG suporta nosso argumento de que os movimentos foram passivos e o torque gerado contra o dinamômetro isocinético foi oferecido pelos tecidos capsuloligamentares.

O torque passivo foi avaliado em duas fases. Na fase 1, os movimentos de inversão e eversão foram ajustados de acordo com a sensação informada pelas atletas no final da ADM. Para confirmar o final do arco, nós realizamos a fase 2, apenas para o movimento de inversão, na qual o ajuste foi realizado no limite tecidual para simular uma situação de estresse dos ligamentos laterais do tornozelo. Na fase 2, o movimento de eversão não foi considerado, pois o mecanismo mais frequente de lesão ocorre em inversão.

Na fase 1, o grupo Entorse apresentou um pico de torque

menor ao final dos movimentos passivos de inversão e eversão (figura 2). Este achado sugere que ocorre uma lesão tecidual, causada por uma distensão ou ruptura dos ligamentos e cápsula após o trauma^{7,12}.

A diminuição da resistência passiva das estruturas do compartimento lateral do tornozelo, verificada pelo movimento passivo de inversão, era esperada pela lesão tecidual prévia no grupo Entorse. Porém, também foi encontrada uma diminuição da resistência passiva do compartimento medial. Tourné *et al.*¹² descreveram que além do ligamento deltoide ser o principal estabilizador medial do tornozelo, ele também auxilia na estabilidade lateral, agindo na manutenção da posição do tálus. Quando uma entorse de alta magnitude ocorre, alterando a posição do tálus, ocorre um estiramento dos ligamentos laterais do tornozelo e também do ligamento deltoide.

Os ligamentos e cápsula rompidos ou frouxos podem causar instabilidade, diminuindo a resistência mecânica^{16,18}. A instabilidade da articulação subtalar sugere que os ligamentos foram danificados após a entorse lateral de tornozelo. Isso pode ocorrer por aplicação de carga precoce e estresse nesses ligamentos, comprometendo o processo de reparo tecidual e deixando-os numa posição mais alongada⁷.

Na fase 2, o torque passivo foi menor no grupo Entorse no final do movimento passivo de inversão (figura 4). Este resultado enfatiza os achados da fase 1, de que indivíduos com história de entorse apresentam lesão dos tecidos capsuloligamentares.

Birmingham *et al.*¹⁷ não encontraram diferenças no pico de resistência passiva nos indivíduos que sofreram entorse e sugerem que eles não apresentam frouxidão ligamentar, contrário aos nossos achados. A divergência entre os resultados pode ter ocorrido por diferenças no protocolo e na instrumentação. Santos e Liu¹⁶ utilizaram um dinamômetro isocinético para detectar o torque passivo e encontraram uma diminuição na rigidez passiva de tornozelos instáveis. Eles concluíram que a diminuição do torque passivo pode ser interpretada como um aumento na instabilidade articular.

Uma limitação do nosso estudo é que todos os testes foram realizados em ambiente laboratorial, o que não permite uma reprodução fidedigna do comportamento musculoesquelético durante as atividades esportivas e de vida diária. Outra limitação foi a escassez de estudos sobre torque passivo.

O dinamômetro isocinético foi considerado uma ferramenta confiável para a avaliação do torque passivo. No entanto, a fim de continuar nossos estudos, pretende-se comparar os dados de torque passivo com radiografias de estresse em tornozelos instáveis. Se houver uma correlação positiva entre estas técnicas, os exames radiográficos poderão ser evitados, já que os testes no dinamômetro oferecem muito mais segurança e proteção aos pacientes. As atletas com história de entorse de tornozelo têm um torque passivo menor que o grupo Controle, sugerindo frouxidão da cápsula e dos ligamentos. Portanto, mais estudos devem ser realizados com o uso de bandagens e órteses de tornozelo, para verificar a estabilização e diminuição dos riscos de lesão.

CONCLUSÕES

Baseado nesses resultados, a entorse de tornozelo leva a diminuição do torque passivo, sendo um possível indicativo de instabilidade mecânica.

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

REFERÊNCIAS

1. Caputo AM, Lee JY, Spritzer CE, Easley ME, DeOrio JK, Nunley II JA, et al. The in vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability. *Am J Sports Med* 2009;37:2241-8.
2. Clark RC, Saxion CE, Cameron KL, Gerber JP. Associations between three clinical assessment tools for postural stability. *N Am J Sports Phys Ther* 2010;5:122-30.
3. O'Driscoll J, Kerin F, Delahunt E. Effect of a 6-week dynamic neuromuscular training programme on ankle joint function: a case report. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* 2011;3:13.
4. Lin CWC, Hiller CE, Bie RA. Evidence-based treatment for ankle injuries: a clinical perspective. *J Man Manip Ther* 2010;18:22-8.
5. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, Belmont Jr PJ. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:2279-84.
6. Janssen KW, Mechelen W, Verhagen EA. Ankle sprains in randomized controlled trial (ABrCT): braces versus neuromuscular exercises for the secondary prevention of ankle sprains. *BMC Musculoskelet Disord* 2011;12:210.
7. Hubbard TJ, Hicks-Little CA. Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: an evidence-based approach. *J Athl Train* 2008;43:523-9.
8. Bonnel F, Toullec E, Mabit C, Tourné Y. Chronic ankle instability: biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. *Orthop Traumatol Surg Res* 2010;96:424-32.
9. Arnold BL, Linens SW, Motte SJ, Ross SE. Concentric evertor strength differences and functional ankle instability: a meta-analysis. *J Athl Train* 2009;44:653-62.
10. Sefton JM, Hicks-Little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clin Biomech* 2009;24:451-8.
11. Vries JS, Kingma I, Blankevoort L, Dijk CN. Difference in balance measures between patients with chronic ankle instability and patients after an acute ankle inversion trauma. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:601-6.
12. Tourné Y, Besse JL, Mabit C. Chronic ankle instability. Which tests to assess the lesions? Which therapeutic options? *Orthop Traumatol Surg Res* 2010;96:433-46.
13. Docherty CL, Arnold BL. Force sense deficits in functionally unstable ankles. *J Orthop Res* 2008;26:1489-93.
14. Nakasa T, Fukuhara K, Adachi N, Ochi M. The deficit of joint position sense in the chronic unstable ankle as measured by inversion angle replication error. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008;128:445-9.
15. Vries JS, Kerkhoffs GMMJ, Blankevoort L, Dijk CN. Clinical evaluation of a dynamic test for lateral ankle ligament laxity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:628-33.
16. Santos MJ, Liu W. Possible factors related to functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38:150-7.
17. Birmingham TB, Chesworth BM, Hartsell HD, Stevenson AL, Lapenskie GL, Vandervoort AA. Peak passive resistive torque at maximum inversion range of motion in subjects with recurrent ankle inversion sprains. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;25:342-8.
18. O'Driscoll J, Delahunt E. Neuromuscular training to enhance sensorimotor and functional deficits in subjects with chronic ankle instability: a systematic review and best evidence synthesis. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* 2011;3:19.
19. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SENIAM sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.
20. Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto MA. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clin Biomech* 2009;24:122-34.
21. Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Croce UD, Wilder RP. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM R* 2009;1:1058-63.
22. Docherty CL, Gansneder BM, Arnold BL, Hurwitz SR. Development and reliability of the ankle instability instrument. *J Athl Train* 2006;41:154-8.
23. Ürgüden M, Kizilay F, Sekban H, Samanci N, Özkaynak S, Özdemir H. Evaluation of the lateral instability of the ankle by inversion simulation device and assessment of the rehabilitation program. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2010;44:365-77.
24. Fox J, Docherty CL, Schrader J, Applegate T. Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. *J Athl Train* 2008;43:51-4.
25. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *J Athl Train* 2008;43:44-50.