

A FADIGA INFLUENCIA A RESPOSTA DOS MÚSCULOS EVERSORES APÓS A SIMULAÇÃO DE UMA ENTORSE DO TORNOZELO?



ARTIGO ORIGINAL

DOES MUSCLE FATIGUE INFLUENCE THE RESPONSE OF THE EVERTER MUSCLES AFTER THE SIMULATION OF AN ANKLE SPRAIN?

¿LA FATIGA INFLUENCIA LA RESPUESTA DE LOS MÚSCULOS EVERSORES DESPUÉS DE SIMULACIÓN DE ESGUINCE DE TOBILLO?

Karina Aparecida Rodrigues¹
(Fisioterapeuta)

Júlia Colin Brazão¹ (Fisioterapeuta)

Bruna Milene César¹ (Fisioterapeuta)

Eduardo Heidi Ozaki^{2,3}
(Educador Físico)

Renato de Sousa Almeida²
(Educador Físico)

Renato José Soares¹ (Fisioterapeuta)

Bruno Mezêncio² (Educador Físico)

Júlio Cerca Serrão⁴
(Educador Físico)

Alberto Carlos Amadio⁴
(Educador Físico)

Alex Sandra Oliveira de Cerqueira^{1,4}
(Fisioterapeuta)

1. Departamento de Fisioterapia,
Universidade de Taubaté (UNITAU),
Taubaté, SP, Brasil.

2. Departamento de Educação
Física, Universidade de Taubaté
(UNITAU), Taubaté, SP, Brasil.

3. Academia da Força Aérea, Força
Aérea Brasileira, FAB, Pirassununga,
SP, Brasil.

4. Laboratório de Biomecânica,
Escola de Educação Física e Esporte,
Universidade de São Paulo (USP),
São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência:

Departamento de Fisioterapia,
Universidade de Taubaté, UNITAU.
Av. Tiradentes, 500. 12030-180.
Bom Conselho, Taubaté, SP, Brasil.
kaarodrigues@gmail.com

RESUMO

Introdução: a entorse em inversão do tornozelo, uma das lesões mais comuns do esporte, muitas vezes ocorre na fase final de um treino ou competição. Mesmo sabendo que a entorse é multifatorial, tal característica gera a hipótese que a fadiga muscular possa ser um fator predisponente para o desenvolvimento da lesão. **Objetivo:** a presente investigação propõe o estudo da resposta reflexa dos músculos fibular curto e longo em condições de fadiga. **Métodos:** participaram do estudo 10 voluntárias do sexo feminino, sem histórico de entorse do tornozelo, fisicamente ativas. Utilizou-se uma plataforma simuladora da entorse em inversão do tornozelo, na qual ambos os pés das voluntárias foram fixados e somente abaixo do fixador do pé direito encontrava-se um transdutor de força. Para a indução da fadiga, inicialmente foi registrada a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) em eversão. Durante a indução, as voluntárias foram orientadas a manter 70% da CIVM. No momento em que a força aplicada era menor que 60% da CIVM o protocolo era interrompido e as voluntárias imediatamente posicionadas sobre a plataforma simuladora. Antes e após a fadiga foram realizadas 10 simulações da entorse em ambos os tornozelos, de forma aleatória, e simultaneamente, o sinal eletromiográfico foi registrado. A análise, no domínio do tempo, contemplou o estudo da latência e da amplitude do sinal. **Resultados:** após a fadiga não houve alteração da latência, no entanto, ocorreu uma redução da amplitude do sinal. A queda da amplitude do sinal pode ser considerada uma resposta ao processo de fadiga. Esse decréscimo é um indicativo da diminuição da capacidade de recrutamento das unidades motoras decorrentes das alterações do input neural que chega ao músculo. **Conclusão:** a fadiga muscular diminui a amplitude da resposta dos músculos eversores após a entorse do tornozelo.

Palavras-chave: fadiga muscular, traumatismos do tornozelo, eletromiografia.

ABSTRACT

Introduction: inversion ankle sprain is one of the most common sports injuries and it often occurs in the final phase of a training or competition. Although sprain is multifactorial, this characteristic leads to the hypothesis that muscle fatigue can be a predisposing factor to injury. **Objective:** the present study was set to investigate the neuromuscular response of the fibularis brevis and longus in conditions of fatigue. **Methods:** the study included 10 physically active female participants with no history of ankle sprain. To simulate the inversion ankle sprain, we used a simulation platform in which participant's feet were attached and, underneath the right foot strap only, there was a transducer. To induce fatigue, we first recorded the maximal voluntary isometric contraction (MVIC) in eversion. During the induction, the participants were instructed to maintain 70% of MVIC. When strength fell below 60% of MVIC, the protocol was interrupted and the participants were immediately placed on the simulation platform. Before and after fatigue, we conducted 10 sprain simulations in both ankles, randomly decided and simultaneously, the electromyographic signal registered. In the time domain, latency and signal amplitude were analyzed. **Results:** after fatigue, the latency did not change, however there was a reduction of the signal amplitude. The drop in amplitude can be considered a response to the process of fatigue. This decrease indicates a reduction in the ability to recruit motor units due to changes in the neural input that reaches the muscle. **Conclusion:** muscle fatigue reduces the amplitude of the response of the eversion muscles after ankle sprain.

Keywords: muscle fatigue, ankle injuries, electromyography.

RESUMEN

Introducción: el esguince en inversión del tobillo, una de las lesiones más comunes del deporte, muchas veces ocurre en la fase final de un entrenamiento o competición. Aún sabiendo que el esguince es multifactorial, tal característica genera la hipótesis de que la fatiga muscular puede ser un factor de predisposición para el desarrollo de la lesión. **Objetivo:** la presente investigación propone el estudio de la respuesta refleja de los músculos fibular corto y

largo en condiciones de fatiga. Métodos: participaron en el estudio 10 voluntarias del sexo femenino sin historial de esguince de tobillo, físicamente activas. Se utilizó una plataforma simuladora del esguince en inversión del tobillo, en la que ambos pies de las voluntarias fueron fijados y solamente debajo del fijador del pie derecho se encontraba un transductor de fuerza. Para inducción de la fatiga inicialmente fue registrada la contracción isométrica voluntaria máxima (CIVM) en eversión. Durante la inducción las voluntarias fueron orientadas a mantener 70% de la CIVM. En el momento en que la fuerza aplicada era menor a 60% de la CIVM el protocolo era interrumpido y las voluntarias inmediatamente posicionadas sobre la plataforma simuladora. Antes y después de la fatiga fueron realizadas diez simulaciones de esguince bilateralmente de forma aleatoria y simultáneamente registrada la señal electromiográfica. El análisis, en el dominio del tiempo, contempló el estudio de la latencia y de la amplitud de la señal. Resultados: después de la fatiga no hubo alteración de la latencia, sin embargo ocurrió reducción de la amplitud de la señal. La caída de la amplitud de la señal puede ser considerada una respuesta al proceso de fatiga. Esa disminución es un indicativo de la reducción de la capacidad de reclutamiento de las unidades motrices provenientes de las alteraciones del input neural que llega al músculo. Conclusión: la fatiga muscular disminuye la amplitud de la respuesta de los músculos eversores después de esguince del tobillo.

Palabras clave: fatiga muscular, traumatismos del tobillo, electromiografía.

DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/1517-86922015210101898>

Artigo recebido em 28/10/2013, aprovado em 19/09/2014.

INTRODUÇÃO

As lesões do complexo tornozelo-pé ocorrem frequentemente durante a prática esportiva, muitas vezes nas fases finais de um treino ou competição^{1,2}. Neste contexto, a fadiga muscular figura como um fator predisponente a lesão, pois em função da sua ocorrência há a redução da capacidade de gerar força^{3,4}. O comprometimento dos mecanismos de controle motor local em resposta a fadiga pode modificar o nível de estabilidade articular e assim justificar a alto índice de entorses nas fases finais de um jogo.

Fatores como altura, peso, história prévia de lesão no tornozelo^{5,6}, gênero e fadiga⁷ são aspectos de risco para ocorrência das entorses. A fadiga se sobressai como um dos fatores etiológicos menos compreendidos pelo seu conceito multidimensional que abrange aspectos fisiológicos e biomecânicos⁷⁻⁹.

Os efeitos da fadiga podem comprometer o controle dos estabilizadores dinâmicos da articulação do tornozelo, ou seja, os músculos fibulares perdem a capacidade de gerar o torque eversor⁸ responsável por proteger o complexo tornozelo-pé do principal mecanismo de lesão local, a inversão associada à flexão plantar¹⁰. Com objetivo de analisar tal suposição, estudos têm verificado a sua interferência na entorse de tornozelo, por meio da análise de variáveis oriundas do sinal eletromiográfico que fornecem informações relacionadas à intensidade e a ativação cronológica de diferentes unidades motoras¹¹. Um protocolo para indução de fadiga formado por contrações concêntricas dos músculos fibulares curto e longo de portadores de tornozelos estáveis não alterou a latência mediante a simulação da entorse lateral do tornozelo⁷. Já o uso de contrações excêntricas e concêntricas associadas para indução da fadiga interferiu na amplitude e na latência dos músculos fibulares⁸.

Deste modo, considerando que a fadiga pode ser um fator predisponente para ocorrência da entorse do complexo tornozelo-pé, esse estudo teve como objetivo investigar a resposta dos músculos fibular curto e longo em condições de fadiga. A partir de tais resultados pode-se definir estratégias profiláticas e terapêuticas embasadas na sua repercussão sob a latência e intensidade da ativação, minimizando então episódios e recidivas de entorse do tornozelo.

MÉTODO

Os procedimentos propostos no presente estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté. Participaram do estudo 10 sujeitos do gênero feminino saudáveis,

com idade entre 18 e 30 anos ($20,70 \pm 1,94$ anos), altura entre 1,45 e 1,75 m ($1,60 \pm 0,03$ m), peso entre 40 e 70 Kg ($55,68 \pm 7,43$ kg) e fisicamente ativos (realizavam atividades moderadas por pelos menos 30 minutos por dia, mais que 5 vezes por semana, IPAQ –versão 6). Para serem submetidos ao protocolo os sujeitos precisavam ser classificados como fisicamente ativos, não apresentar histórico de fraturas, lesões ligamentares no complexo articular do tornozelo e déficits neurológicos residuais. Todos os indivíduos responderam a um questionário de seleção para a inclusão no estudo e apresentaram seu consentimento após a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Para avaliar o sinal eletromiográfico foi utilizado o sistema de aquisição de dados PowerLab (AD INSTRUMENTS® 4/25T) composto por um bioamplificador de dois canais e canais analógicos-digitais que permitem a sincronização de outros sinais. Cada canal do bioamplificador recebeu o sinal eletromiográfico bruto dos músculos fibular longo e curto (resolução 16 bits; impedância de entrada 1 MOhm; Rejeição do modo comum (CMRR) > 105 dB; relação sinal-ruído > 100 dB; ganho, 100). Um canal analógico-digital recebeu o sinal da plataforma de inversão. A frequência de amostragem utilizada foi de 1000Hz.

Para simular a entorse lateral do tornozelo utilizou-se uma plataforma¹²⁻¹⁶ composta por duas pranchas (320 x 220 mm) móveis e retangulares, montadas sobre uma base (452 x 380 mm) e apoiadas na extremidade a dois eixos que proporcionam o movimento de inversão. A amplitude de movimento máxima proporcionada é de 30°, a partir do plano transversal. O acionamento das pranchas ocorre por meio de pedais localizados nos pilares centrais, que se ligam ao centro dos braços articulados por uma corrente para a tração dos mesmos. A plataforma permite a inclinação do pé no plano frontal, de forma a simular a entorse de tornozelo em inversão (figura 1).

Para avaliar e controlar os parâmetros associados à cinética do movimento durante a indução da fadiga uma célula de carga (REACCION®, modelo CZC 500) foi acoplada a região inferior da plataforma. Cintas de couro e nylon foram colocadas na prancha esquerda e direita para fixação dos pés. Na extremidade lateral da cinta direita foi fixado um cabo de aço e no outro extremo do cabo foi fixada a célula de carga para mensurar a força dos músculos fibulares durante o procedimento de indução a fadiga (figura 2). O transdutor analógico digital (KRATOS®) registrou a força exercida.

Inicialmente foram realizadas oito séries de treinamento, separadas em dois diferentes dias, para que os sujeitos pudessem se fami-



Figura 1. Simulação da entorse em inversão sobre a plataforma.

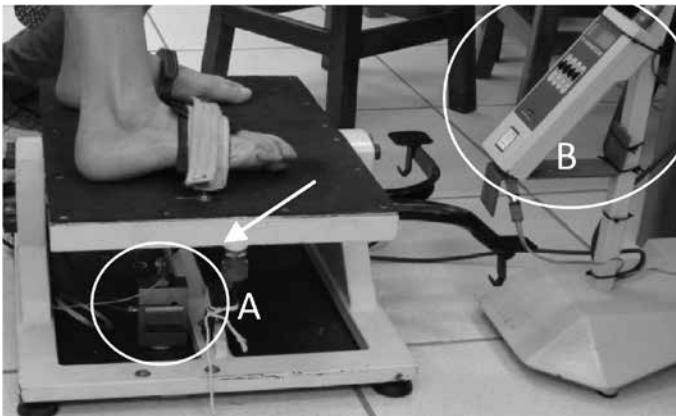


Figura 2. Célula de carga acoplada na região inferior da plataforma (A) e posicionamento do transdutor analógico digital (B), durante a indução da fadiga.

liarizar com o protocolo de fadiga adotado. Cada sessão foi composta por quatro séries de treinamento divididas na seguinte sequência: 1) Posicionamento 2) Determinação da Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) e 3) Indução da fadiga. Sendo descritas cada uma dessas a seguir: 1) Posicionamento: sedestação sobre um banco sem encosto, com as articulações de quadril e joelho em 90° de flexão, e o quadril do membro induzido a fadiga deveria permanecer em máxima rotação interna. Foram utilizadas duas cintas para atar os membros inferiores, sendo uma próxima ao quadril e outra acima do joelho, de forma a estabilizar as articulações proximais. Os pés foram fixados a plataforma por meio de cintas de nylon e couro que foram dispostas sobre a região de médio-pé. 2) Determinação da CIVM: nesta posição os sujeitos foram orientados a realizar a eversão máxima sob estímulos verbais e 3) Indução da fadiga: as voluntárias foram orientadas a realizar a eversão, com o membro inferior direito, e manter a força exercida a 70% da CIVM, com *feedback* visual oferecido pelo transdutor analógico. A fadiga era deflagrada quando ocorria a queda da força abaixo de 60% da CIVM ou na presença de exaustão da voluntária.

Protocolo experimental

Após as sessões de treinamento foram realizadas as coletas de dados que ocorreram em um único dia. Primeiramente, foi necessária a preparação da pele com tricotomia local, assepsia com álcool etílico a 70%, remoção das células mortas com lixa e novamente assepsia local com álcool. Esse procedimento reduz a impedância e facilita a captação do sinal. Logo após, os eletrodos (MEDITRACE® 200, Ag/AgCl, 1 cm diâmetro, circulares) foram posicionados sobre os músculos seleciona-

dos (distância inter-eletrodos 1,0 cm), segundo as recomendações do *Surface EMG of the Non-Invasive Assessment of Muscle*¹⁷. Para a colocação do eletrodo no músculo fibular longo os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal com rotação medial do joelho. O eletrodo foi colocado a um quarto da linha da margem da cabeça da fíbula na direção da linha entre a cabeça da fíbula e o maléolo lateral. Na colocação do eletrodo no músculo fibular curto, os sujeitos permaneceram na mesma posição. O eletrodo foi posicionado anteriormente ao tendão do músculo fibular longo, a um quarto da linha da margem do maléolo lateral em direção da linha entre o maléolo lateral e a cabeça da fíbula.

Em seguida, as voluntárias posicionaram-se em ortostatismo sobre as pranchas da plataforma, seus pés foram presos por meio das cintas de nylon e couro. Os sujeitos foram orientados a distribuírem seu peso de forma uniforme entre os membros inferiores¹⁸⁻²⁰. Quando a plataforma foi acionada, a prancha permitiu a queda do pé escolhido simulando a entorse de tornozelo.

Durante o teste as voluntárias fizeram uso de venda e protetores auriculares para minimizar a interferência dos estímulos externos. Inicialmente, foram realizadas 10 simulações de entorse. Logo após, a CIVM foi determinada e a indução da fadiga executada, e mais 10 simulações ocorreram. O número de entorses simuladas foi igual para cada membro, sendo distribuídas de forma randomizada, e todas realizadas de maneira simultânea com a eletromiografia.

Análise estatística

Para tratamento dos dados foram utilizados os programas Origin® versão 8.0 e Matlab® versão 7.9.0 (R2009B). A rotina matemática criada em ambiente Matlab® calculou as seguintes variáveis: LATÊNCIA, momento que o sinal foi maior que a intensidade de três desvios-padrão somada a sua média (400 a 200ms pré-queda); RMS_PRE, raiz quadrada da média ao quadrado [*Root Mean Square (RMS)*] do sinal eletromiográfico calculado 50ms antes da simulação, com a finalidade de verificar a amplitude do sinal durante a fase pré-queda; RMS_QUEDA, calculada no instante da simulação, desde o início até 50ms após a queda; RMS_POS, calculada desde o início da simulação até 150ms após a queda e o PICO no intervalo de 0 a 200ms pós-queda. Na rotina matemática o sinal eletromiográfico foi filtrado com passa-banda de 4ª ordem *Butterworth* de 20 a 500Hz e filtro *Notch* para 60Hz e suas harmônicas (120, 180 e 240), logo após o sinal foi retificado. No sinal da plataforma foi utilizado filtro passa-baixa de 2ª ordem *Butterworth* de 20Hz.

A normalidade e a homocedasticidade entre os grupos foram verificadas pelo teste de *Kolmogorov-Smirnov* e teste de *Levené*, respectivamente, não sendo constatadas realizou-se a estatística não paramétrica. Assim, compararam-se os resultados pré *versus* pós-fadiga de cada grupo por meio do teste de *Mann-Whitney* (STATISTICA®, $p < 0,05$). Os valores foram descritos por meio da mediana e dos, 1º e 3º quartis.

RESULTADOS

A tabela 1 apresenta a descrição dos resultados encontrados.

A latência dos músculos fibular curto e longo não sofreu influência da fadiga, ou seja, os resultados antes da fadiga foram semelhantes aos valores encontrados após (LATÊNCIA: músculo fibular curto, $p = 0,644$ e músculo fibular longo, $p = 0,593$).

Já a amplitude do sinal diminuiu. Os valores RMS calculados nos intervalos pré-queda, queda e pós-queda foram menores após a fadiga em ambos os músculos (músculo Fibular Curto: RMS_PRE, $p = 0,006$; RMS_QUEDA, $p = 0,001$ e RMS_POS, $p = 0,001$; músculo Fibular Longo, RMS_PRE, $p = 0,001$; RMS_QUEDA, $p = 0,001$; RMS_POS, $p = 0,001$). O mesmo ocorreu para os valores de pico, redução após a fadiga (músculos fibular curto e longo: $p = 0,001$).

Tabela 1. Análise descritiva [mediana (1º quartil/3º quartil)] e comparações das variáveis selecionadas [Latência, RMS_PRÉ, RMS_QUEDA, RMS_POS e PICO] dos músculos fibular curto e longo, antes e após a fadiga.

| Análises | | Fibular curto (FC) | | | Fibular longo (FL) | | |
|---------------|---------------|--------------------|----------------|---|--------------------|----------------|---|
| Variável | Medida | Antes | Depois | p | Antes | Depois | P |
| LATÊNCIA (ms) | Mediana | -72,50 | -80,50 | | -89,00 | -72,25 | |
| | 1º/3º Quartil | -155,50/-36,50 | -145,50/-52,00 | | -131,50/-56,50 | -155,50/-33,50 | |
| RMS_PRE | Mediana | 3,62 | 2,13 | * | 5,50 | 3,26 | * |
| | 1º/3º Quartil | 2,11/4,55 | 1,34/3,88 | | 3,73/8,27 | 2,49/5,18 | |
| RMS_QUEDA | Mediana | 15,87 | 9,83 | * | 15,52 | 11,00 | * |
| | 1º/3º Quartil | 9,95/21,95 | 4,46/12,21 | | 9,95/19,15 | 5,06/13,41 | |
| RMS_POS | Mediana | 14,92 | 8,01 | * | 31,70 | 14,08 | * |
| | 1º/3º Quartil | 9,95/19,16 | 5,06/13,41 | | 21,25/47,03 | 10,26/23,35 | |
| PICO | Mediana | 39,86 | 20,39 | * | 86,67 | 36,94 | * |
| | 1º/3º Quartil | 26,76/53,26 | 12,34/39,18 | | 60,78/138,16 | 25,61/57,65 | |

(p<0,05 representado por*).

DISCUSSÃO

Fisiologicamente a fadiga pode ter origem central ou periférica, a central é definida como uma degradação progressiva da ativação muscular induzida pelo exercício, resultante do decréscimo excitatório dos motoneurônios. Já na periférica ocorrem alterações na propagação do potencial de ação muscular e nos mecanismos contráteis do músculo²¹. Ainda que não se saiba quais as contribuições de cada tipo para o aumento da predisposição ao desenvolvimento de lesões, em função da sua ocorrência^{1,2,22} o presente estudo apresenta a proposta de análise da influência da fadiga na resposta reflexa dos músculos fibular longo e curto uma vez que a mesma reduz a capacidade do músculo de gerar força^{3,4}.

A latência muscular não foi alterada após a fadiga já a intensidade do sinal eletromiográfico reduziu. Nossos resultados estão de acordo com estudo prévio⁸, o qual encontrou diminuição da amplitude do sinal após indução da fadiga por meio de contrações isocinéticas ex-cêntricas de inversão e eversão a 120°/s. A redução da intensidade do sinal encontrada em todos os intervalos estudados, pré-queda, queda e pós-queda e, em ambos os músculos nos leva a crer que a fadiga diminui o *input* neural aos músculos analisados. Possivelmente em função da alteração no mecanismo de estiramento, chamado também de mecanismo protetor positivo²⁴. Tal fato pode comprometer a estabilidade articular dinâmica e facilitar o desenvolvimento de uma entorse nos momentos finais de um jogo ou partida.

Apesar da latência indicar mudanças na capacidade de estabilizar a articulação^{14-16,23}, em nosso estudo foi observada a manutenção dos valores dessa variável. Resultados semelhantes foram encontrados em um estudo anterior⁷ no qual a fadiga foi induzida por meio de contrações concêntricas dos eversores do tornozelo controladas por um dinamômetro isocinético. Contudo, um fator pode ter influenciado tal resultado: a familiarização ao procedimento experimental⁸, pelas diversas repetições a simulação. Esta variável não foi controlada no presente estudo e caracteriza-se como uma limitação do procedimento experimental adotado.

CONCLUSÃO

A fadiga reduz a intensidade da resposta dos músculos eversores à simulação da entorse lateral do tornozelo e conseqüentemente pode alterar a estabilidade dinâmica local. Entretanto, vale ressaltar que a escassez de literatura associada aos objetivos do estudo em questão tornou difícil a discussão e a disparidade entre os protocolos utilizados dificultou a comparação entre os resultados.

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

REFERÊNCIAS

- Gabbet TJ. Incidence site and nature of injuries in amateur rugby league over three consecutive seasons. *Br J Sports Med.* 2000;34(2):98-103.
- Woods C, Hawkins R, Hulse M, Hodson A. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football an analysis of ankle sprains. *Br J Sports Med.* 2003;37(3):233-8.
- Wolledge RC. Possible effects of fatigue on muscle efficiency. *Acta Physiol Scand.* 1998;162(3):267-73.
- Taylor JL, Butler JE, Gandevia SC. Changes in muscle afferents motoneurons and motor drive during muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol.* 2000;83(2-3):106-15.
- Beynon BD, Murphy DF, Alosa DM. Predictive factors for lateral ankle Sprains: a literature review. *J Athl Training.* 2002;37(4):376-380.
- Hertel J. Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain. *Sports Med.* 2000; 29(5):361-71
- Wilson EL, Madigan ML. Effects of fatigue and gender on peroneal reflexes elicited by sudden ankle inversion. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;17(2):160-6.
- Jackson ND, Gutierrez GM, Kaminski T. The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(1):75-84.
- Zwarts MJ, Bleijenberg G, Van Engelen BGM. Clinical neurophysiology of fatigue. *Clin Neurophysiol.* 2008;119(1):2-10.
- Rifat SF, Mckeag DB. Practical methods of preventing ankle injuries. *Am Fam Physician.* 1996;53(8):491-8.
- Giannesini B, Cazzone PJ, Bendahan D. Non-invasive investigations of muscular fatigue : metabolic and electromyographic components. *Biochimie.* 2003;85(9):873-83.
- Pacheco AM, Vaz MA, Pacheco I. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas de voleibol e não atletas que sofrem entorse de tornozelo. *Rev Bras Med Esporte.* 2005;11:325-30.
- Meyers, JB, Riemann BL, Hawing JH, Lephart SM. Effect of peripheral afferent alteration of the lateral ankle ligaments on dynamic stability. *Am J Sport Med.* 2003;31(4):298-306.
- Shet HP, Yu S, Iaskowski ER, An KN. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sport Med.* 1997;25(4): 538-42.
- Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, Renstron PAFH, Beynonn B. Electromyographic latency changes in the ankle , musculature during inversion moments. *Am J Sport Med.* 1996;24(3):362-9.
- Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability – an electromyographic study. *Am J Sport Med.* 1992;20(3): 257-61.
- SENIAM - Surface Eletromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Recommendations for sensor locations on individual muscles. Disponível em: <http://www.seniam.org>. Acesso em 24 jan 2010.
- Konradsen L, Ravn JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int J Sport Med.* 1991;12(3):290-2.
- Konradsen L, Voigt M, Hojgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *Am J Sport Med.* 1997;25(1):54-8.
- Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26(2):73-7.
- Boyas S, Guével A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *An Phys Reab Med.* 2011;54(2):88-108.
- Pinto M, Kuhn JE, Greenfield ML, Hawkins RJ. Prospective analysis of ice hockey injuries at the Junior A level over the course of one season. *Clin. J Sport Med.* 1999;9(2):70-4.
- Osborn MD, Chou LS, Iaskowski ER, Smith J, Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. *Am J Sport Med.* 2001;29(5): 627-32.
- Soares AS, Rodrigues FJ, Soares RJ, Bianco R, Brandina K, Leteri NM, et al. Simulação de uma entorse de tornozelo: resposta dos músculos fibular longo e tibial anterior. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007.