

Adaptações Neuromusculares de Flexores Dorsais e Plantares a Duas Semanas de Imobilização Após Entorse de Tornozelo

APARELHO LOCOMOTOR
NO EXERCÍCIO E NO ESPORTE



ARTIGO ORIGINAL

Dorsiflexor and Plantarflexor Neuromuscular Adaptations at Two-Week Immobilization After Ankle Sprain

Bruno Manfredini Baroni¹

Alessandra Quinteiro Galvão¹

Cintia Helena Ritzel¹

Fernando Diefenthaler^{1,2}

Marco Aurélio Vaz¹

1. Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Escola de Educação Física (ESEF), Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) – Porto Alegre, RS – Brasil.

2. Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Escola de Educação Física – Florianópolis, SC – Brasil.

Endereço para correspondência:

Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX); Escola de Educação Física (ESEF); Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)
Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico – 90690-200 – Porto Alegre, RS – Brasil.
E-mail: bmbaroni@yahoo.com.br

RESUMO

Introdução: A entorse de tornozelo é uma lesão de alta incidência comumente tratada com períodos de imobilização, levando a adaptações estruturais e funcionais dos músculos atuantes nesta articulação. **Objetivo:** Identificar as adaptações dos músculos flexores dorsais e flexores plantares após duas semanas de imobilização em sujeitos que sofreram entorse de tornozelo. **Métodos:** Onze indivíduos (seis mulheres e cinco homens) acometidos por entorse de tornozelo grau II foram submetidos a 14 dias de imobilização por tala gessada. Após a retirada da imobilização, foram realizadas avaliações bilaterais de (1) perímetria da perna, (2) amplitude de movimento (ADM) do tornozelo, (3) torque isométrico máximo de flexores dorsais e flexores plantares em sete ângulos do tornozelo e (4) ativação eletromiográfica dos músculos tibial anterior (TA), sóleo (SO) e gastrocnêmio medial (GM). Os resultados obtidos no segmento imobilizado foram comparados com os do segmento saudável contralateral através de um teste t de *Student* pareado ($p < 0,05$). **Resultados:** O segmento imobilizado apresentou redução (1) da circunferência nas regiões proximais da perna, (2) da ADM de flexão dorsal e plantar, (3) do torque isométrico máximo de flexores dorsais e plantares e (4) do sinal eletromiográfico do TA em todos os ângulos articulares e do SO nos maiores comprimentos musculares. Não houve diferença no sinal eletromiográfico do músculo GM. **Conclusão:** Um período relativamente curto de imobilização (duas semanas) prejudica a funcionalidade dos músculos flexores dorsais e flexores plantares do tornozelo.

Palavras-chave: imobilização, tornozelo, músculo esquelético.

ABSTRACT

Introduction: Ankle sprains are a kind of injury with high incidence that is usually treated with an immobilization period, leading to structural and functional adaptation in the muscles around this joint. **Purpose:** To identify the dorsiflexor and plantarflexor muscles adaptations after two weeks of immobilization in subjects who suffered ankle sprain. **Methods:** Eleven subjects (six women and five men) who suffered a second degree ankle sprain underwent 14 days of ankle joint immobilization with a plaster cast. After removal of the plaster cast, the following bilaterally evaluations were obtained: (1) leg circumference; (2) ankle joint range of motion (ROM); (3) maximal isometric torque of plantar and dorsiflexors obtained in seven different angles; and (4) electromyographic signals of the tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (GM) and soleus (SO) muscles. Results obtained in the immobilized side were compared to the contralateral healthy side with a paired Student's t-test ($p < 0.05$). **Results:** Immobilized side presents decrease (1) at the proximal leg circumference, (2) in dorsiflexor and plantarflexor ROM, (3) in dorsiflexor and plantarflexor maximal isometric torque and (4) in electromyographic signal of the TA at all joint angles and at the longest muscle lengths in SO. There was no alteration in the electromyographic signal of the GM muscle. **Conclusion:** A relatively short immobilization period (two weeks) impairs the functionality of ankle dorsiflexor and plantarflexor muscles.

Keywords: immobilization, ankle, skeletal muscle.

INTRODUÇÃO

A entorse de tornozelo é uma das lesões musculoesqueléticas agudas de maior acometimento na população mundial^(1,2). O mecanismo de inversão corresponde à grande maioria dos casos e a severidade da lesão é comumente classificada em três graus que definem o prognóstico e protocolo de tratamento⁽²⁾. Embora alguns casos mais graves possuam uma controversa indicação cirúrgica, a grande maioria é tratada de forma conservadora utilizando o método PRICE (proteção,

repouso, gelo, compressão e elevação), o tratamento farmacológico (anti-inflamatórios não esteroidais, por exemplo), a imobilização e o tratamento cinesioterapêutico⁽¹⁻³⁾.

Apesar de a entorse ser comumente relacionada à lesão ligamentar, estruturas capsulares, tendinosas e musculares estão sujeitas a prejuízos tanto pelo trauma agudo de origem mecânica, quanto pelo desuso promovido pela imobilização. O tecido muscular constitui um dos tecidos mais dinâmicos do organismo humano, apresentando elevada

capacidade de adaptação a diferentes estímulos (plasticidade neuromuscular)⁽⁴⁾. O efeito da redução de uso sobre a função neuromuscular tem sido amplamente estudado em modelo animal⁽⁵⁻⁸⁾ e humano⁽⁹⁻¹⁴⁾. Em geral, o que se tem observado é uma redução da capacidade de produção de força, do volume, da ativação elétrica e da concentração de fibras lentas-oxidativas no músculo. Além disso, de acordo com o comprimento em que o músculo é imobilizado, podem ocorrer alterações na relação força-comprimento.

Os estudos com redução de uso em humanos utilizam como modelo experimental, além da imobilização, o confinamento ao leito, a suspensão de membros inferiores e a microgravidade⁽¹⁵⁾. Embora tais modelos proporcionem respostas similares do tecido muscular, a grande maioria dos seus resultados provém de indivíduos saudáveis e sem presença de lesões prévias, não podendo ser extrapolados fidedignamente a sujeitos acometidos por lesões musculoesqueléticas. Logo, o objetivo do presente estudo foi analisar as adaptações dos músculos flexores dorsais e flexores plantares do tornozelo de indivíduos submetidos a duas semanas de imobilização após acometimento por entorse de tornozelo.

MATERIAIS E MÉTODOS

Aspectos éticos

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (parecer 2006606) e todos os participantes assinaram um Termo de Consentimento Informado.

Amostra

A amostra foi constituída por 11 indivíduos (seis mulheres e cinco homens) com idades entre 24 e 42 anos ($32,55 \pm 6,39$ anos; $75,79 \pm 11,82$ kg; $1,67 \pm 0,09$ m), estando o número de participantes de acordo com estudos prévios envolvendo redução de uso em humanos^(10,13,14). Todos eram indivíduos saudáveis e fisicamente ativos que sofreram entorse de tornozelo em inversão grau II pela classificação proposta por Wexler⁽³⁾, na qual a entorse produz estiramento dos ligamentos (sem ruptura total) e é caracterizada pela presença de dor e edema moderados com frequente equimose, geralmente associados a prejuízos funcionais e dificuldade na descarga de peso. Todos os voluntários procuraram centros de pronto atendimento em até 24 horas após a lesão, que foi diagnosticada mediante avaliação clínica de um profissional de medicina com auxílio de exames de imagem radiográficos.

Foram excluídos do estudo: (1) indivíduos que apresentassem outras lesões associadas, tais como fraturas ósseas e/ou rupturas totais de ligamentos; (2) indivíduos com histórico clínico de lesões musculoesqueléticas em membros inferiores que pudessem ter interferência sobre o desempenho nas avaliações, tanto do segmento acometido quanto do contralateral.

PROCEDIMENTOS

Os voluntários foram submetidos à imobilização de tornozelo por um período de 14 dias, iniciado nas primeiras 24 horas após a ocorrência da lesão. A imobilização foi realizada por meio de tala gessada na posição neutra desta articulação (posição onde o ângulo formado entre a planta do pé e a linha da perna é de aproximadamente 90°). Todos os voluntários foram treinados e orientados a deambular com um par de muletas por todo o período de imobilização, suprimindo o apoio do membro inferior imobilizado.

Após o término dos 14 dias, a imobilização foi retirada e o voluntário realizou o procedimento de avaliação dentro de um período máximo de 24 horas. Foram realizadas as seguintes avaliações: (1) avaliação de perimetria; (2) avaliação da amplitude de movimento (ADM) ativa do

tornozelo; (3) avaliação do torque articular gerado por flexores dorsais e flexores plantares; (4) avaliação eletromiográfica (EMG) dos músculos tibial anterior (TA), sóleo (SO) e gastrocnêmio medial (GM). Foram analisados tanto o segmento acometido pela entorse, quanto o segmento saudável contralateral de cada participante. Os valores reportados para o membro saudável serviram como controle para a verificação das adaptações ocorridas no membro lesionado/imobilizado.

Avaliação da perimetria

Com os indivíduos posicionados em ortostase, utilizou-se uma fita métrica de precisão milimétrica para mensuração de cinco medidas da circunferência do membro inferior, a partir do bordo inferior da patela, com incrementos de cinco centímetros entre as medidas: 5cm, 10cm, 15cm, 20cm e 25cm abaixo do bordo inferior da patela⁽¹⁶⁾.

Avaliação da ADM

Com o indivíduo sentado e os joelhos estendidos, utilizou-se um goniômetro universal plástico para determinação da posição neutra (ângulo de zero grau) que foi determinada como aquela em que o ângulo formado entre a planta do pé e a linha da perna se aproxima de 90°. A partir desta posição, foi realizada a mensuração da ADM ativa considerando os ângulos em direção à flexão dorsal como graus negativos e em direção à flexão plantar como graus positivos⁽¹⁷⁾.

Avaliação do torque articular

O dinamômetro isocinético Biodex System 3 Pro (Biodex Medical System, EUA) foi utilizado para a obtenção de dados referentes ao torque produzido durante contrações voluntárias máximas (CVMs) isométricas, a fim de determinar a relação torque-ângulo dos músculos flexores dorsais e flexores plantares do tornozelo.

Cada voluntário foi posicionado sentado no equipamento de acordo com as recomendações do fabricante para avaliação dos movimentos de flexão dorsal e flexão plantar. Os ângulos do quadril e do joelho foram mantidos, respectivamente, em aproximadamente 90° e 30° de flexão. O pé foi fixado na prancha acessória para a articulação do tornozelo por meio de faixas de velcro. O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo de rotação do braço mecânico do aparelho estivesse alinhado com o eixo de rotação aparente da articulação do tornozelo.

Antes do início dos testes, cada voluntário foi submetido a uma sessão de familiarização ao equipamento composta por contrações isométricas submáximas nos ângulos de -10°, 0° e 30°. Após a familiarização foi realizado o protocolo de testes no qual os voluntários executaram CVMs dos músculos flexores dorsais e flexores plantares do tornozelo em sete configurações articulares diferentes do tornozelo (-10°, 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 50°), por um período de cinco segundos cada. Entre cada CVM foi instituído um intervalo de dois minutos a fim de minimizar os efeitos da fadiga muscular⁽¹⁸⁾. A ordem de execução nos diferentes ângulos foi determinada aleatoriamente para cada indivíduo, e o ângulo da CVM inicial de flexores dorsais e plantares foi repetido ao término do procedimento para garantir que não houve efeito da fadiga muscular decorrente das repetidas contrações isométricas nos resultados obtidos..

Todos os voluntários foram estimulados verbalmente durante as CVMs e previamente instruídos a produzir força máxima. O teste em um determinado ângulo foi repetido caso fossem verificadas as seguintes situações: (1) quando o avaliador ou o próprio sujeito percebesse que não foi obtida uma contração máxima; (2) quando o aumento da intensidade da contração até o máximo não havia sido gradual; (3) quando a contração não havia sido sustentada pelo período mínimo de um segundo⁽¹⁹⁾.

Avaliação eletromiográfica

Um sistema de eletromiografia (EMG) de oito canais (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá) foi utilizado para a aquisição dos sinais EMG. Os sinais EMG foram digitalizados com uma frequência de amostragem de 2.000Hz por canal por meio de uma placa analógico-digital DI-720 (Dataq Instruments Inc., EUA) e o sistema Dataq (Dataq Instruments Inc., EUA) foi utilizado para a aquisição dos dados.

Pares de eletrodos de superfície passivos Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de dois centímetros) em configuração bipolar foram utilizados para avaliação da atividade elétrica dos músculos flexores dorsais e flexores plantares da articulação do tornozelo durante as CVMs. Os eletrodos foram fixados sobre a pele que recobre o ventre mais proeminente dos músculos TA, SO e GM, sendo alinhados longitudinalmente na direção aproximada das fibras musculares. Um eletrodo de referência foi posicionado na pele que recobre a face anterior da tíbia. Previamente à colocação dos eletrodos, a impedância da pele foi reduzida através da raspagem dos pêlos com lâmina descartável e da limpeza da pele com álcool 70%. Todos os procedimentos de preparação da pele e dos sujeitos foram desenvolvidos a partir das recomendações do *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles Project* (Seniam)⁽²⁰⁾.

A partir de cada CVM de cinco segundos de duração, foram extraídos os sinais EMG obtidos durante o platô do sinal de força com segmentos de um segundo de duração, em um recorte correspondente a 2.000 pontos⁽¹⁸⁾. Após análise e processamento do sinal EMG utilizando o *software* MATLAB 7.0 (The MathWorks Inc., EUA), os valores *root mean square* (RMS) foram utilizados para medir a magnitude do sinal EMG dos três músculos avaliados.

Análise estatística

As variáveis foram descritas através de média e desvio padrão. A normalidade da distribuição foi verificada através do *z-score*, sendo adotado como critério de exclusão indivíduos que apresentassem valores iguais ou superiores a 3,00 desvios padrão em qualquer uma das variáveis analisadas. A comparação entre o segmento imobilizado e o segmento saudável foi realizada através de um teste *t* de Student para amostras pareadas em todas as variáveis: (1) perimetria a 5, 10, 15, 20 e 25cm abaixo do bordo superior da patela; (2) ADM ativa de flexão dorsal e flexão plantar; (3) pico de torque de flexores dorsais e flexores plantares nas CVMs a -10°, 0°, 10°, 20°, 30°, 40° e 50°; (4) atividade EMG do músculo TA durante as CVMs de flexão dorsal e dos músculos SO e GM durante as CVMs de flexão plantar. Para todas as análises foi adotado o nível de significância de $p < 0,05$.

RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os valores obtidos nas avaliações de perimetria e ADM dos membros imobilizados e saudáveis, bem como a comparação estatística entre os mesmos. Foi encontrada uma redução do perímetro nas posições de 5cm e 10cm abaixo do bordo inferior da patela e da ADM, tanto de flexão dorsal quanto de flexão plantar do membro imobilizado em comparação com o contralateral.

Os dados relativos ao torque de flexores dorsais e flexores plantares obtidos nos sete ângulos avaliados estão expressos na tabela 2. Houve uma redução do torque isométrico dos músculos flexores dorsais em todos os ângulos à exceção da posição neutra (0°), bem como dos músculos flexores plantares em todos os ângulos avaliados. A configuração gráfica da relação torque-ângulo de flexores dorsais e de flexores plantares dos segmentos pode ser visualizada na figura 1.

Na avaliação EMG, foi observada uma redução dos valores RMS absolutos em todos os ângulos articulares no músculo TA do lado

Tabela 1. Valores (média ± DP) de perimetria (em cm) e ADM (em graus) com a respectiva comparação estatística entre os segmentos imobilizado e saudável.

		Imobilizado	Saudável	Valor de "p"
Perimetria	5cm	34,77 ± 1,94	35,72 ± 2,25	0,012
	10cm	36,64 ± 2,83	38,00 ± 2,43	0,003
	15cm	35,52 ± 3,00	36,15 ± 3,43	0,238
	20cm	30,73 ± 3,42	31,33 ± 3,03	0,350
	25cm	23,88 ± 7,68	26,08 ± 3,03	0,364
ADM	Flexão dorsal	11,76 ± 1,54	19,52 ± 2,73	< 0,001
	Flexão plantar	48,79 ± 3,19	56,64 ± 3,78	< 0,001

Tabela 2. Valores (média ± DP) de torque (em Nm) de flexores dorsais e flexores plantares nos sete ângulos avaliados com a respectiva comparação entre os segmentos imobilizado e saudável.

		Imobilizado	Saudável	Valor de "p"
Flexores dorsais	-10°	9,01 ± 6,53	13,24 ± 6,62	0,001
	0°	16,73 ± 8,11	21,20 ± 9,58	0,104
	10°	21,72 ± 9,69	26,81 ± 10,54	0,044
	20°	23,24 ± 8,34	33,31 ± 14,70	0,021
	30°	26,86 ± 8,23	37,71 ± 16,13	0,008
	40°	25,02 ± 9,31	34,09 ± 11,84	0,005
Flexores plantares	-10°	105,80 ± 39,37	167,17 ± 54,91	< 0,001
	0°	96,89 ± 36,77	148,75 ± 49,12	0,004
	10°	79,46 ± 25,94	126,93 ± 32,92	< 0,001
	20°	70,58 ± 26,20	98,07 ± 18,05	0,002
	30°	49,25 ± 15,47	72,14 ± 22,19	0,002
	40°	33,22 ± 10,59	48,76 ± 16,90	< 0,001
50°	17,88 ± 8,94	32,15 ± 11,06	< 0,001	

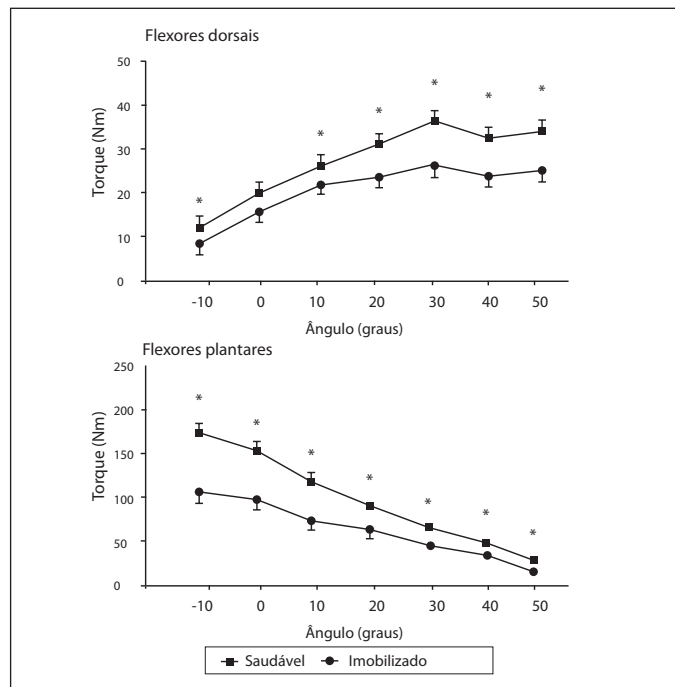


Figura 1. Relação torque-ângulo (média ± EP) dos músculos flexores dorsais e flexores plantares dos segmentos imobilizado e saudável. * indica diferença ($p < 0,05$) entre os segmentos.

imobilizado comparado ao contralateral: -10° ($p = 0,006$); 0° ($p = 0,045$); 10° ($p = 0,014$); 20° ($p = 0,036$); 30° ($p = 0,017$); 40° ($p = 0,002$); e 50° ($p = 0,028$). No músculo SO, essa redução foi verificada apenas nos ângulos de -10° ($p = 0,005$) e 10° ($p = 0,030$), sendo que os valores relativos ao ângulo de 0° estiveram muito próximos de atingir uma redução

significativa ($p = 0,057$). Na avaliação EMG do músculo GM não houve diferença, estatisticamente significativa, nos valores RMS em nenhum dos ângulos avaliados. A figura 2 ilustra as diferenças percentuais observadas na ativação EMG do segmento imobilizado em relação à ativação do segmento saudável para os músculos TA, SO e GM.

DISCUSSÃO

Tendo em vista as evidências de que períodos de imobilização podem produzir reduções acentuadas da capacidade de produção de força muscular em humanos⁽⁹⁻¹⁴⁾, já era esperado que os valores máximos de torque dos músculos flexores dorsais e flexores plantares do tornozelo imobilizado fossem inferiores aos valores do seu segmento contralateral saudável. Mesmo considerando que determinados fatores como o tempo de duração da imobilização, as características dos músculos envolvidos, a presença ou não de lesão e a própria metodologia utilizada na avaliação exijam cautela na comparação com os trabalhos supramencionados, nossos resultados corroboram achados de que a imobilização gera significativas reduções na capacidade de produção de força muscular, mesmo após um período relativamente curto de duas semanas⁽¹⁵⁾.

Dentre as principais causas relacionadas à perda de força está a atrofia muscular, que ocorre quando a degradação de proteínas excede a sua síntese⁽¹²⁾. Esta redução do material contrátil sofre influência de fatores como: (1) o tipo de fibra predominante no músculo, nos quais músculos compostos predominantemente por fibras lentas-oxidativas parecem ser mais afetados⁽¹⁰⁾; (2) a função que o músculo desempenha, na qual músculos com ação antigravitacional são mais atingidos⁽¹⁵⁾; e (3) o ângulo articular da imobilização, em que músculos imobilizados em comprimentos mais encurtados parecem ser mais suscetíveis à atrofia⁽⁸⁾.

Algumas técnicas mais sofisticadas como a ressonância nuclear magnética e a ultrassonografia poderiam proporcionar subsídios mais precisos para o controle da atrofia muscular. Entretanto, a metodologia indireta utilizada pelo presente estudo (perimetria) é amplamente utilizada na prática clínica e em estudos da área⁽²¹⁾. Embora reduções significativas do ponto de vista estatístico tenham sido verificadas na região proximal da perna, não acreditamos que a perda de massa muscular tenha sido o fator preponderante na redução da força, uma vez que estas diferenças entre o segmento imobilizado e o saudável apresentaram-se bastante discretas.

A proporção entre o decréscimo da força e a redução da massa muscular não ocorre de forma linear⁽¹¹⁻¹³⁾, corroborando a idéia de que outros fatores, além da atrofia, influenciam na perda de força. A redução do número de sarcômeros dispostos em série na fibra muscular constitui um destes fatores. De acordo com a relação força-comprimento⁽²²⁾, o sarcômero possui um determinado comprimento no qual a sobreposição dos filamentos de actina sobre os filamentos de miosina proporciona máxima geração de tensão. Uma eventual diminuição no número de

sarcômeros em série levaria o sarcômero a atuar em uma posição mais alongada para um mesmo ângulo articular, encontrando-se, portanto, na fase descendente da curva força-comprimento e, conseqüentemente, gerando menos tensão.

Apesar de Kawakami et al.⁽²³⁾ não ter encontrado diferenças na arquitetura muscular de humanos submetidos a um período de desuso, Narici e Cerretelli⁽²⁴⁾ demonstraram diminuição do comprimento da fibra muscular, sugerindo redução do número de sarcômeros em série. Apesar de a técnica mais indicada para o controle do comprimento fascicular *in vivo* ser a ultrassonografia⁽²⁵⁾, a mensuração da ADM no presente estudo pode fornecer indícios de possíveis encurtamentos musculares decorrentes da imobilização. Assim, uma conseqüente diminuição da excursão muscular poderia ser um fator limitante à geração de torque⁽²⁶⁾, sobretudo nos ângulos em que a contração muscular fosse requerida em maiores comprimentos do músculo, como verificado pelo presente estudo no qual os maiores déficits de torque ocorreram justamente com os músculos flexores dorsais e plantares em posição alongada.

Alguns estudos têm descrito a adaptação do número de sarcômeros em série diante da imobilização como um comportamento comprimento-dependente. Ou seja, músculos imobilizados em comprimentos encurtados se adaptam reduzindo o número de sarcômeros em série enquanto músculos imobilizados em posição alongada apresentam acréscimo do número de sarcômeros em série^(6,7). Por este aspecto, a imobilização em posição neutra do tornozelo, mantendo o comprimento habitual de flexores dorsais e plantares, talvez possa ter evitado alterações significativas do comprimento destes músculos. Além disso, a premissa de que alterações do comprimento das fibras musculares levariam a modificações na relação torque-ângulo dos grupos musculares⁽⁵⁾ sugere a ausência destas adaptações no presente estudo. Como ilustrado na figura 1, a maior produção de torque permaneceu nos ângulos de comprimento ótimo dos músculos envolvidos: 30° para flexores dorsais e -10° para flexores plantares⁽²⁷⁾. Tais considerações nos levam a crer que a redução na ADM está predominantemente relacionada a outros fatores limitantes do movimento, como o próprio edema decorrente da lesão e a rigidez articular decorrente do período de imobilização.

Um terceiro aspecto de interferência na produção de força é a ativação muscular. Nossos resultados demonstram que a atividade EMG foi reduzida pela imobilização no músculo TA em todos os ângulos testados. Nos flexores plantares, a imobilização reduziu a ativação do músculo SO somente nos maiores comprimentos musculares (-10°, 0° e 10°), ao passo que não promoveu alterações na ativação do GM.

A redução na atividade elétrica do músculo TA pode ter ocorrido em função de uma adaptação neural, provavelmente sendo uma das responsáveis pela diminuição no torque máximo dos flexores dorsais do segmento imobilizado. Outra possibilidade é que a

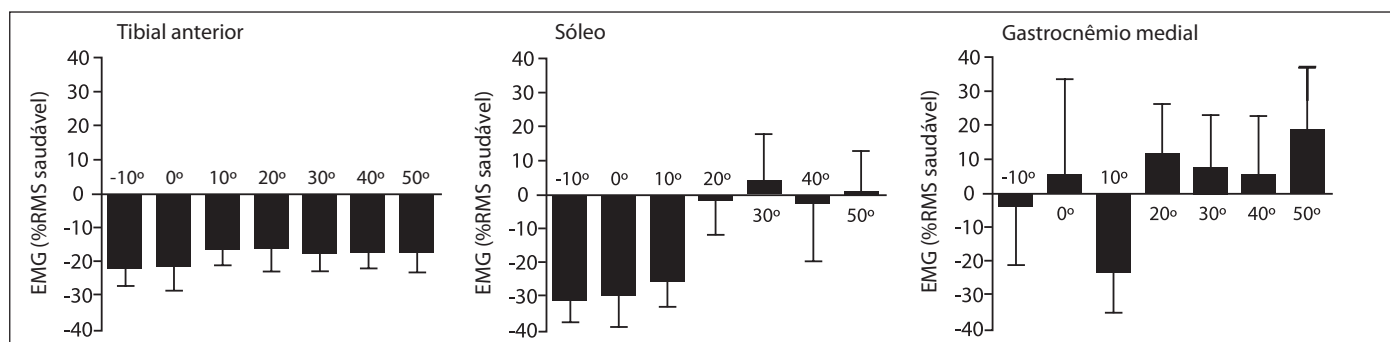


Figura 2. Variação percentual de ativação EMG (média \pm EP) dos músculos TA, SO e GM do segmento imobilizado em relação ao segmento saudável em cada ângulo articular.

redução na atividade elétrica do TA seja consequência da inibição muscular, que é a incapacidade de ativar ao máximo todas as unidades motoras de um músculo durante o esforço voluntário. Os mecanismos que impedem a ativação completa dos músculos após uma lesão ainda não são bem compreendidos, mas a presença da lesão, o edema, a dor ou até mesmo a apreensão do sujeito (medo de sentir dor ao realizar a contração) pode inibir o limiar de disparo das unidades motoras⁽²⁸⁾.

Tendo em vista que músculos uniarticulares, com função anti-gravitacional e composição predominante de fibras lentas aparentemente são os mais afetados pelo desuso⁽¹⁰⁾, era esperada a redução de ativação EMG do SO. Gondin *et al.*⁽¹⁰⁾ realizaram um modelo semelhante ao presente estudo com duas semanas de imobilização de tornozelo em posição neutra, e observaram uma redução de 22% do sinal EMG do músculo SO no ângulo de 0°, valor semelhante, portanto, ao percentual de queda verificado no presente estudo (≈ 30%). Entretanto, os autores supracitados não avaliaram outras configurações angulares do tornozelo, impossibilitando saber se também verificariam a ausência de efeitos sobre a ativação do SO em posição mais encurtada, como demonstrado no presente estudo.

Nossos resultados, também concordam com os achados de Gondin *et al.*⁽¹⁰⁾ no que diz respeito à ausência de alteração do sinal EMG do músculo GM. Uma hipótese plausível é de que esta manutenção ocorra pela preservação da função flexora do joelho dos gastrocnêmios durante a imobilização. Assim, embora impossibilitado de efetuar sua função de flexor plantar, este músculo continuaria sendo ativado durante a fase de imobilização. Deschenes *et al.*⁽²⁹⁾ reforçam esta premissa atribuindo à ação biarticular do músculo reto femoral a responsabilidade pela ausência de alterações na atividade EMG diante de um modelo de suspensão de membro inferior. No entanto, não se pode excluir a possibilidade de as alterações não terem ocorrido devido a fatores intervenientes não controlados como, por exemplo, o apoio precoce do membro inferior imobilizado ao solo ou a realização de contrações isométricas dentro da tala gessada durante a fase de imobilização.

REFERÊNCIAS

1. Ivins D. Acute Ankle Sprain: An Update. *Am Fam Physician* 2006;74:1714-20.
2. Van Rijn RM, van Os AG, Bernsen RM, Luijsterburg PA, Koes BW, Bierma-Zeinstra SM. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med* 2008;121:324-31.
3. Wexler RK. The injured ankle. *Am Fam Physician* 1998;57:474-80.
4. Herzog W, Guimaraes AC, Anton MG, Carter-Erdman KA. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23:1289-96.
5. Tabary JC, Tabary C, Tardieu C, Tardieu G, Goldspink G. Physiological and structural changes in the cat's soleus muscle due to immobilization at different lengths by plaster casts. *J Physiol* 1972;224:231-44.
6. Shah SB, Peters D, Jordan KA, Milner DJ, Fridén J, Capetanaki Y, Lieber RL. Sarcomere number regulation maintained after immobilization in desmin-null mouse skeletal muscle. *J Exp Biol* 2001;204:1703-10.
7. Potén E, Fridén J. Immobilization of the rabbit tibialis anterior muscle in a lengthened position causes addition of sarcomeres in series and extra-cellular matrix proliferation. *J Biomech* 2008;41:1801-4.
8. Fujita N, Fujimoto T, Tasaki H, Arakawa T, Matsubara T, Miki A. Influence of muscle length on muscle atrophy in the mouse tibialis anterior and soleus muscles. *Biomed Res* 2009;30:39-45.
9. Hortobágyi T, Dempsey L, Fraser D, Zheng D, Hamilton G, Lambert J, Dohm L. Changes in muscle strength, muscle fiber size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *J Physiol* 2000;524:293-304.
10. Gondin J, Guette M, Maffiuletti NA, Martin A. Neural activation of triceps surae is impaired following 2 weeks of immobilization. *Eur J Appl Physiol* 2004;93:359-65.
11. Pathare N, Walter GA, Stevens JE, Yang Z, Okerke E, Gibbs JD, Esterhai JL, Scarborough MT, Gibbs CP, Sweeney HL, Vandenborne K. Changes in inorganic phosphate and force production in human skeletal muscle after cast immobilization. *J Appl Physiol* 2005;98:307-14.
12. Yasuda N, Glover EI, Phillips SM, Isfort RJ, Tarnopolsky MA. Sex-based differences in skeletal muscle function and morphology with short-term limb immobilization. *J Appl Physiol* 2005;99:1085-92.
13. de Boer MD, Maganaris CN, Seynnes OR, Rennie MJ, Narici MV. Time course of muscular, neural and tendinous adaptations to 23 day unilateral lower-limb suspension in young men. *J Physiol* 2007;583:1079-91.
14. Karolczak APB, Diefenthaler F, Geremia JM, Vaz MA. Two-weeks of elbow immobilization affects torque production but does not change muscle activation. *Rev Bras Fisioterapia* 2009;13:412-21.
15. Clarck BD. In Vivo Alterations in Skeletal Muscle Form and Function after Disuse Atrophy. *Med Sci Sports Exerc* 2009. [ahead of print]

Adicionalmente, sabendo da limitação à geração de força causada pela sensação de dor, objetivou-se controlar esta variável por meio de uma escala analógica visual. Apenas dois voluntários relataram dor leve durante os testes, corroborando proposições da revisão sistemática de van Rijn *et al.*⁽²⁾ de que a maioria dos indivíduos apresenta considerável redução do quadro doloroso duas semanas após a entorse. Entretanto, mesmo na ausência de dor, lesões ligamentares com geração de edema inflamatório podem inibir a ação de músculos que cruzam a articulação lesionada⁽³⁰⁾. Assim, aponta-se a ausência de controle da magnitude do edema do tornozelo lesionado como uma limitação do estudo que pode vir a ser outro fator relacionado ao decréscimo de força dos grupos musculares avaliados.

Os resultados do presente estudo confirmam que a funcionalidade dos músculos flexores dorsais e flexores plantares é prejudicada após entorse de tornozelo seguida por duas semanas de imobilização. Limitações metodológicas impossibilitam conclusões concretas quanto à predominância de adaptações morfológicas ou neurais na gênese da redução de força muscular. Também não é possível quantificar o percentual de participação da lesão em si e do período de imobilização separadamente nas adaptações observadas, o que pode ser verificado por estudos futuros com a adesão de um grupo saudável submetido à imobilização. Entretanto, acreditamos que o principal mérito deste trabalho seja a sua proximidade com a prática clínica, já que o mesmo diferencia-se da maioria dos estudos com modelos de desuso por envolver sujeitos que efetivamente sofreram entorse de tornozelo. Assim, os dados reportados são fidedignos à situação que o profissional se defronta no consultório, em que a função muscular é afetada concomitantemente pela lesão e pela imobilização.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo suporte financeiro.

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

16. Marins JCB, Giannichi RS. Avaliação e prescrição de atividade física: Guia Prático. Rio de Janeiro: Shape; 1996.
17. Norkin CC, White DJ. Medida do Movimento Articular. 2a ed. São Paulo: Artes Médicas; 1995.
18. Vaz MA, Zhang YT, Guimaraes AC, MacIntosh BR. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1996;36:221-30.
19. Herzog W, Ter Keurs HE. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Pflugers Arch* 1988;411:642-47.
20. SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. [Internet]. Acesso em 21 de Janeiro de 2009. Disponível em: <http://www.seniam.org/>
21. Kitahara A, Hamaoka T, Murase N, Homma T, Kurosawa Y, Ueda C, Nagasawa T, Ichimura S, Motobe M, Yashiro K, Nakano S, Katsumura T. Deterioration of muscle function after 21-day forearm immobilization. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:1697-702.
22. Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 1966;184:170-92.
23. Kawakami Y, Akima H, Kubo K, Muraoka Y, Hasegawa H, Kouzaki M, Imai M, Suzuki Y, Gunji A, Kanehisa H, Fukunaga T. Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol* 2001;84:7-12.
24. Narici MV, Cerretelli P. Changes in human muscle architecture in disuse-atrophy evaluated by ultrasound imaging. *J Gravit Physiol* 1998;5:73-4.
25. Blazevich AJ. Effects of Physical Training and Detraining. Immobilisation, Growth and Aging on Human Fascicle Geometry. *Sports Med* 2006;36:1003-17.
26. Koh TJ, Herzog W. Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior. *J Physiol* 1998;508:267-80.
27. Sale D, Quinlan J, Marsh E, McComas AJ, Belanger AY. *J Appl Physiol* 1982;52:1636-42.
28. Young A. Current issues in arthrogenous inhibition. *Ann Rheum Dis* 1993;52:829-34.
29. Deschenes MR, Giles JA, McCoy RW, Volek JS, Gomez AL, Kraemer WJ. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *Am J Physiol Regulatory Integr Comp Physiol* 2002;282:578-83.
30. Palmieri RM, Ingersoll CD, Hoffman MA, Cordova ML, Porter DA, Edwards JE, Babington JP, Krause BA, Stone MB. Arthrogenic muscle response to a simulated ankle joint effusion. *Br J Sports Med* 2004;38:26-30.