



# Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis

Bruno Araújo Rego Santos Silva<sup>1</sup>, Flávia Gomes Martinez<sup>2</sup>, Adriana Moré Pacheco<sup>3</sup> e Ivan Pacheco<sup>4</sup>

## RESUMO

A fadiga muscular (FM) é um fenômeno comum nas atividades esportivas e diárias, resultando numa piora da *performance* motora. Ela é considerada um dos fatores causadores de lesões músculo-esqueléticas. A entorse de tornozelo é um exemplo: a FM afetaria tanto o sistema aferente quanto o eferente. Vários estudos têm analisado a influência da FM no controle neuromuscular (CNM); entretanto, existe pouca pesquisa sobre essa influência na velocidade de reação dos músculos. O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos da FM no tempo de reação muscular (TRM) dos músculos fibulares, que são os primeiros a responder a um estresse em inversão do tornozelo. Foram estudados 14 indivíduos saudáveis masculinos (idade: 20-35 anos), que tiveram seus TRM avaliados por meio de eletromiografia (EMG) de superfície. O início da atividade muscular foi definido como a média de repouso + 3x o desvio-padrão (DP). O TRM dos fibulares foi mensurado após uma inversão súbita de 20° realizada numa plataforma. A inversão súbita foi realizada antes e depois da fadiga muscular, que foi induzida por exercícios localizados dos fibulares até a exaustão. Os resultados mostraram que houve um aumento significativo do tempo de reação muscular após a fadiga ( $p < 0,01$ ). Durante atividades esportivas prolongadas e durante o processo de reabilitação, deve-se ter cautela na realização de tarefas que requeiram respostas musculares extremamente rápidas sob condições de fadiga muscular.

## ABSTRACT

### **Effects of the exercise-induced muscular fatigue on the time of muscular reaction of the fibularis in healthy individuals**

*The muscular fatigue (MF) is a common phenomenon in the daily sports activities that results in a worsening of the motor performance. It is considered one of the major factors for muscle-skeletal damages, such as the ankle sprain, when the MF would affect both the afferent and the efferent systems. Several studies*

1. Fisioterapeuta POA/RS.
2. Fisioterapeuta e Proprietária da Acquaticus POA/RS, Educadora Física, Mestre em Ciências do Movimento Humano – UFRGS, Professora do Curso de Fisioterapia da PUCRS, Doutoranda PUCRS.
3. Fisioterapeuta do Clube Grêmio Náutico União – POA/RS, Fisioterapeuta da Clínica SOS Esporte, Mestre em Ciências do Movimento Humano – UFRGS, Professora do Curso de Fisioterapia da PUCRS e da Unisinos, Doutoranda em Ciências do Movimento Humano – UFRGS.
4. Médico Ortopedista e Traumatologista do Esporte da Clínica SOS Esportes, Médico Ortopedista e Traumatologista do Esporte e Coordenador do Centro de Medicina e Reabilitação do Clube Grêmio Náutico União – POA/RS, Diretor médico da Federação Gaúcha de Futebol e Diretor médico da Federação Gaúcha de Futebol, Mestre em Ciências do Movimento Humano – UFRGS, Doutor em Ciências do Movimento Humano – UFRGS.

Recebido em 13/3/05. Versão final recebida em 9/8/05. Aceito em 3/11/05.

**Endereço para correspondência:** Adriana Moré Pacheco, Rua Comendador Rheingantz, 362, apto. 601, B. Auxiliadora – Porto Alegre, RS. E-mail: adrimpacheco@terra.com.br

**Palavras-chave:** Fadiga muscular. Tempo de reação muscular. Fibulares.

**Keywords:** Muscular fatigue. Time of the muscular reaction. Fibularis.

**Palabras-clave:** Fatiga muscular. Tiempo de reacción muscular. El músculos peróneos.

*have been analyzing the influence of the MF on the neuromuscular control (NMC). Nevertheless, there are few researches comprising that influence on the velocity of the muscular reaction. The purpose of this study was to check the effects of the MF on the time of the muscular reaction (TMR) in the fibularis muscles, which are the first to respond to an inversion stress of the ankle. Fourteen healthy male individuals (age: 20-35 years) were studied, who had their TMR assessed by means of the surface electromyography (EMG). The beginning of the muscular activity was defined as the mean resting value +3x the standard deviation (SD). The TMR of the fibularis was measured after a sudden 20° inversion performed on a platform. The sudden inversion was performed before and after the muscular fatigue, which was induced through localized exercises of the fibularis up to the exhaustion. The results have shown a significant increase in the time of the muscular reaction after the fatigue ( $p < 0.01$ ). While performing prolonged sportive activities and during the rehabilitation process, there must be caution to perform tasks that require extremely fast muscular responses.*

## RESUMEN

### **Efectos de la fatiga muscular inducida por ejercicios sobre el tiempo de reacción muscular peronea en individuos sanos**

*La fatiga muscular (FM) es un fenómeno común en las actividades diarias, produciendo un empeoramiento de la actuación. Se la considera una de las causas de factores lesionantes musculares de esqueleto. El esguince del tobillo es un ejemplo: La FM afectaría tanto el sistema aferente cuanto el eferente. Varios estudios han estado analizando la influencia de FM en el comando neuromuscular (CNM), sin embargo, la existen pocas investigaciones sobre la influencia en la velocidad de reacción de los músculos. El objetivo de ese estudio era verificar los efectos de FM en el tiempo de reacción muscular (TRM) de los músculos peroneos, que son los primeros en responder a una tensión en la inversión del tobillo. Se estudiaron 14 individuos saludables masculinos (con edad: entre 20-35 años), que tenían su TRM estimado a través de la eletromiografía (EMG) de superficie. El principio de la actividad muscular se definió como el promedio del resto + 3x la desviación normal (DP). TRM de músculos peroneos estava moderado después de una inversión súbita de 20° cumplida en una plataforma. La inversión súbita se realizaba antes y después de la fatiga muscular, que era inducido por los ejercicios localizados en los músculos peróneos hasta agotamiento. Los resultados mostraron que había un aumento signficante del tiempo de reacción muscular después de la fatiga ( $p < 0.01$ ). Durante las actividades deportivas y durante el proceso de la rehabilitación, debe tenerse cautela en la realización de las tareas que se solicitan como respuestas musculares sumamente rápidas bajo las condiciones de fatiga muscular.*

## INTRODUÇÃO

A fadiga muscular (FM), definida como qualquer redução na capacidade do sistema neuromuscular de gerar força<sup>(1,2)</sup>, é um fenômeno comum em esportes de resistência e é uma experiência usual nas atividades diárias<sup>(3)</sup>. O início da atividade muscular voluntária envolve muitos processos que começam com o controle cortical no cérebro e terminam com a formação das pontes cruzadas dentro da fibra muscular. A fadiga muscular pode, portanto, ocorrer como resultado da falha de qualquer um dos processos envolvidos na contração muscular<sup>(4)</sup>.

Historicamente, os fatores potenciais envolvidos no desenvolvimento da fadiga dividem-se em duas categorias: fatores centrais, os quais devem causar a fadiga pelo distúrbio na transmissão neuromuscular entre o SNC e a membrana muscular, e fatores periféricos, que levariam a uma alteração dentro do músculo<sup>(5-7)</sup>. Outra característica da fadiga é o fato dela ser dependente da tarefa, isto é, variam bastante suas causas e seu comportamento de acordo com a forma pela qual é induzida<sup>(4,8)</sup>. A fadiga muscular é considerada fator que predispõe a ocorrência de lesões<sup>(9,10)</sup>, tal como a entorse de tornozelo. Na maioria dos casos em que ocorre esse tipo de lesão, o mecanismo causador é um movimento de inversão do tornozelo<sup>(11,12)</sup>. Os responsáveis por impedir esse estresse nocivo à articulação são as estruturas que restringem estaticamente (fáscia, cápsula, ligamento) e dinamicamente (músculos)<sup>(13)</sup> a articulação. Os músculos fibulares curto e longo são as primeiras e mais importantes estruturas musculares que atuam na prevenção desse tipo de entorse<sup>(14)</sup>.

Diversos autores têm estudado os efeitos da fadiga muscular no controle neuromuscular (CNM)<sup>(9,15-17)</sup>. O CNM refere-se às aferências proprioceptivas levadas por receptores da periferia para os centros superiores e às respostas eferentes (motoras) geradas no intuito de manter a estabilidade muscular dinâmica<sup>(18)</sup>. Estudos mostram que a fadiga muscular altera adversamente a propriocepção<sup>(16,19)</sup> (modalidade sensorial que engloba as sensações de movimento articular e de posição articular<sup>(13)</sup>) e o controle postural<sup>(9,15,17,20)</sup>. Contudo, poucos estudos analisaram as mudanças que a fadiga muscular gera no tempo de reação muscular (TRM)<sup>(3,21,22)</sup>.

Dada a alta incidência das entorses de tornozelo por inversão<sup>(23,24)</sup> e grande ocorrência de fadiga muscular tanto nas atividades esportivas quanto nas cotidianas, e sabendo que é primordial ter um controle motor efetivo e rápido para a prevenção de lesões músculo-esqueléticas<sup>(4)</sup>, este estudo teve como objetivos analisar, por meio da eletromiografia de superfície (EMG), os efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios ativo-resistidos no TRM dos fibulares em indivíduos saudáveis e verificar se existe diferença na atividade EMG de repouso dos fibulares antes e após a fadiga muscular. A reação fibular foi testada por meio da utilização de uma plataforma de inversão súbita.

## METODOLOGIA

A realização da pesquisa ocorreu no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Antes da realização do estudo, cada indivíduo consentiu formalmente sua participação na pesquisa através de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido elaborado conforme os padrões éticos e aprovado previamente pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Rede Metodista de Educação em março de 2004.

### População e amostra

Participaram do estudo 14 indivíduos do sexo masculino, praticantes de atividade física regular (mínimo de duas vezes por semana), sem história de lesões prévias nos membros inferiores e sem comprometimento de estabilidade articular no tornozelo. Os participantes não haviam realizado nenhuma atividade física por pelo menos 24 horas antes da coleta dos dados. Optou-se por não

utilizar pessoas dos dois sexos pelo fato de alguns autores mostrarem diferenças entre homens e mulheres quanto à fadiga<sup>(25,26)</sup>.

### Procedimentos de coleta dos dados

A coleta de dados ocorreu em três etapas: 1) avaliação do tempo de reação muscular pré-fadiga, 2) indução da fadiga e 3) avaliação do tempo de reação muscular pós-fadiga. O membro inferior direito foi o escolhido para a realização dos testes, independente da dominância do indivíduo.

Para mensurar o tempo de reação muscular foi utilizado um eletromiógrafo (EMG) Bortec® (*Bortec Electronics Incorporation*, Calgary, Canadá). O EMG era dotado de pré-amplificadores distantes 10 centímetros dos eletrodos. Foram utilizados dois canais, onde o sinal amplificado foi convertido por uma placa analógico-digital. Para registro do sinal eletromiográfico foram utilizados eletrodos descartáveis de superfície da marca Kendall® (Meditrace – 100; Ag/AgCl), diâmetro de 3cm com adesivo de fixação, na configuração bipolar. Para o posicionamento adequado dos eletrodos foi solicitada, a cada participante, a contração voluntária dos músculos fibulares, contra resistência manual, para que fosse possível identificar o ventre muscular e, então, colocavam-se os eletrodos 1/3 abaixo da cabeça da fíbula para fixação dos eletrodos. Um eletrodo de aterramento foi colocado na tuberosidade da tíbia da perna esquerda. A preparação da pele para a colocação dos eletrodos deu-se através da raspagem dos pêlos com uma lâmina descartável para reduzir a impedância elétrica e pelo esfregamento da pele com algodão embebido em álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade no local do posicionamento dos eletrodos<sup>(27)</sup>. A seguir, os eletrodos eram fixados na pele e era aplicada uma leve pressão sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele<sup>(28)</sup>.

Foi utilizada uma plataforma de inversão súbita do tornozelo, de 20°<sup>(29)</sup>, a qual possuía um sistema de sincronismo que era conectado ao computador e era capaz de informar o momento em que a plataforma tombasse contra a base da prancha, sinalizando o final do giro de inversão. Sem qualquer aviso prévio, o dispositivo da prancha era manualmente disparado, simulando uma entorse por inversão do tornozelo. Neste momento o computador captava a resposta muscular dos fibulares ao estímulo e o momento em que ele ocorria. O mesmo procedimento foi realizado em dois períodos distintos: no início, isto é, antes da fadiga muscular, e no final, depois da fadiga. O sujeito posicionava-se em ortostase sobre a prancha, com os braços entrelaçados sobre o tórax e, então, eram orientados a olhar para um ponto fixo na altura de seus olhos, de modo que não pudessem ver o momento que o avaliador disparasse o dispositivo mecânico da prancha. Neste momento, o computador já estava captando a atividade elétrica muscular (de repouso).

A fadiga muscular foi induzida por exercícios ativos resistidos localizados. A fadiga muscular é definida, na literatura, como uma falha do sistema neuromuscular na capacidade de gerar uma força requerida ou esperada<sup>(10)</sup>. Essa falha durante esforços voluntários pode resultar de diversos mecanismos, tanto centrais quanto periféricos<sup>(5)</sup>. Sendo assim, a indução da fadiga foi realizada através de exercícios de eversão do tornozelo contra a resistência. O sujeito ficava sentado num colchonete com as costas encostadas na parede, com o joelho e o quadril esquerdo fletidos. O membro inferior direito estava posicionado em 90° de flexão de quadril, o joelho estendido e o tornozelo em posição neutra. Os pés estavam descalços. Utilizando uma banda elástica da marca *Theraband*®, de cor verde, o pesquisador ficava no lado esquerdo do indivíduo e posicionava a faixa elástica no lado externo do pé, criando uma resistência contra o movimento de eversão. Os sujeitos eram instruídos a realizar o maior número de eversões possível e recebiam estímulo verbal a todo o momento. Esta *Theraband*® foi utilizada por apresentar uma resistência média<sup>(30)</sup> dada a heterogeneidade da amostra e o fato de não se conhecer previamente as

capacidades atléticas dos participantes. O teste foi realizado em todos os sujeitos pelo mesmo avaliador. Mesmo com todo o critério metodológico que foi utilizado, não se pode afirmar que todos os participantes apresentavam o mesmo nível de fadiga, apenas que alcançaram algum nível de fatigabilidade que os incapacitavam de continuar a tarefa.

Após a indução da fadiga, o indivíduo posicionava-se novamente na prancha (situada a um metro do local onde foram realizados os exercícios), quando era mensurado novamente o TRM, através da inversão súbita. A mensuração pós-fadiga ocorria em menos de 10 segundos após a fadiga muscular dos fibulares.

### Análise e filtragem do sinal eletromiográfico

Inicialmente, foi utilizado um filtro *Butterworth* de terceira ordem na frequência de 20-600Hz. O período de repouso foi considerado os dois segundos anteriores ao estímulo, dos quais foram obtidos a média e o desvio-padrão do sinal EMG de repouso. A partir desses dados foi possível determinar um limiar para detecção da atividade muscular. Isso significa que o sinal EMG que ultrapassasse este limiar seria considerado uma ativação muscular acima do repouso. O critério de ativação muscular era baseado no cálculo: Limiar = média + (3x DP). Quando se utilizam três desvios acima da média têm-se 99,7% de chance de considerar uma atividade diferente do repouso<sup>(30)</sup>. Para a determinação do tempo de reação dos músculos fibulares, definiu-se o momento em que ocorreu o primeiro pico de ativação muscular (pós-estímulo) que tivesse ultrapassado o limiar. A diferença entre o momento em que ocorreu o estímulo externo e o pico de ativação foi determinado como o tempo de reação muscular ou tempo de resposta eletromiográfica.

### Análise estatística

Foi utilizado o teste *t* de Student para amostras pareadas para comparar a atividade em repouso dos músculos fibulares antes e depois da fadiga, assim como para verificar as diferenças no tempo de reação muscular pré e pós-fadiga. O nível de significância utilizado foi  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS

As características dos 14 participantes são apresentadas na tabela 1. A idade média foi de  $25 \pm 3,94$  anos; altura:  $1,75 \pm 0,06$  metros; peso:  $72,71 \pm 11,71$  quilos; o número de dias em que realizavam atividade física por semana foi de  $4,10 \pm 1,60$  e o número de repetições de eversões realizadas durante a indução da fadiga foi de  $113,40 \pm 34,60$ .

**TABELA 1**  
Características dos participantes

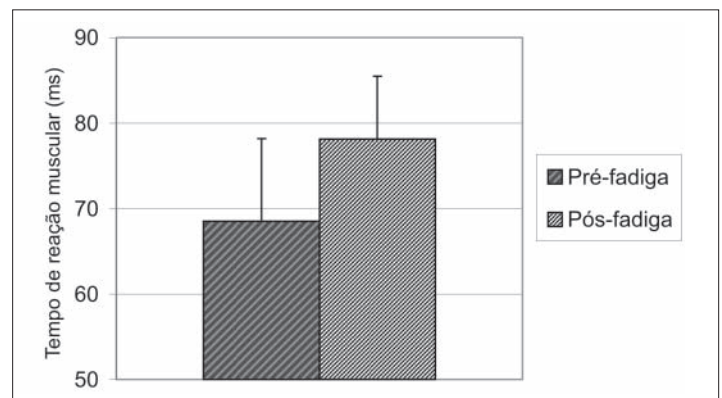
Sujeitos	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)	Nº de atividades/ semana (dias)	Repetições
1	21	168	70	5	110
2	25	175	70	7	140
3	23	170	62	3	64
4	34	187	84	5	140
5	25	172	60	5	90
6	33	183	89	0	140
7	22	187	63	5	96
8	25	174	80	2	100
9	23	169	63	3	80
10	24	182	98	5	80
11	22	166	61	0	170
12	27	172	69	6	100
13	22	175	80	5	178
14	24	175	69	3	100
Média	25	175,35	72,71	3,85	113,42
Desvio-padrão	3,94	6,84	11,71	2,1	34,6

O sinal elétrico (v) de repouso (definido como o período de dois segundos antes do estímulo) dos fibulares foi maior no período pós-fadiga ( $0,031 \pm 0,020$ ) comparado com os valores pré-fadiga ( $0,025 \pm 0,013$ ). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ). A tabela 2 mostra os valores de cada participante.

**TABELA 2**  
Comparação dos valores pré e pós-fadiga durante o repouso

Sujeitos	Atividade de repouso pré-fadiga (v)	Atividade de repouso pós-fadiga (v)
1	0,0091	0,0101
2	0,0386	0,0587
3	0,027	0,0235
4	0,0318	0,0262
5	0,0330	0,0823
6	0,0293	0,0313
7	0,0532	0,0445
8	0,0116	0,0213
9	0,0084	0,0117
10	0,0310	0,0240
11	0,0349	0,0377
12	0,0089	0,0095
13	0,0129	0,0479
14	0,0206	0,0175
Média	0,02511	0,0319
Desvio-padrão	0,0135	0,02071

A comparação entre o TRM dos fibulares no período pré-fadiga ( $68 \pm 9,7$ ms) e pós-fadiga ( $78 \pm 7,4$ ms) demonstrou um aumento estatisticamente significativo no TRM no período pós-fadiga ( $p < 0,001$ ), como mostra o gráfico 1.



**Gráfico 1** – Descrição das médias e desvio-padrão no tempo de reação muscular nos dois períodos do estudo

## DISCUSSÃO

O presente estudo procurou analisar a influência da fadiga muscular no TRM dos fibulares. A amostra foi composta por 14 indivíduos, todos do sexo masculino. Optou-se por não utilizar pessoas dos dois sexos pelo fato de alguns autores mostrarem diferenças entre homens e mulheres quanto à fadiga<sup>(25,26)</sup>. A maioria dos estudos realizados demonstra que as mulheres têm maior resistência à fadiga durante contrações submáximas. Uma das metas do presente estudo era verificar se existia uma diferença na atividade EMG dos músculos fibulares em repouso antes e após a fadiga. Alguns estudos analisaram a influência da fadiga muscular no controle postural e/ou do equilíbrio<sup>(9,15,17,20,32)</sup>; em apenas um dos estudos a fadiga muscular não alterou adversamente a postura<sup>(15)</sup>. Visto que o controle postural é mantido através de aferências vindas dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial, que estimulam contrações musculares contínuas<sup>(15,17,20)</sup>, e que a fadiga



muscular altera a eficácia contrátil muscular e as informações proprioceptivas<sup>(15,16,32,34)</sup>, esses resultados não são surpreendentes.

Para manter o equilíbrio na posição ortostática, conforme posicionamento dos indivíduos durante a coleta dos dados, são necessárias constantes contrações corretivas em resposta às pequenas perturbações articulares<sup>(20)</sup>. Pelo fato de a fadiga muscular diminuir a velocidade da transmissão neural<sup>(21)</sup>, talvez a capacidade de criar eficientemente as contrações compensatórias ao redor da articulação se tenha reduzido, resultando numa perda do CNM e maiores mudanças na posição articular. Porém, essa afirmação é de caráter especulativo, pois o estudo não buscou analisar as mudanças no equilíbrio e na postura dos indivíduos. O presente estudo identificou um aumento significativo no TRM dos sujeitos após a indução da fadiga muscular. O período de latência dos fibulares foi semelhante ao encontrado na literatura. Alguns autores<sup>(14,35)</sup> mostraram estudos em que foram avaliados os TRMs dos fibulares em pranchas de inversão súbita, em pessoas com tornozelos estáveis e instáveis, e os valores encontrados variaram significativamente. O tempo de reação dos fibulares pode ser influenciado por alguns fatores. Estudos que testaram a confiabilidade dessas mensurações avaliaram 30 sujeitos e foi constatado que o tempo de reação fibular não apresentou resultado estatisticamente diferente entre os sexos e entre os membros esquerdo e direito; também não foi influenciado pelo peso corporal, ocorreu diminuição com um pré-aquecimento, aumentou após a fadiga e diminuiu com uma flexão plantar de 15°. Os testes feitos em dias e horários diferentes não mostraram diferenças; assim, os autores concluíram que o tempo de reação fibular é uma mensuração confiável<sup>(35)</sup>. No presente estudo, o membro utilizado foi o direito e os testes foram realizados em três dias, no mesmo horário.

Outros fatores que influenciam os resultados desse tipo de mensuração são o ângulo da plataforma e o critério de ativação muscular (CAM). O ângulo utilizado na plataforma desse estudo foi de 20°<sup>(29)</sup>; entretanto, outros estudos usaram ângulos de 18° a 35°<sup>(14,35,36)</sup>. É bem provável que as diferentes angulações levem a diferentes aferências, o que por sua vez causaria diferentes respostas motoras.

Quanto ao início de ativação muscular, normalmente são usados critérios, como: considerar a primeira atividade elétrica do músculo<sup>(35,29)</sup>, ou calcular a média do sinal de repouso mais  $n$  vezes o DP<sup>(14,22,30)</sup>. Os trabalhos que utilizaram como critério de ativação a primeira resposta muscular após o estímulo mostram tempos de reação menores. Quanto ao outro critério utilizado, ele varia entre os autores de 2 a 10x o DP<sup>(22)</sup>. Essa diferença pode fazer com que alguns pesquisadores vejam o sinal da latência médio ou até mesmo o de latência longo como a primeira resposta do músculo<sup>(14)</sup>. Isso pode ter ocorrido no presente estudo, que utilizou um CAM de: [média + (3xDP)]. Quando se utilizam três desvios acima da média, tem-se 99,7% de chance de considerar uma atividade diferente do repouso<sup>(31)</sup>.

É consenso que um sistema nervoso aferente intacto é importante para prover o *feedback* necessário para um controle motor efetivo<sup>(11)</sup>. Paralelamente, estudos mostram que a propriocepção humana é deteriorada pela fadiga<sup>(16,18,19,33,34)</sup>, o que teoricamente seria uma das causas para a piora das respostas motoras. De acordo com o presente estudo, sabe-se que a propriocepção contribui para o reflexo muscular, provendo dessa forma estabilidade articular dinâmica<sup>(19)</sup>. Assim, alguns autores sugeriram que a fadiga muscular não teria efeitos aparentes no senso de movimento articular (cinestesia)<sup>(19)</sup>. Apesar da importância do *feedback* proveniente dos mecanorreceptores capsuloligamentares na estabilização reflexa das articulações e na propriocepção<sup>(11,14)</sup>, é provável que os receptores musculares tenham maior interferência no TRM, pois este foi mensurado sob uma condição de perturbação súbita e de alta velocidade, em que o responsável pelo mecanismo de defesa foi o fuso muscular, ativado pelo reflexo de estiramento<sup>(9,37)</sup>. Em outro estudo<sup>(14)</sup>, foi feito um bloqueio anestésico dos receptores

ligamentares do tornozelo e foi visto que a reação dos fibulares à inversão súbita não mudou (80/83ms). Esses achados sugerem que as informações aferentes para as capacidades sensorio-motoras foram mediadas pelos receptores no sistema miotendinoso.

Outro processo que pode estar envolvido é a inibição recorrente<sup>(38)</sup>. A inibição recorrente é um circuito de *feedback* local que pode modificar as respostas reflexas por meio de um interneurônio conhecido como célula de Renshaw. Essa célula pode ser ativada por um impulso supra-espinhal, pelos aferentes musculares dos grupos III e IV e por um ramo colateral do axônio dos motoneurônios alfa (MNs). A ativação da inibição recorrente resulta num decréscimo na excitabilidade dos MNs e pode aumentar durante as contrações em estado de fadiga. Além dos efeitos sobre os MNs alfa, a inibição também gera potenciais pós-sinápticos nos MNs gama. Essa conexão significa que a inibição recorrente pode modular a excitabilidade do fuso muscular e influenciar a relação entre a aferência e eferência para o reflexo do estiramento<sup>(9)</sup>. Alguns autores<sup>(39)</sup> avaliaram a interação do M1 e da rigidez muscular com as suas influências na *performance* antes e após uma maratona. O protocolo de testes incluía vários saltos num ergômetro. A interpretação na sensibilidade do reflexo foi baseada nas mensurações dos reflexos patelares e do M1. A fadiga provocou uma piora considerável na função neuromuscular. Os resultados mostraram uma clara deterioração na sensibilidade do reflexo após a fadiga. Os resultados sugerem que a modulação do *input* neural para o músculo foi ao menos parcialmente de origem reflexa dos músculos contraídos e que a diminuição da rigidez muscular acompanhou a diminuição da sensibilidade do reflexo e essa menor rigidez pode ter sido em parte responsável pela *performance* muscular mais fraca devido à pior utilização da energia elástica<sup>(39)</sup>. De acordo com os resultados do presente trabalho, o controle neuromuscular fica parcialmente comprometido com o surgimento da fadiga e isso pode ser um fator predisponente a lesões.

Existem poucos estudos disponíveis na literatura que buscam uma relação entre a fadiga e o TRM<sup>(3,21,22)</sup>.

## CONCLUSÃO

Os resultados obtidos no presente estudo devem ser interpretados de forma cautelosa. As conclusões devem ser aceitas no ambiente no qual foram coletados os dados, e não de uma forma generalizada. Assim, a fadiga muscular, induzida através de exercícios ativos resistidos, não influenciou o sinal elétrico de repouso dos fibulares. Houve um aumento estatisticamente significativo no tempo de reação muscular após a indução da fadiga, demonstrando que existe um comprometimento neuromuscular.

## DIREÇÕES FUTURAS

É preciso que haja cautela, tanto nas atividades esportivas quanto nas de vida diária, para que a fadiga muscular não seja uma possível causa de lesão. Evitar tarefas que requeiram respostas musculares extremamente rápidas em momentos em que o corpo apresenta sinais de cansaço poderia ser o ideal para prevenir lesões. Durante o processo de reabilitação, a precaução deve ser ainda maior, pois os indivíduos que se encontram nessa situação provavelmente apresentam déficits proprioceptivos e/ou musculares. Durante as sessões de reabilitação, seria aconselhável realizar as tarefas que necessitassem de um controle neuromuscular apurado antes de exercitar a musculatura que será exigida, a fim de prevenir um agravamento ou recorrência da lesão. O treinamento visando a resistência muscular é, portanto, muito importante tanto para atletas quanto para pacientes, pois os músculos com uma resistência aumentada à fadiga exporiam menos os sujeitos a lesões músculo-esqueléticas. Estudos futuros, além de analisar o tempo de reação do músculo, devem verificar os efeitos da fadiga muscular na magnitude de sua força e a duração desses efeitos.

## AGRADECIMENTOS

Aos nossos familiares. Nossos pais, irmãos, esposo(s), esposa e filha. Aos amigos e colegas Feliciano Bastos Neto e João Paulo Cañeiro pelo auxílio e apoio. Ao Diretor do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) – Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães e à Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Flávia Meyer, pelo apoio.

---

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

---

## REFERÊNCIAS

1. Woledge RC. Possible effects of fatigue on muscle efficiency. *Acta Physiol Scand* 1998;162:267-73.
2. Taylor JL, Butler JE, Gandevia SC. Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2000;83:106-15.
3. Yeung SS, Au AL, Chow CC. Effects of fatigue on the temporal neuromuscular control of vastus medialis muscle in humans. *Eur J Appl Physiol* 1999;80:379-85.
4. Gandevia SC. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motoneurons and motor cortical drive. *Acta Physiol Scand* 1998;162:275-83.
5. Giannesini B, Cozzone PJ, Bendahan D. Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components. *Biochimie* 2003;85:873-83.
6. Kent-Braun JA. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur J Appl Physiol* 1999;80:57-63.
7. Schillings ML, Hoefsloot W, Stegeman DF, Zwarts MJ. Relative contributions of central and peripheral factors to fatigue during a maximal sustained effort. *Eur J Appl Physiol* 2003;90:562-8.
8. Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2000.
9. Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait Posture* 2002;15:56-63.
10. Gorelick M, Brown JM M, Groeller H. Short-duration fatigue alters neuromuscular coordination of trunk musculature: implications for injury. *Appl Ergon* 2003;34:317-25.
11. Bullock-Saxton JE. Sensory changes associated with severe ankle sprain. *Scan J Rehabil Med* 1995;27:161-7.
12. Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;21:206-15.
13. Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. Reabilitação física das lesões desportivas. São Paulo: Guanabara Koogan, 2000.
14. Konradsen L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:199-203.
15. Chabran E, Maton B, Fourment A. Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12:67-79.
16. Lee HM, Liao JJ, Cheng CK, Tan CM, Shih JT. Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003;18:843-7.
17. Yaggie JA, McGregor SJ. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:224-8.
18. Lephart SM, Fu FH. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics*, 2000.
19. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy* 2004;20:414-8.
20. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:589-92.
21. Mercer TH, Gleeson P, Claridge S, Clement S. Prolonged intermittent high intensity exercise impairs neuromuscular performance of the knee flexors. *Eur J Appl Physiol* 1998;77:560-2.
22. Lam RY, Ng GY, Chien EP. Does wearing a functional knee brace after hamstring reflex time in subjects with anterior cruciate ligament deficiency during muscle fatigue? *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1009-12.
23. Hockembury RT, Sammarco GJ. Evaluation and treatment of ankle sprains. *The Physician and Sports Med* 2001;29:57-4.
24. Renström Per AFH, Lynch SA. Lesões ligamentares do tornozelo. *Rev Bras Med Esporte* 1999;5:13-3.
25. Doyle JW, Towse TF. Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *J Appl Physiol* 2002;93:1813-23.
26. Russ DW, Kent-Braun JA. Sex differences in human skeletal muscle fatigue are eliminated under ischemic conditions. *J Appl Physiol* 2003;94:2414-22.
27. Basmajian JV, De Luca CJ. Description and analysis of the EMG signal. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. John Butler, editor. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985;19-167.
28. Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the musculoskeletal system. Toronto: John Wiley & Sons, 1994.
29. Pacheco AM. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas de voleibol e não atletas que sofreram entorse de tornozelo. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento, ESEF/UFRGS, Porto Alegre, 2001.
30. Loss JF, Koetz AP, Soares DP, Scarrone FF, Hennemann V, Sacharuck VZ. Quantificação da resistência elástica por bandas elásticas. *Rev Bras Cienc Esporte* 2002;24:61-72.
31. Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J Biomech* 1997;30:1051-8.
32. Vuillerme N, Danion F, Forestier N, Nougier V. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett* 2002;333:131-5.
33. Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morga DL, Proske U. A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Res* 1997;771:251-8.
34. Bouët V, Gahéry Y. Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neurosci Lett* 2000;289:143-6.
35. Benenesch S, Pütz W, Rosenbaum D, Becker H. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech* 2000;15:21-8.
36. Podzielny S, Hennig EM. Restriction of foot supination by ankle braces in sudden falls situations. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1997;12:253-8.
37. Lehmkühl LD, Smith LK. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. 4ª ed. São Paulo: Manole, 1989.
38. Nybo L, Nielsen B, Blomstrand E, Moller K, Secher N. Neurohumoral responses during prolonged exercise in humans. *J Appl Physiol* 2003;95:1125-31.
39. Avela J, Komi PV. Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. *Eur J Appl Physiol* 1998;78:403-10.