

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA**  
**CURSO DE EDUCAÇÃO FÍSICA – BACHARELADO**

**ÂNGELA ROBERTA CONTE MURARO**

**EFEITO DE UM PROTOCOLO DE FADIGA CONCÊNTRICO X EXCÊNTRICO  
NA RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA E NO TORQUE DOS EXTENSORES  
E FLEXORES DO JOELHO DE JOGADORES DE FUTEBOL**

Porto Alegre

2010

**ÂNGELA ROBERTA CONTE MURARO**

**EFEITO DE UM PROTOCOLO DE FADIGA CONCENTRICO X EXCENTRICO  
NA RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA E NO TORQUE DOS EXTENSORES  
E FLEXORES DO JOELHO DE JOGADORES DE FUTEBOL**

Monografia apresentada como requisito parcial para a graduação de Bacharel em Educação Física na Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul no ano de 2010.

**Orientador: Marco Aurélio Vaz**

Porto Alegre

2010

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

**ÂNGELA ROBERTA CONTE MURARO**

Monografia apresentada e aprovada como requisito parcial para a graduação em Educação Física - Bacharelado, da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul em 12 / 07 / de 2010 pela Banca Examinadora constituída por:

**Prof. Marco Aurélio Vaz**  
**Orientadora**

**Prof. Ronei Pinto**  
**Avaliador**

## Dedicatória

Dedico esse trabalho à minha mãe que esteve sempre presente em minhas buscas, aconselhando e estimulando com sua infinita paciência e seu imenso carinho.

## RESUMO

O futebol é um esporte praticado no mundo inteiro. Na sua prática profissional e amadora, este esporte está associado a diversos tipos de lesões que atingem o sistema musculoesquelético prevalentemente. Muitas destas lesões estão associadas à fadiga neuromuscular e aos movimentos explosivos realizados no terço final de cada meio tempo de jogo. A fadiga prejudica o desempenho muscular dos jogadores de futebol durante uma partida, pois ela caracteriza o declínio do desempenho muscular durante o exercício. Há uma falha para manter um nível desejado de rendimento durante a atividade, seja ela repetitiva ou sustentada. Os mecanismos que determinam a fadiga neuromuscular ainda não são bem conhecidos, sabe-se que esse processo pode ser influenciado por uma série de fatores, como: motivação, ativação do comando central, intensidade e duração da atividade, velocidade de contração e o tipo de contração (concêntrico, isométrico, excêntrico). A eletromiografia com a análise da MDF e do sinal RMS juntamente com o torque, são índices que vem sendo utilizados como instrumento para tentar explicar os efeitos da fadiga neuromuscular. Em função disso, o presente estudo teve como objetivo comparar os componentes neural e periférico da fadiga utilizando a avaliação dos índices torque, *root mean square* (RMS) e frequência mediana (MDF) da musculatura extensora (EXT) e flexora (FLEX) do joelho entre um grupo de jogadores de futebol que realizou um protocolo de fadiga isocinético concêntrico (CON) (n=10) e outro grupo de jogadores de futebol que realizou um protocolo de fadiga isocinético excêntrico (EXC) (n=11). O pico de torque dos músculos extensores e flexores foi avaliado durante um protocolo de fadiga excêntrico ou concêntrico composto de 10 séries de 10 repetições máximas na velocidade de 90°/s. Na mesma velocidade foi avaliada a ativação elétrica dos músculos VL, VM, RF e BF, através da eletromiografia de superfície. A diferença relativa da eletromiografia e do torque foi calculada a partir do valor da primeira série subtraído da série final e dividido pelo valor da primeira série do protocolo. As razões de eficiência muscular foram calculadas para o momento final e inicial do protocolo a partir da média da musculatura extensora dividida pelo valor do pico de torque. Os valores de torque, MDF, RMS, torque, eficiência muscular foram comparados para os dois grupos. O grupo CON apresentou redução da MDF nos músculos RF (p= 0,005) e VL (p= 0,006). No grupo EXC não houve diferença entre os momentos (início e final do protocolo de fadiga) (p>0,05). Os valores de MDF na diferença entre o início e final do protocolo de fadiga, apresentam uma redução significativa dos músculos VL (0,039) e VM (0,003) no protocolo CON. Os valores de EMG não apresentaram diferença entre os grupos (p>0,005). O torque EXC foi superior (p< 0,001) ao torque CON tanto na primeira quanto na última série para ambos grupos musculares (EXTs e FLXs). Além disso, ocorreu uma redução do torque absoluto da primeira (CON: EXT, p= 0,001/ FLX, p= 0,001) (EXC: EXT, p= 0,004/ FLX, p= 0,004) para a décima (CON: EXT, p= 0,001/ FLX, p= 0,001) (EXC: EXT, p= 0,004/ FLX, p= 0,004) série nos dois protocolos e nos dois grupos musculares. Na análise relativa do torque foi encontrada redução maior no grupo CON somente para o grupo muscular EXT (p=0,003). A eficiência

neuromuscular (ENM) foi maior no protocolo EXC comparada a do protocolo CON tanto para o momento inicial ( $p < 0,001$ ) quanto para o momento final ( $p < 0,001$ ) do protocolo. Houve diminuição na comparação da ENM dos momentos (inicial e final do protocolo de fadiga) para o grupo CON ( $p = 0,002$ ). Não houve diferença nos momentos (inicial e final) no grupo EXC. Estes resultados mostram que os protocolos de fadiga EXC dos músculos EXTs do joelho apresentam menor redução na capacidade de produção de força, menor redução na MDF e maior ENM comparados a protocolos CON de fadiga.

Unitermos: fadiga, protocolo excêntrico, protocolo concêntrico, torque, eletromiografia, frequência mediana, *root mean square*

## ABSTRACT

The soccer is an sport played all over the world. At it's professional and amateur practice, this sport is associated to a large number of lesions that assail the muscle skeletal system prevalentment. Many of these lesions are associated with neuromuscular fatigue and to the explosive movements made on the third final of each half time of the game. The fatigue injure the muscular performance of the players during the exercise. There is a fail to maintain a wanted level of output during the activity, whether it is repetitive or sustained. The mechanisms that determine the neuromuscular fatigue still not being well known. It is known that this process can be influenced by a series of factors, like: motivation, activation of central command, intensity and duration of activity, speed of contraction, and the type of contraction (concentric, isometric, eccentric). The electromyography through the analysis of MDF and the RMS signal together with the torque, are index that have been used like instrument to try to explain the effects of the neuromuscular fatigue. Because of that, this study had as objective, to compare the neural and peripheric components of fatigue (through the evaluation of the index of torque, root mean of square(RMS) and median frequency (MDF) of extensor musculature (EXT) and flexor (FLX) of the knee between a group of soccers players that accomplish a protocol of concentric isocinetic fatigue (CON) (N=10) and an other group of players that accomplish an protocol of eccentric isocinet fatigue (EXC) (N=11). The peak of torque of the extensor and flexor muscles was evaluated during a protocol of eccentric and concentric fatigue, formed by 10 series of 10 maximal repetitions at the velocity of 90°/s. At the same velocity it was evaluated the electric activation of the muscles VL, VM, RF and BF, through the electromyography of surface. The relative difference between the electromyography and the torque was calculated through the value of the first series subtracted of the final series and divided by the value of the first series of the protocol. The reasons of the muscular efficiency were calculated for the final and initial moments of the protocol through the media of the extensor musculature divided by the peak value of the torque. The values of torque, MDF, RMS, muscular efficiency were compared between the groups. The group CON presented reduction of the MDF at the muscles RF ( $p= 0,005$ ) e VL ( $p= 0,006$ ). At the group EXC there was no difference between the moments (initial and final of he protocol of fatigue) ( $p> 0,05$ ). The values of the MDF of the difference between the initial and the final protocols of the fatigue, present a significant reduction of the muscles VL (0,039) and VM (0,003) at the protocol CON .The values of CON showed no difference between the groups ( $p> 0,005$ ). The torque of the EXC was superior to the CON's torque at the first (CON: EXT,  $p= 0,001$ / FLX,  $p= 0,001$ ) (EXC: EXT,  $p= 0,004$ / FLX,  $p= 0,004$ ) and at the last (CON: EXT,  $p= 0,001$ / FLX,  $p= 0,001$ ) (EXC: EXT,  $p= 0,004$ / FLX,  $p= 0,004$ ) series for both muscular groups. At the relative analysis of the torque it was found a major reduction of the CON group only for the EXT ( $p=0,003$ ) muscular group. The neuromuscular efficiency (ENM) was major at the EXC protocol

compared to the protocol CON' s initial( $p < 0,001$ ) and final moments ( $p < 0,001$ ). There was a decrease of the comparison of the ENM of the moments for the group CON(  $p=0,002$ ) There were no difference at the moments of the EXC group. Theses results show that the protocols of fatigue EXC and the muscles EXTs of the knees show less reduction at the strength production capacity. Less reduction at the MDF and major ENM compared to CON protocols of fatigue.

**Keywords:** fatigue, eccentric, concentric, torque, electromyography, median frequency, root mean square.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Medida da amplitude de movimento articular do movimento de extensão do joelho. ....	36
Figura 2: Posicionamento do indivíduo no dinamômetro isocinético. ....	37
Figura 3: Posicionamento dos eletrodos de EMG nos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF), vasto medial (VM) e eletrodo de referência (ER). ....	39
Figura 4: Posicionamento dos eletrodos de EMG no músculo bíceps femoral (BF). ....	39
Figura 5: Representação esquemática da forma pela qual o sinal foi coletado e exportado para o programa Matlab® durante o teste isocinético de extensão e flexão do joelho. Através da rotina matemática do programa, a partir do pico de torque extensor foi calculado o valor de torque em 1 seg (recorte) e os valores RMS e MDF correspondente ao sinal EMG. ....	44
Figura 6: Valores de MDF dos músculos VL, RF, VM e BF para a primeira e última série do protocolo de fadiga CON. Média $\pm$ DP (*entre séries). ....	51
Figura 7: Valores de MDF dos músculos VL, RF, VM e BF para a primeira e última série do protocolo de fadiga EXC. Média $\pm$ DP. ....	51
Figura 8: Valores de MDF do músculo BF para a primeira e última série do protocolo de fadiga CON e EXC. Média $\pm$ DP (*entre grupos). ....	52
Figura 9: Valores de MDF do músculo VL para a última série do protocolo de fadiga CON e EXC. Média $\pm$ DP (*entre grupos na última série). ....	52
Figura 10: Torque extensor para a primeira e última série do protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média $\pm$ DP (*entre grupos e entre séries). ....	54
Figura 11: Torque flexor para a primeira e última série do protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média $\pm$ DP (*entre grupos e entre séries). ....	55
Figura 12: Variação relativa do torque extensor no protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média $\pm$ DP (*entre grupos). ....	56
Figura 13: Variação relativa do torque flexor no protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média $\pm$ DP. ....	57
Figura 14: Razões de ativação para a primeira e última série do protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média $\pm$ DP (*entre grupos e entre séries no grupo concêntrico). ....	58

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Caracterização da amostra a partir dos dados antropométricos e idade da amostra total e por grupo (Média $\pm$ DP).....	48
Tabela 2: Caracterização da amostra a partir dos dados de perimetria em cm do MI avaliado do grupo concêntrico e excêntrico (Média $\pm$ DP). ....	49
Tabela 3: Caracterização da amostra a partir dos dados de amplitude articular de movimento do joelho em graus do membro inferior (MI) avaliado do grupo concêntrico e do grupo excêntrico, Média $\pm$ DP.....	49
Tabela 4: Comparação da diferença entre o início e final do protocolo de fadiga da MDF em Hz, para o grupo concêntrico e excêntrico. Média $\pm$ DP.....	53
Tabela 5: Comparação da variação relativa do sinal RMS, para o grupo concêntrico e excêntrico. Média $\pm$ DP.....	53

## LISTA DE ABREVIATURAS

Adenosina trifosfato	ATP
Amplitude de movimento	ADM
Concêntrico(a)	CON
Eficiência Neuromuscular	ENM
Eletrodo de referência	ER
Eletromiografia/Eletromiográfico	EMG
Excêntrico(a)	EXC
Extensão	EXT
Flexão	FLX
Frequência Mediana	MDF
Índice de massa corporal	IMC
Músculo bíceps femoral	BF
Músculo vasto lateral	VL
Músculo vasto medial	VM
Potencial de ação da unidade motora	PAUM
Root mean square	RMS
Sinal eletromiográfico	SEMG
Unidade(s) motora(s)	UM(s)
Variação relativa	VR

## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>1 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>18</b>
1.1 FADIGA NEUROMUSCULAR.....	18
1.2 Eletromiografia (EMG) .....	20
1.2.1 Eletromiografia e a investigação da fadiga muscular .....	22
1.3 EXERCÍCIO EXCÊNTRICO E LESÃO MUSCULAR.....	25
1.4 EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR (ENM).....	30
2.1 OBJETIVO GERAL .....	31
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	31
<b>HIPÓTESES</b> .....	<b>32</b>
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	<b>33</b>
4.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	33
4.2 AMOSTRA .....	33
4.3 AQUISIÇÃO DE DADOS .....	35
4.3.1 Medidas Antropométricas .....	35
4.3.2 Medidas do perímetro da coxa .....	35
4.3.3 Medida da amplitude de movimento articular .....	35
4.3.4 Medidas de torque .....	36
4.3.5 Eletromiografia.....	38
4.4 Protocolo de avaliação.....	40
4.4.1 Preparação .....	40
4.4.2 Posicionamento e familiarização .....	40
4.4.3 Protocolo isocinético concêntrico e excêntrico .....	41
4.4.4 Procedimentos após o protocolo de avaliações.....	42
4.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS .....	42
4.5.1 Pico de torque.....	42
4.5.2 Eletromiografia (EMG) .....	43
4.5.3 Variação Relativa.....	44
4.5.4 Cálculo da diferença da MDF .....	45

4.5.5 Eficiência Neuromuscular (Razão RMS/Torque) .....	45
4.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	46
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>48</b>
5.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA .....	48
5.2 FREQUÊNCIA MEDIANA (MDF) .....	50
5.3 VALORES <i>ROOT MEAN SQUARE</i> (RMS).....	53
5.4 TORQUE .....	54
5.5 EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR (RMS/Torque) .....	57
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>59</b>
<b>7. CONCLUSÕES .....</b>	<b>65</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>66</b>
<b>APÊNDICES .....</b>	<b>74</b>

## INTRODUÇÃO

A associação entre fadiga e movimentos explosivos é bastante presente no futebol, pois é um esporte de perfil irregular e intermitente. Durante a prática do futebol ocorrem movimentos de aceleração e desaceleração, os quais exigem um grande equilíbrio muscular da coxa e envolvem contrações concêntricas e excêntricas desta musculatura (SMALL et al., 2010; DELETRAT et al., 2010).

Como pode ser observado na Copa do Mundo que está ocorrendo no presente momento na África do Sul, o futebol é um esporte praticado no mundo inteiro. Na sua prática profissional e amadora, este esporte está associado a diversos tipos de lesões que atingem o sistema musculoesquelético prevalentemente.

O estiramento é a lesão mais freqüente da coxa em jogadores de futebol, correspondendo a 81% das lesões da coxa. Deste total, 42% ocorrem na musculatura dos isquiotibiais. Em 47% dos casos, as lesões dos isquiotibiais ocorrem nos últimos 15 minutos de cada um dos tempos de uma partida de futebol (GREIG; SIEGLER, 2009; SANGNIER; TOURNY-CHOLLET, 2007). Esta relação entre lesão e tempo de jogo está associada à fadiga neuromuscular e aos movimentos explosivos realizados no terço final de cada meio tempo de jogo (GREIG, 2008; SMALL et al., 2010).

A fadiga prejudica o desempenho muscular dos jogadores de futebol durante uma partida, pois ela caracteriza o declínio do desempenho muscular durante o exercício (ENOKA, 2000). Há uma falha para manter um nível desejado de rendimento durante a atividade, seja ela repetitiva ou sustentada (GONÇALVES, 2006).

A etiologia da fadiga neuromuscular tem sido amplamente estudada, tendo em vista a sua complexidade e múltiplos sítios. Compreende-se que sua causa é multifatorial e dependente da tarefa. Os mecanismos que determinam a fadiga neuromuscular podem ser influenciados por uma série de fatores, como: motivação, ativação do comando central, intensidade e duração da atividade, velocidade de contração e o tipo de contração (concêntrico - CON, isométrico, excêntrico - EXC) (ENOKA, 1995).

Alguns estudos da área de biomecânica têm adotado como padrão para determinar um “ponto de fadiga” a deterioração do desempenho mecânico do sujeito. O “ponto de fadiga” é um estado no qual o músculo não é mais capaz de sustentar o nível de força desejado. Esse decréscimo na capacidade de geração de força pode estar associado tanto ao comportamento dos padrões de impulsos neurais enviados ao sistema muscular (fadiga central; GONÇALVES, 2006) quanto aos eventos fisiológicos e bioquímicos intrínsecos à musculatura em uso (fadiga periférica).

A eletromiografia (EMG) é uma técnica que vem sendo utilizada como instrumento para tentar explicar os efeitos da fadiga central na capacidade de produção de força máxima do sistema muscular. Seu uso está associado à tentativa de compreender a alteração do comportamento do sinal eletromiográfico (SEMG) proveniente da fadiga provocada pela atividade muscular voluntária (KELLIS, 1999).

Os sinais eletromiográficos estão associados a dois fenômenos distintos que ocorrem durante a contração muscular e mais especificamente durante a fadiga. O primeiro deles está associado ao número de potenciais de ação enviados pelos motoneurônios às fibras musculares por eles inervadas (frequência de disparo ou de

estímulo). Já o segundo mecanismo está associado ao número de motoneurônios recrutados pelo Sistema Nervoso Central para uma atividade ou ação muscular específica. Em outras palavras, durante uma contração voluntária com esforço voluntário crescente ocorrem simultaneamente um aumento no número de unidades contráteis ou unidades motoras (UMs) recrutadas e um aumento em sua frequência de disparo. Como cada UM tem o seu próprio sinal elétrico específico (potencial de ação de unidade motora ou PAUM), alterações no número de UMs recrutadas e em sua frequência de ativação são fatores determinantes da frequência do SEMG e de sua amplitude.

Além disso, a velocidade de condução dos potenciais de ação ao longo da fibra muscular é outro fator interveniente no espectro de frequência do SEMG (LOWERY; NOLAN; O'MALEY, 2002; MORITANI; NAGATA; MURO, 1982). Como durante o processo de fadiga alteram-se o recrutamento, a frequência de disparo e a velocidade de condução dos PAUM, o estudo do SEMG durante a fadiga pode possibilitar melhor entender os mecanismos neuromusculares da fadiga.

Nesse contexto, sugere-se que a diminuição das taxas de disparo das unidades motoras contribuirá para que ocorram mudanças na densidade do espectro de potência do SEMG, caracterizando a alteração do estado fisiológico muscular. A instalação do processo de fadiga localizada altera certas faixas de frequência do SEMG. Em função disso, a análise do SEMG é realizada pela observação de indicadores relacionados à densidade de seu espectro de frequência e da amplitude. A frequência mediana (MDF) é um desses indicadores; ela é o parâmetro indicado para detectar a compressão espectral produzida pela fadiga muscular localizada (SANTOS et al., 2008).



Outros índices para caracterizar a fadiga neuromuscular são a *root mean square* ou valor RMS e a produção de força (ou de torque). O estudo da relação entre os sinais elétricos musculares e a capacidade de produção de força pode permitir uma maior compreensão dos mecanismos neurais e os mecanismos intrínsecos relacionados com a perda da capacidade de produção de força que acompanham o processo de fadiga. A razão RMS/torque vem sendo utilizada como um índice para medir a eficiência neuromuscular (ENM) durante o processo de fadiga.

Outro aspecto primordial em relação aos mecanismos determinantes da fadiga está relacionado com o tipo de contração determinante da fadiga. Sabe-se, por exemplo, que boa parte da força proveniente de contrações EXC advém dos componentes elásticos (envoltórios de tecido conjuntivo e tendão muscular), enquanto durante contrações CON praticamente quase toda a força vem dos componentes contráteis. Nesse sentido, contrações CON e EXC fatigantes deverão determinar diferentes comportamentos do SEMG e diferentes ENMs. Portanto, o objetivo deste estudo é determinar o SEMG, o torque máximo e a ENM dos músculos extensores (EXT) e flexores (FLX) do joelho em atletas de futebol submetidos a dois tipos distintos de fadiga neuromuscular: fadiga CON x fadiga EXC.

## **1 REVISÃO DE LITERATURA**

### **1.1 FADIGA NEUROMUSCULAR**

A fadiga neuromuscular é um processo bastante complexo que vem sendo estudado há bastante tempo. Entretanto, suas origens e mecanismos ainda não foram plenamente estabelecidos (ENOKA, 2000). Do ponto de vista esportivo, a fadiga pode ser denominada como a incapacidade de manutenção da força ou potência produzida (RATTEY et al., 2006). Pode ser definida como a falha em qualquer uma das etapas do mecanismo excitação-contração do tecido músculo-esquelético (MACINTOSH; RASSIER, 2002).

A fadiga refere-se à diminuição de força e capacidade de geração de energia durante e após a atividade muscular prolongada ou repetida (PLACE, 2010), prejudicando diretamente o desempenho. Segundo ENOKA (2000), os efeitos da fadiga envolvem processos motores e sensoriais. Diferentes fatores contribuem para a instalação de um processo de fadiga muscular, devendo ser levada em conta a dependência da tarefa. Diferentes variáveis atuam sobre um sistema sobrecarregado incluindo o nível de motivação, a estratégia neural, a intensidade e duração da atividade muscular, a velocidade de contração, e a continuidade de sustentação de uma contração. Os processos fisiológicos podem ser afetados por diferentes fatores: os impulsos eferentes, os músculos e UMs, a propagação do estímulo, o acoplamento excitação-contração, a disponibilidade de substratos metabólicos, o meio intracelular, o sistema contrátil e a irrigação sanguínea para o músculo.

Na prática de esportes de resistência, a origem da fadiga tem sido classificada em central e periférica (ENOKA, 1995; MCINTOSH; RASSIER, 2002). A

primeira pode ser definida como um conjunto de mecanismos que determinam a diminuição da contratilidade muscular independente dos fatores intramusculares e/ou metabólicos. Segundo Ascensão et al. (2003), traduz-se numa falha voluntária ou involuntária na condução do impulso nervoso que provoca um aumento do número de UMs ativadas e uma diminuição da frequência de disparo dos motoneurônios estando relacionada a uma redução na ativação muscular para a mesma carga de trabalho. A fadiga central pode ocorrer em nível supraespinal por meio da inibição aferente proveniente dos fusos neuromusculares, das terminações nervosas, por uma depressão da excitabilidade do motoneurônio e falhas na sinapse (GANDEVIA et al., 1994).

Na fadiga periférica observa-se uma redução da produção de força com aumento concomitante da ativação muscular devido a uma falha ou limitação de um ou mais processos na UM, ou seja, nos neurônios motores, nervos periféricos, nas ligações neuromusculares ou fibras musculares (EDWARDS, 1981).

Os principais aspectos relacionados com a redução na capacidade de produção de força muscular durante a fadiga são: (1) depleção de adenosina trifosfato (ATP), (2) redução na concentração de cálcio no retículo sarcoplasmático, (3) acúmulo de fosfato inorgânico livre no meio intracelular, (4) falha da bomba de cálcio e (5) aumento na concentração de íons hidrogênio na fenda sináptica (GIANNESINI; COZONE; BENDAHAM, 2003; LAMBERT; ST CLAIR GIBSON; NOAKES, 2005; KUMAR, 2006). Este último está relacionado com a redução na velocidade de condução do potencial de ação pela membrana plasmática (VØLLESTAD, 1997), e que será abordado a seguir.

## 1.2 Eletromiografia (EMG)

A EMG pode ser definida como um método de registro dos potenciais elétricos gerados nas fibras musculares durante suas contrações, podendo oferecer informações a respeito do comportamento do sistema muscular e controle motor (MERLETTI, 1997).

Na biomecânica, o registro da atividade eletromiográfica possibilita a investigação de quais músculos são utilizados em uma determinada tarefa, o momento da solicitação do músculo durante a evolução do movimento, a intensidade e duração da solicitação de tal músculo, e também fornece indícios do estresse muscular (HOLLMANN; HETTINGER, 1989). É aplicada também na medicina de reabilitação, ergonomia, medicina esportiva, fisioterapia, neurofisiologia, e cinesiologia (MERLETTI et al., 2009).

O sinal mioelétrico (SEMG) é o registro de potenciais de ação produzidos durante uma contração muscular. Quando a membrana pós-sináptica de uma fibra muscular é despolarizada, ocorre um movimento de íons que gera um campo eletromagnético na redondeza das fibras musculares. O PAUM é a somação temporal e espacial dos potenciais de ação individuais de todas as fibras de uma UM (DIMITRIVA; DIMITROV, 2003).

Qualquer porção de um músculo pode conter fibras pertencentes a 20-50 UMs. Um eletrodo localizado neste campo irá detectar a soma algébrica de vários PAUMs dentro de sua área de captação, ou seja, de diversos PAUMs de cada UM, que apresentam características diferentes entre si. Para manter um músculo contraído, o sistema nervoso envia uma seqüência de estímulos, para que as UMs sejam repetidamente ativadas, resultando em um trem de PAUMs. O sinal EMG será

a resultante da superposição espaço-temporal desses trens, considerando as várias UMs envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular (DE LUCA, 1979).

Ao se captar o sinal de EMG, a amplitude do PAUM depende de muitos fatores que incluem: taxa de disparo da UM, características da membrana da fibra muscular, diâmetro da fibra muscular, distância entre a fibra muscular ativa e o local de detecção, a área de superfície de registro dos eletrodos e a extensão em que os eletrodos estão distribuídos sobre o músculo (ENOKA, 2000).

Além da EMG de superfície depender de propriedades fisiológicas e experimentais, é também influenciada por propriedades não fisiológicas como o tamanho do eletrodo, forma, colocação e as propriedades de filtro dos eletrodos utilizados (MERLETTI et al., 2009).

Uma correta interpretação dos sinais coletados depende das técnicas de processamento do sinal de EMG. Após a captação do sinal, existem duas análises a que esse pode ser submetido: no domínio do tempo e da frequência.

A análise no domínio do tempo do sinal de EMG permite principalmente a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo servir como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas (MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002). Neste tipo de análise pode-se utilizar basicamente o valor *root mean square* ou RMS (raiz quadrada da média ao quadrado), a integral e o valor retificado pela média, que nos fornece parâmetros da amplitude do sinal (DE LUCA, 1997).

A análise no domínio da frequência determina o conteúdo de frequência do SEMG. Um dos índices para caracterizá-lo é a MDF, que divide o espectro de

potência em duas metades com base no conteúdo de energia do sinal (ENOKA, 2000; CORREIA; SANTOS; VELOSO, 1994). Este parâmetro reflete a velocidade de condução da fibra muscular e o recrutamento da UM, decaindo com a fadiga muscular, sendo considerado um índice ou indicativo de fadiga contrátil (DE LUCA, 1997).

### **1.2.1 Eletromiografia e a investigação da fadiga muscular**

A eletromiografia de superfície é um método não invasivo de análise da fadiga muscular, podendo ser utilizada para a análise da amplitude e da frequência do sinal eletromiográfico (SILVA; GONÇALVES, 2003; LUCÍA et al., 1999).

A MDF é o parâmetro mais adequado para detectar a compressão espectral produzida pela fadiga muscular localizada. Quando comparada ao valor médio da frequência, a MDF apresenta-se menos sensível à adição de ruído e levemente mais sensível à compressão espectral. Porém, a frequência média pode normalmente ser estimada com menor erro relativo (CORREIA; SANTOS; VELOSO, 1994).

Vários estudos envolvendo situações de fadiga e testes isométricos têm sido correlacionados com uma diminuição dos valores da MDF, bem como com um aumento do valor RMS, verificados por meio da frequência de amplitude do sinal EMG e aumento do disparo das UMs (HAUSSWIRTH et al., 2000; SODERBERG; KNUTSON, 2000; POTVIN; BENT, 1997).

Nesse sentido, a eletromiografia apresenta-se como um dos poucos métodos de avaliação direta e não invasiva da fadiga muscular (BIJKER et al., 2002), particularmente pela verificação das alterações de amplitude e do espectro de potência da atividade elétrica dos músculos superficiais (VØLLESTAD, 1997). Essas

alterações se caracterizam por um aumento progressivo da amplitude do SEMG e diminuição das freqüências do espectro (CHRISTENSEN et al., 1995; RAVIER et al., 2005).

Existem evidências sobre aumento da amplitude do SEMG em função do tempo quando o músculo é exercitado em uma carga constante até a exaustão, tanto em exercícios isométricos como dinâmicos (POTVIN; BENT, 1997). Contudo, durante contrações dinâmicas, há dúvidas em relação à efetividade da mensuração da fadiga pelos índices eletromiográficos descritos neste trabalho (RMS e MDF) relacionados ao movimento das fibras musculares em relação ao posicionamento dos eletrodos (RAINOLDI ET AL, 2004; MESIN ET AL, 2009).

Durante as contrações dinâmicas a interpretação do SEMG, especialmente para variáveis espectrais de freqüência, pode ser ainda mais complicada por alterações na força ao longo da amplitude de movimento (e conseqüente mudanças no número de UMs ativas, nos tipos de fibras musculares ativas e na taxa de disparo), pelo movimento da junção neuromuscular com relação à posição dos eletrodos, por problemas com a não-estacionaridade do sinal, entre outros. Para contrações isométricas tais fatores influenciam significativamente a MDF. O espectro de freqüência também é relacionado ao comprimento muscular, dado que mudanças em altas freqüências têm sido demonstradas quando o comprimento diminui (LERSSON et al., 1999).

No esporte, a avaliação da fadiga durante as contrações dinâmicas tem sido um desafio, principalmente em relação às mudanças nos parâmetros eletromiográficos. São necessários mais estudos para validar protocolos que possibilitem um diagnóstico mais preciso e que contribuam na prevenção de lesões

por meio da análise deste fenômeno, assim como no acompanhamento de sessões de treinamento ou reabilitação.

A quantidade de pesquisas envolvendo a validação de metodologias biomecânicas como o uso do SEMG em contrações dinâmicas para medição da fadiga neuromuscular é escassa (POTVIN; BENT, 1997) e também controversa (CHRISTENSEN et al., 1995). Ainda assim, existem evidências que demonstram que EMG de superfície possibilita estudar tanto o componente central da fadiga neuromuscular quanto o componente periférico.

Diferentes são os métodos de identificação dos mecanismos de instalação da fadiga neuromuscular, sendo valorizada a utilização de procedimentos não invasivos nos estudos que envolvem seres humanos submetidos ao exercício. Dentre estes, a avaliação da ativação muscular por meio da EMG tem sido realizada (HERZOG et al., 1994; POTVIN; BENT, 1997; KUMAR, 2006). A MDF é um dos índices obtidos a partir desses sinais elétricos de ativação muscular que tem sido utilizado para avaliar a fadiga. Mais especificamente, tem sido demonstrada uma redução da MDF com a fadiga neuromuscular. O mecanismo dessa redução do espectro predominante da frequência do SEMG tem sido associado à diminuição da velocidade de condução do potencial de ação através da membrana celular por fadiga das UMs de maior tamanho.

Paralelo a essa redução na MDF, ocorre um aumento da amplitude do sinal EMG principalmente em contrações submáximas (sustentadas ou intermitentes), o qual tem sido descrito como um indicativo da ativação de novas UMs na tentativa de manutenção da produção de força em função da fadiga de UMs previamente recrutadas (HERZOG et al., 1994). Entretanto, o comportamento desses índices de



avaliação da fadiga parece diferir entre protocolos que utilizam contrações CON x EXC. Parte dessas diferenças pode estar associada ao fato de que protocolos de fadiga EXC parecem gerar lesão muscular, e dependem menos do componente contrátil na geração de força e mais dos componentes passivos ou elásticos do músculo. Já as contrações CON parecem depender mais do componente contrátil durante protocolos de fadiga. Portanto, essas diferenças intrínsecas dos diferentes tipos de contração deverão produzir diferenças na forma como a fadiga neuromuscular se expressa.

Nesse sentido, as evidências na literatura que associam o exercício EXC com a lesão muscular parecem indicar que deveria ocorrer uma queda superior da força quando comparada com a queda de força do exercício CON. Entretanto, caso os efeitos da lesão só se manifestem mais tarde após o exercício, então seria de se esperar uma redução mais acentuada da força em protocolos de fadiga CON.

### **1.3 EXERCÍCIO EXCÊNTRICO E LESÃO MUSCULAR**

A microlesão muscular em humanos é freqüentemente induzida pelo exercício excêntrico. Esta microlesão é comumente encontrada em indivíduos que praticam atividade física (CHEUNG et al. 2003). Em sportistas profissionais, as lesões musculares, principalmente distensões, estão associadas às contrações EXC. Em jogadores de futebol há uma grande taxa de lesões na musculatura isquiotibial no momento das contrações EXC durante a realização da corrida e do chute (BROCKETT; MORGAN; PROSKE, 2004).

A prática de exercícios EXC deve ser enfatizada na preparação física com o intuito de prevenção dessas lesões (BROCKETT; MORGAN; PROSKE, 2004). No

caso de ocorrência da lesão muscular ou músculo-tendínea, este modelo de exercício também é utilizado nos protocolos de reabilitação (ALBERT, 2002; FAHLSTRÖM et al., 2003).

Durante a contração EXC, a resistência a vencer é superior à força desenvolvida pelo músculo ou grupos musculares (BROOKS et al., 1999). Alguns autores (ARMSTRONG, 1984; STAUBER, 1989) referem que, comparativamente ao exercício concêntrico, as contrações EXC estão associadas à diminuição do consumo de oxigênio, menos ativação de UMs e menor produção de lactato para a mesma intensidade. Adicionalmente, estão bem documentados os efeitos lesivos que se verificam no músculo esquelético após a prática de exercícios com elevada predominância de contrações EXC (ARMSTRONG, 1984; BAILEY et al., 2007; CLARKSON, SAYERS, 1999; DI MEO; VENDITTI, 2001). É relatado que uma única série de alta intensidade de exercício EXC pode produzir danos ao tecido muscular (CHEN, 2003).

No exercício EXC comparado ao CON encontramos algumas diferenças, enquanto contrações CON iniciam movimentos, contrações EXC retardam ou freiam movimentos. Uma característica única do exercício excêntrico é que indivíduos destreinados tornam-se rígidos e doloridos dias após ter realizado exercícios com componentes EXC devido aos danos às fibras musculares (PROSKE; MORGAN 2001).

De fato, a realização de exercícios EXC pouco habituais resulta freqüentemente em lesão muscular (CLARKSON; HUBBALL, 2002; LEE; CLARKSON, 2003; PEAKE; NOSAKA; SUZUKI, 2005; WALSH et al., 2001) estando associado à sensação de desconforto muscular, perda de força máxima, aumento da concentração plasmática de enzimas intramusculares (CHEN, 2003; MCHUGH et al.,

1999), *swelling* mitocondrial e aumento da pressão intramuscular (FRIDEM; SJOSTROM; AKBLOM, 1983) e deficiência na ressíntese de glicogênio muscular (O'REILLY et al., 1987). Estes fenômenos ocorrem em um número reduzido de fibras musculares, e o nível da agressão depende da intensidade e duração do exercício realizado e do nível de treinamento do sujeito (DIMEO; VENDETTI, 2001; CLARKSON; HUBAL, 2002). A presença deste quadro fisiológico se manifesta de forma exacerbada cerca de 24 a 48 horas após a realização do exercício (CLARKSON; HUBAL, 2002).

No que diz respeito à etiologia, este mecanismo de lesão induzido pelo exercício EXC é apontado por diversos autores como estando associado a fatores de origem mecânica e metabólica, provenientes ao uso muscular exaustivo e pouco habitual (DUARTE et al., 1999). A hipótese mecânica está associada ao *stress* contráctil e ao estiramento. Durante a realização de contrações EXC, o número de UMs recrutadas é menor comparativamente com as contrações CON (TEE; BOSCH; LAMBERT, 2007). Além disso, também é sugerido que durante este tipo de contrações, o número de pontes cruzadas diminui à medida que o estiramento aumenta levando a um aumento de força realizado por ponte cruzada e predispondo a fibra à lesão. Com o resultado deste *stress* mecânico verifica-se a desorganização dos sarcômeros, lesão das membranas musculares, perda da permeabilidade seletiva aos íons cálcio e, conseqüentemente a alteração do acoplamento excitação- contração (ARMSTRONG; WARREN; WARREN, 1991; PROSKE; ALLEN, 2005).

Estas mudanças estruturais desorganizam o material miofibrilar e as estruturas elásticas, principalmente na linha Z do sarcômero após contrações EXC, levando a desorganização e/ou desaparecimento da linha Z na banda A subjacente, que permanecem durante alguns dias e talvez até semanas após o exercício EXC,

dependendo da intensidade do mesmo. Além disso, alterações no citoesqueleto também são reportadas, levando a menor interação dos filamentos grossos e finos, reduzindo a conexão de pontes cruzadas, alterando o comprimento ótimo de produção de força pelo sarcômero.

Estes danos musculares afetam a membrana celular, causando extravasamento de proteínas da fibra muscular-esquelética (MAIR et al. 1992). Várias proteínas são encontradas em concentrações elevadas após protocolos lesivos induzidos por exercício, como a proteína citoplasmática creatina-cinase (CK), a proteína miosina de cadeia pesada, a mioglobina e mais recentemente a proteína reguladora do filamento fino, troponina-esquelética. Esses níveis aumentados de proteínas musculares têm sido utilizados como indicadores indiretos de microlesão muscular (MAIR et al. 1992).

Igualmente, exercícios excêntricos provocam alterações na formação de espécies reativas de oxigênio e alterações na atividade de agentes antioxidantes. Alterações aumentadas nas concentrações de estresse oxidativo induzem a danos nas biomoléculas, envolvendo proteínas, DNA e lipídios (DUGAN e CHOI, 1999). Conjuntamente, há o incremento das espécies reativas do oxigênio, as quais são responsáveis pela toxicidade do O<sub>2</sub>. Estes mecanismos levam ao desequilíbrio entre a produção de radicais livres e os mecanismos antioxidativos (catalase) e a glutationala peroxidase, superóxido-dismutase, glutationala, ácido ascórbico, vitamina E e flavonóides, que, por sua vez, podem reduzir durante a prática de exercícios (YU, 1994; FINKEL e HOLBROOK, 2000).

Como consequência final, esses eventos levam à lesão das membranas, incluindo as do retículo sarcoplasmático, túbulos transversais e sarcolema, provocando a entrada descontrolada de cálcio no sarcoplasma e o consequente

desenvolvimento de uma seqüência de eventos fisiológicos, entre os quais, os fenômenos de proteólise e de reparação celular (YEUNG et al., 2002).

Mudanças na capacidade de produção de torque do sistema músculo-esquelético estão relacionadas aos processos morfofisiológicos e neurais. Estas alterações na produção de torque após o exercício EXC ocorrem tanto durante a realização de contrações isométricas (SERRÃO et al., 2003; MURPHY et al., 2007), quanto em contrações concêntricas e excêntricas (GRABINER e OWINGS, 1999).

A redução da atividade elétrica muscular também é reportada após a realização de protocolos de exercícios EXC (PRASARTWUTH; TAYLOR; GANDEVIA, 2005; HEDAYATPOUR et al. 2009). Estas alterações estão relacionadas aos processos de lesão muscular e conseqüentemente a instauração dos processos de fadiga neuromuscular (SERRÃO et al. 2003), logo após protocolos de exercícios excêntricos máximos. Todavia, há um retorno a níveis iniciais de ativação 36 horas após a realização de exercícios EXC (SAYERS et al. 2003).

Apesar de todos esses efeitos do exercício EXC sobre a musculatura, a temporalidade desses efeitos pode interferir diretamente na sua relação com a geração da fadiga neuromuscular. Em outras palavras, caso esses efeitos lesivos sobre a musculatura não se manifestem durante o protocolo de fadiga, então seria de se esperar que protocolos CON, e que dependem quase que exclusivamente do componente contrátil na geração de força, produzissem efeitos mais pronunciados sobre a fadiga. Uma das formas de se avaliar os efeitos diferenciados entre protocolos CON x EXC de fadiga a partir da ENM.

#### **1.4 EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR (ENM)**

A eficiência neuromuscular (ENM) está relacionada à ativação muscular e a produção de força. É considerado mais eficiente o indivíduo que apresentar uma ativação menor para uma dada produção de força (DESCHENES et al.; 2002). No caso de um protocolo de fadiga, a eficiência neuromuscular diminui, pois é necessária uma ativação maior das UMs para produzir a mesma quantidade de força (ou para manter a força inicial do protocolo de fadiga).

Para medir a eficiência neuromuscular geralmente se utiliza um índice de ativação do músculo que é dividido pelo valor de força ou torque gerado por essa musculatura. Um dos principais índices utilizados nessa razão é o valor RMS, de modo que o índice de avaliação da ENM é calculado como:  $ENM = RMS/torque$  (e.g. VAZ et al., 1996).

No caso específico do presente estudo, espera-se que os dois protocolos de fadiga (CON x EXC) apresentem uma queda na capacidade de produção de força. Entretanto, espera-se que ocorra uma queda mais acentuada da força do protocolo CON (que depende mais do componente contrátil) quando comparado ao protocolo EXC (que depende mais do componente não-contrátil), de modo que a ENM será maior no protocolo EXC do que no CON. Mais especificamente, espera-se que as razões RMS/torque sejam menores no protocolo EXC comparadas às razões do protocolo CON.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

O presente estudo teve como objetivo comparar os componentes neural e periférico da fadiga (através da avaliação dos índices torque, RMS e MDF) da musculatura extensora e flexora do joelho entre um grupo de jogadores de futebol que realizou um protocolo de fadiga isocinético concêntrico e outro grupo de jogadores de futebol que realizou um protocolo de fadiga isocinético excêntrico.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Foram objetivos específicos deste estudo:

(1) comparar a MDF das musculaturas EXT e FLX do joelho ao longo do protocolo de fadiga entre o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético CON e o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético EXC.

(2) comparar os valores RMS das musculaturas EXT e FLX do joelho ao longo do protocolo de fadiga entre o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético CON e o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético EXC.

(3) comparar o pico de torque máximo das musculaturas EXT e FLX do joelho ao longo do protocolo de fadiga entre o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético CON e o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético EXC.

(4) comparar o índice de ENM da musculatura EXT do joelho ao longo do protocolo de fadiga entre o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético CON e o grupo que realizou o protocolo de fadiga isocinético EXC.

## HIPÓTESES

**Hipótese 1:** Espera-se que os valores da MDF dos músculos FLXs e EXTs do joelho diminuam significativamente ao longo dos protocolos isocinéticos CON e EXC, e que o grupo CON apresente menores valores (maior redução) que o grupo EXC, tendo em vista que contrações CON fazem uso mais elevado do sistema contrátil que contrações EXC.

**Hipótese 2:** Espera-se que o valor RMS dos músculos FLXs e EXTs do joelho diminua significativamente ao longo dos protocolos isocinéticos CON e EXC, e que o grupo CON apresente maior redução que o grupo EXC pelos mesmos motivos que os da Hipótese 1.

**Hipótese 3:** Espera-se que o valor do pico de torque dos músculos FLXs e EXTs do joelho diminua significativamente ao longo dos protocolos isocinéticos CON e EXC, e que o grupo CON apresente menores valores que o grupo EXC ao final do protocolo devido à fadiga dos elementos contráteis.

**Hipótese 4:** Espera-se encontrar menor índice de eficiência muscular (um aumento na razão RMS/torque) no grupo CON em relação ao EXC, tendo em vista a maior redução na ativação muscular e maior queda da força decorrente da fadiga dos elementos contráteis.



## **4 METODOLOGIA**

Todos os procedimentos do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (parecer número 2007708) e pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Centro Universitário Metodista – IPA (parecer 37/2010).

### **4.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA**

Esta pesquisa caracterizou-se como um estudo transversal, quantitativo, no modelo descritivo.

### **4.2 AMOSTRA**

A amostra foi composta por 21 indivíduos do sexo masculino, saudáveis, sendo atletas de futebol que estavam efetivamente treinando em suas equipes. Posteriormente, no momento da coleta, os indivíduos foram separados em dois grupos, (1) protocolo de fadiga concêntrico e (2) protocolo de fadiga excêntrico. A classificação se deu de forma randomizada, sendo os sujeitos de número ímpar classificados para o grupo concêntrico (10 sujeitos) e os pares para o grupo excêntrico (11 sujeitos).

Foram excluídos do estudo os sujeitos que possuíam história prévia de cirurgia na articulação do joelho e/ou que apresentassem lesão na musculatura da coxa nos últimos 6 meses. Também foram excluídos indivíduos que apresentassem

dor antes e durante as execuções dos testes e que não apresentassem amplitude de movimento total da articulação do joelho.

Além disso, para participar do estudo os indivíduos não poderiam apresentar alterações neurológicas, metabólicas e cardiológicas ou qualquer alteração que impossibilitasse a execução de testes de contração voluntária máxima (ACSM, 2006).

O processo de seleção de amostra foi não probabilística (intencional), e ocorreu nas categorias júnior e juvenil profissional do Esporte Clube Internacional.

Após o recrutamento dos indivíduos nos respectivos locais de treino, as avaliações e os dados foram coletados no Setor de Plasticidade Neuromuscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Antes da realização das avaliações, foram fornecidas aos indivíduos informações detalhadas sobre os procedimentos que seriam efetuados. Todos os participantes da amostra assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declarando-se de acordo com sua participação voluntária na pesquisa (APÊNDICE A). Após, todos os sujeitos preencheram uma ficha com seus dados de identificação (APÊNDICE B).

## **4.3 AQUISIÇÃO DE DADOS**

### **4.3.1 Medidas Antropométricas**

A massa corporal (em Kg) dos indivíduos (portanto, roupas leves e descalços) foi mensurada através de uma balança, marca FILIZOLA, com precisão de 0,1Kg, carga máxima 150 kg; enquanto um altímetro acoplado à mesma foi utilizado para medir a estatura dos indivíduos de ambos os grupos.

### **4.3.2 Medidas do perímetro da coxa**

A perimetria da coxa foi realizada em ambos os membros inferiores por meio de uma fita métrica. Os indivíduos foram posicionados em decúbito dorsal em uma maca, após o que foram tomados cinco perímetros a partir do bordo superior da patela, com incrementos de cinco centímetros entre as medidas (MAYOVITZ et al., 2007).

### **4.3.3 Medida da amplitude de movimento articular**

As amplitudes de movimento articular de ambos os joelhos foram obtidas a partir do uso de um goniômetro universal plástico. Foram coletados os dados dos movimentos de flexão e extensão do joelho no plano sagital. O indivíduo era posicionado em decúbito dorsal, movimentando o quadril até flexão de 90°, após lhe era solicitado que efetuasse uma extensão completa do joelho com o retorno correspondente até a posição inicial de flexão. A haste fixa do fêmur foi posicionada na lateral da coxa na direção aproximada do fêmur, enquanto a móvel que

acompanhava o movimento da perna estava posicionada na direção aproximada da tíbia, estando o eixo do aparelho posicionado aproximadamente no eixo da articulação para ambas as medidas (MARQUES, 2003) (figura 1). Todas as medidas de amplitude de movimento foram realizadas pela mesma pessoa.



Figura 1. Medida da amplitude de movimento articular do movimento de extensão do joelho.

#### **4.3.4 Medidas de torque**

Um dinamômetro isocinético BIODEX, modelo System 3 (Biodex Medical System, Shirley, NY-USA) foi utilizado para a obtenção de dados referentes ao torque produzido durante contrações voluntárias máximas isocinéticas concêntricas e excêntricas (protocolos de fadiga)

Cada indivíduo foi posicionado sentado na cadeira do dinamômetro isocinético e mantido fixo à mesma com faixas junto ao tronco, pelve e coxa, a fim

de manter a estabilidade corporal durante o esforço máximo. Os ângulos de posicionamento do quadril e do joelho foram mantidos em aproximadamente 90° de flexão (0° correspondia à extensão completa). O segmento a ser testado (membro dominante) foi fixado por meio de faixa de velcro, a fim de manter a estabilidade do movimento. Ao posicionar o indivíduo na cadeira do dinamômetro isocinético, o eixo aparente da articulação do joelho foi alinhado com o eixo de rotação do braço mecânico do dinamômetro (figura 2).



Figura 2. Posicionamento do indivíduo no dinamômetro isocinético.

#### 4.3.5 Eletromiografia

Um sistema de EMG AMT-8 (Bortec Biomedical Ltd., Calgary-Canadá) de oito canais foi utilizado para a aquisição dos SEMG. Pares de eletrodos de superfícies passivos da marca Kendall (MEDITRACE- 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2cm) em configuração bipolar (distância inter-eletrodos de aproximadamente de 2,0cm) foram utilizados para avaliação da atividade elétrica dos músculos EXT do joelho, durante as contrações realizadas no protocolo isométrico. Os eletrodos foram posicionados distalmente ao ponto motor dos músculos vasto lateral (VL), reto femoral (RF), vasto medial (VM) e bíceps femoral (BF) alinhados longitudinalmente na direção aproximada das fibras musculares. Um eletrodo de referência (ER) foi colocado na superfície da pele que recobria a face anterior da tíbia (figuras 3 e 4).

Previamente à colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem pêlos com lâmina descartável e pela limpeza de pele (através de esfregamento com algodão embebido de álcool), a fim de remover células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos (SODERBERG E KNUTSON, 2000). A seguir, os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele (NIGG E HERZOG, 2002). Todos os procedimentos para preparação da pele e posicionamento dos eletrodos estavam de acordo com os padrões da Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia (MERLETTI, 1997; HERMES, 2007).

Os SEMG foram digitalizados com uma frequência de 2000 Hz por canal por meio de uma placa analógico-digital DI 720 com 16 bits de resolução (Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio-USA) foi utilizado para a aquisição de dados, e os

sinais foram armazenados em um computador pessoal com processador Celeron® M, com 1,40GHz, 736 MB de memória RAM e 32 MB de memória para placa de vídeo, 40GB de espaço em disco rígido para posterior análise.

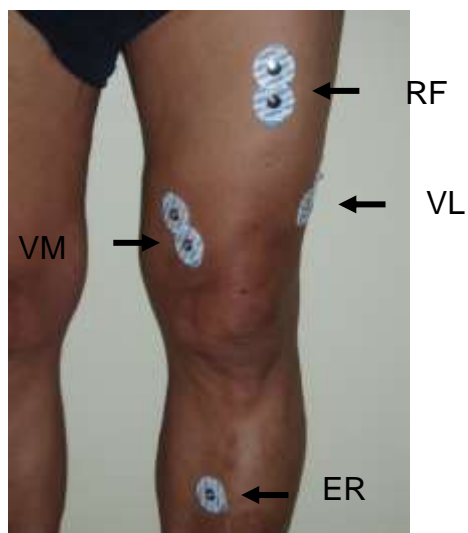


Figura 3. Posicionamento dos eletrodos para EMG nos músculos. De cima para baixo = reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e eletrodo de referência (ER).



Figura 4. Posicionamento dos eletrodos para EMG no músculo bíceps femoral (BF).

#### **4.4 Protocolo de avaliação**

Ao chegar ao laboratório, previamente à realização dos testes, os indivíduos foram instruídos sobre o protocolo de testes e funcionamento dos equipamentos utilizados para a coleta de dados. Em seguida, foi entregue o Termo de Consentimento no qual constavam informações sobre a pesquisa, e seu consentimento para participar como sujeito do experimento (APENDICE A).

Ainda antes do início dos testes foi preenchida uma ficha de anamnese para o registro de dados pessoais. Em seguida, foram avaliadas a massa corporal (Kg) e a estatura (cm), os perímetros da coxa (cm) e a amplitude de movimento (graus) da articulação do joelho (conforme descrito no item 4.3).

Após o preenchimento dos questionários e as mensurações antropométricas, as etapas seguintes, foram realizadas como descrito a seguir.

##### **4.4.1 Preparação**

Os indivíduos foram preparados para a avaliação, por meio de raspagem dos pêlos com uma lâmina descartável e de limpeza e abrasamento da pele, utilizando-se de um algodão embebido com álcool, nos locais sobre os quais foram colocados os eletrodos de EMG.

##### **4.4.2 Posicionamento e familiarização**

Após a preparação, o indivíduo foi posicionado sentado na cadeira do dinamômetro, conforme descrito no item 4.3.5. Ao término do posicionamento do



sujeito no dinamômetro, o mesmo realizou uma sessão de aquecimento e familiarização, que consistiu de duas séries de 10 repetições de FLX e EXT do joelho, sendo uma série na velocidade de 240°/s seguida de uma série na velocidade de 120°/s. Após foram realizadas 2 séries de 3 repetições de FLX e EXT excêntricas do joelho na velocidade de 90°/s. Entre cada série foi observado um intervalo de 1 minuto.

#### **4.4.3 Protocolo isocinético concêntrico e excêntrico**

O protocolo isocinético EXC utilizado neste estudo já foi utilizado como um modelo de lesão muscular induzida por exercício (BYRN; ESTON; EDWARDS, 2001). Já o protocolo isocinético CON foi semelhante ao EXC em termos de número de séries, repetições por série, velocidade angular e nível de esforço voluntário.

O protocolo isocinético EXC ou CON foi eleito de forma randomizada, após foi detalhadamente explicado ao sujeito antes do seu início. Foram realizadas dez séries com dez repetições à 90°/s em cada uma das séries. Entre cada série foi observado um intervalo de 30 segundos para evitar a fadiga total do atleta durante a realização do protocolo, sendo os testes realizados com o membro dominante. O referido protocolo demonstrou-se eficaz para provocar fadiga neuromuscular através das ações EXC e CON, conforme descrito por Byrne et al. (2001).

Todos os indivíduos foram orientados a produzir força máxima em todas as repetições. Durante a realização dos testes os indivíduos receberam encorajamento verbal e *feedback* visual com o objetivo de maximizar o desempenho de produzirem sua força máxima (FITZGERALD et al. 2004; MIZNER et al., 2005).

Os valores de torque e demais dados importantes foram registrados na ficha de avaliação (APÊNDICE C).

#### **4.4.4 Procedimentos após o protocolo de avaliações**

Ao término da realização do protocolo de fadiga, todos os indivíduos receberam alongamento dos grupos musculares EXTs e FLXs do joelho.

Posteriormente, um relatório (APÊNDICE D) foi entregue aos atletas que se submeteram a esta avaliação, e foram orientados a mostrá-lo à equipe responsável pelo seu treinamento físico a fim de fornecer um *feedback* à equipe técnica.

### **4.5 ANÁLISE DOS RESULTADOS**

#### **4.5.1 Pico de torque**

A avaliação dos valores de pico de torque foi realizada por intermédio do dinamômetro isocinético BIODEX, modelo System 3 (Biodex Medical System, Shyrley, NY-USA). O valor de pico de torque foi obtido a partir do torque máximo atingido em cada uma as séries testadas dos músculos EXTs e FLXs do joelho, para cada indivíduo. Foram calculadas a média e desvio padrão da média do pico de torque durante as contrações realizadas durante o protocolo de fadiga.

#### 4.5.2 Eletromiografia (EMG)

Os SEMG foram analisados e processados primeiramente a partir do *software* WINDAQ 2.27 (DATAQ, Inc. Akron, Ohio, Usa), no qual foram efetuados a seleção e o recorte dos SEMG. Posteriormente esses sinais foram processados matematicamente a partir do *software* Matlab® versão 7.0 (The MathWorks Inc. EUA).

Recortes dos SEMG foram obtidos a partir de cada contração voluntária. De cada contração foram extraídos segmentos de 1 segundo de duração (recorte correspondente a 2000 pontos) dos SEMG obtidos durante o platô do sinal de força, eliminando-se, desta maneira, o início e o fim da contração. Os valores RMS e MDF foram utilizados para medir a magnitude e o espectro da frequência do sinal EMG, respectivamente. Estes índices foram utilizados no estudo da ativação muscular (figura 5).

Para o processamento e análise da ativação muscular, os seguintes procedimentos foram realizados: (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) foram removidos os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais, para que o sinal retornasse à sua amplitude original; (c) o sinal foi submetido a um filtro digital passa-banda do tipo *Butterworth*, da ordem de três, com uma frequência de corte inferior de 10 Hz e superior a 500 Hz; (g) foram calculados os valores RMS e MDF, ou seja, índices referentes à amplitude, frequência e à densidade dos sinais EMGs.

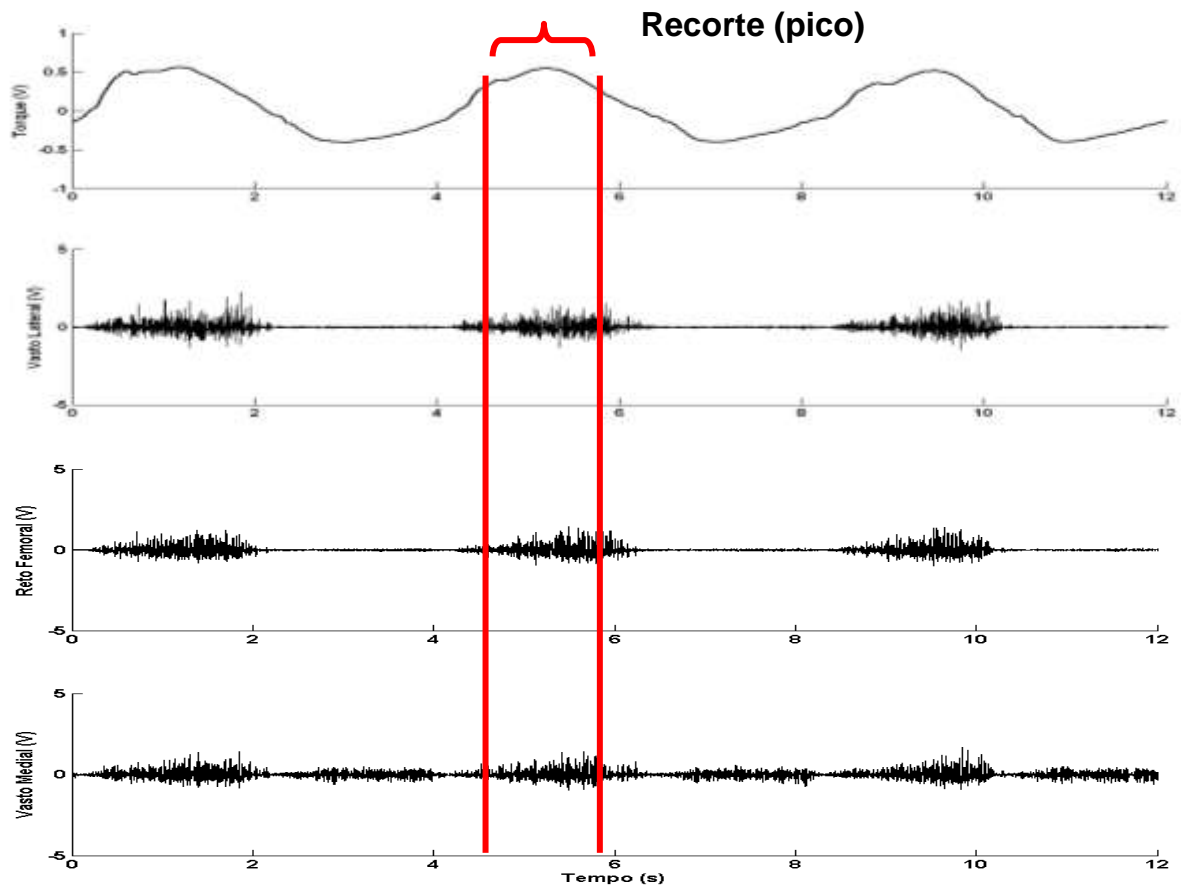


Figura 5. Representação esquemática da forma pela qual o sinal foi coletado e exportado para o programa Matlab® durante o teste isocinético de extensão e flexão do joelho. Através da rotina matemática do programa, a partir do pico de torque extensor foi calculado o valor de torque em 1 seg (recorte) e os valores RMS e MDF correspondente a EMG.

#### 4.5.3 Variação Relativa

A partir dos registros dos dados dos protocolos de fadiga isocinéticos, foram extraídos os picos de torque das musculaturas extensora e flexora dos protocolos concêntrico ou excêntrico de cada uma das dez séries. O cálculo de variação relativa foi realizado segundo os moldes de Longino et al. (2005).

A variação relativa (VR) foi calculada a partir da subtração do maior pico de torque da primeira série do maior pico de torque da última série do protocolo de

fadiga, e dividindo-se esse valor pelo valor do maior pico de torque da primeira série, e finalmente multiplicando-se tudo por 100:

$$VR=(\text{valor inicial máximo} - \text{valor final máximo} / \text{valor inicial máximo}) \times 100.$$

O mesmo cálculo de variação relativa foi adotado para os valores advindos do SEMG (RMS), utilizando-se sempre os valores mais altos da primeira e última série do protocolo de fadiga CON ou EXC de cada sujeito e de cada músculo (VL, RF, VM e BF) avaliado.

#### **4.5.4 Cálculo da diferença da MDF**

A partir do *software* Matlab® versão 7.0 (The MathWorks Inc. EUA), foram calculados os valores da MDF dos músculos extensores da coxa (VL, RF, VM) e do músculo flexor da coxa (BF). O cálculo de diferença da MDF foi realizado a partir da subtração simples do maior valor de MDF da última série pelo maior valor da primeira série do protocolo de fadiga ( $MDF_{CON_{fim}} - MDF_{CON_{ini}}$ ;  $MDF_{EXC_{fim}} - MDF_{EXC_{ini}}$ ) de cada sujeito e de cada músculo (VL, RF, VM e BF) avaliado.

#### **4.5.5 Eficiência Neuromuscular (Razão RMS/Torque)**

A partir dos registros dos dados dos protocolos de fadiga isocinéticos, foram extraídos os picos de torque das musculaturas FLX e EXT dos protocolos CON ou EXC de cada uma das dez séries. Os valores RMS dos músculos EXTs da coxa (VL, RF, VM) foram calculados a partir do *software* Matlab® versão 7.0 (The MathWorks Inc. EUA).

O cálculo da ENM foi realizado segundo os moldes de Vaz e col. (1996); Habes e Grant (1997); Deschenes e col. (2002); Mairé e col. (2008) para calcular a eficiência neuromuscular.

A razão RMS/torque foi calculada para o início e para o final de cada um dos protocolos de fadiga (CON e EXC). O cálculo foi realizado através da média dos valores RMS dos três músculos extensores da coxa (VL, RF, VM) divididos pelo pico de torque. Para o cálculo da razão do início do protocolo foram utilizados os maiores valores de RMS da musculatura EXT da coxa e pico de torque correspondentes à primeira série. Adicionalmente, para o mesmo cálculo no final do protocolo foram utilizados os valores RMS e de torque correspondentes à última série do protocolo isocinético EXC e CON de fadiga.

#### **4.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO**

Inicialmente, utilizou-se uma análise descritiva do perfil da amostra e das variáveis através das medidas de tendência central: média, mediana e moda, e a avaliação das medidas de dispersão: variância e desvio padrão. O Teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para testar a normalidade dos dados, a homogeneidade dos dados independentes foi testada por meio do teste de Levene, e a esfericidade dos dados foi testada por meio do teste de Mauchly.

As medidas antropométricas, perimetria da coxa, índice de massa corporal (IMC) e amplitude articular foram comparadas entre os grupos com um teste *t de student* independente.

O teste *ANOVA para medidas repetidas 2 x 2* (grupo x momento) com um *post-hoc* de *Bonferroni*, foram utilizados para comparar as variáveis MDF, Razão RMS/Torque e torque. Havendo diferenças significativas entre os grupos e entre os momentos, foram utilizados os testes *t de student* para amostras independentes (grupos) e dependentes (momentos).

A comparação entre os grupos da variação relativa das variáveis RMS e Torque (EXT e FLX) foi realizada com um teste *t de student* para amostras independentes. A comparação entre os grupos da diferença entre início e o final do teste da variável MDF foi realizada por meio do teste *t de student* independente.

O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$  para todas as análises e o programa SPSS 18.0 foi utilizado para todas as análises.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Os dados coletados referentes às medidas antropométricas e idade (Tabela 1), perimetria da coxa (Tabela 2), amplitude articular (Tabela 3), foram semelhantes entre os dois grupos (CON e EXC) para todas as variáveis, o que demonstra a homogeneidade entre os dois grupos da amostra.

Tabela 1: Caracterização da amostra a partir dos dados antropométricos e idade da amostra total e por grupo (Média ± DP).

Variáveis	Amostra Total (n=21)	CON (n=10)	EXC (n=11)
Idade	17,9±1,53	18,1±1,91	17,6±0,92
Massa	76,2±8,10	75,5±8,68	77,9±7,14
Estatura	177,6±7,44	177,6±7,43	180,9±8,87
IMC	23,7±0,96	23,8±0,99	23,6±0,96

Grupo Concêntrico (CON) e Excêntrico (EXC) não apresentam diferenças significativas entre si, sendo caracterizada como uma amostra homogênea ( $p>0,05$ ).



Tabela 2: Caracterização da amostra a partir dos dados de perimetria em cm do MI avaliado do grupo concêntrico e excêntrico (Média ± DP).

	Grupo CON	Grupo EXC
borda superior patelar	38,8 ± 1,99	38,7 ± 1,26
5cm	42,2 ± 3,21	41,9 ± 1,03
10cm	47,4 ± 2,55	47,5 ± 1,80
15cm	52,1 ± 2,14	52,2 ± 1,78
20cm	55,8 ± 1,92	55,5 ± 1,67

Grupo Concêntrico e Excêntrico não apresentam diferenças significativas entre si, sendo caracterizada como uma amostra homogênea ( $p>0,05$ ).

Tabela 3: Caracterização da amostra a partir dos dados de amplitude articular de movimento do joelho em graus do membro inferior (MI) avaliado do grupo concêntrico e do grupo excêntrico, Média ± DP.

	Grupo CON	Grupo EXC
ADM	130,7 ± 6,81	127,2 ± 6,73

Grupo Concêntrico e Excêntrico não apresentam diferenças significativas entre si, sendo caracterizada como uma amostra homogênea ( $p>0,05$ ).

## 5.2 FREQUÊNCIA MEDIANA (MDF)

Na comparação dos valores de MDF dos grupos CON e EXC entre o momento inicial e final (1ª e 10ª séries) do protocolo de fadiga para os músculos VL, RF, VM e BF não foi encontrada diferença significativa ( $p > 0,05$ ) somente para o músculo VM. Houve diminuição na comparação dos momentos (início e final do protocolo de fadiga) para o músculo RF ( $p = 0,005$ ) e para o músculo VL ( $p = 0,006$ ) do protocolo CON (Figura 6). No grupo EXC não houve diferença entre os momentos (início e final do protocolo de fadiga) ( $p > 0,05$ ; Figura 7).

No músculo BF foi encontrada diferença significativa entre os grupos CON ( $109,9 \pm 17$ ) e EXC ( $127 \pm 19$ ) no início ( $p = 0,039$ ), e CON ( $91 \pm 9$ ) e EXC ( $119 \pm 16$ ) no final ( $p < 0,001$ ) do protocolo (Figura 8).

Foi encontrada diferença significativa para o músculo VL apenas na comparação entre o CON ( $129 \pm 18$ ) e EXC ( $153 \pm 15$ ) no final ( $p = 0,005$ ) dos protocolos CON e EXC (Figura 9).

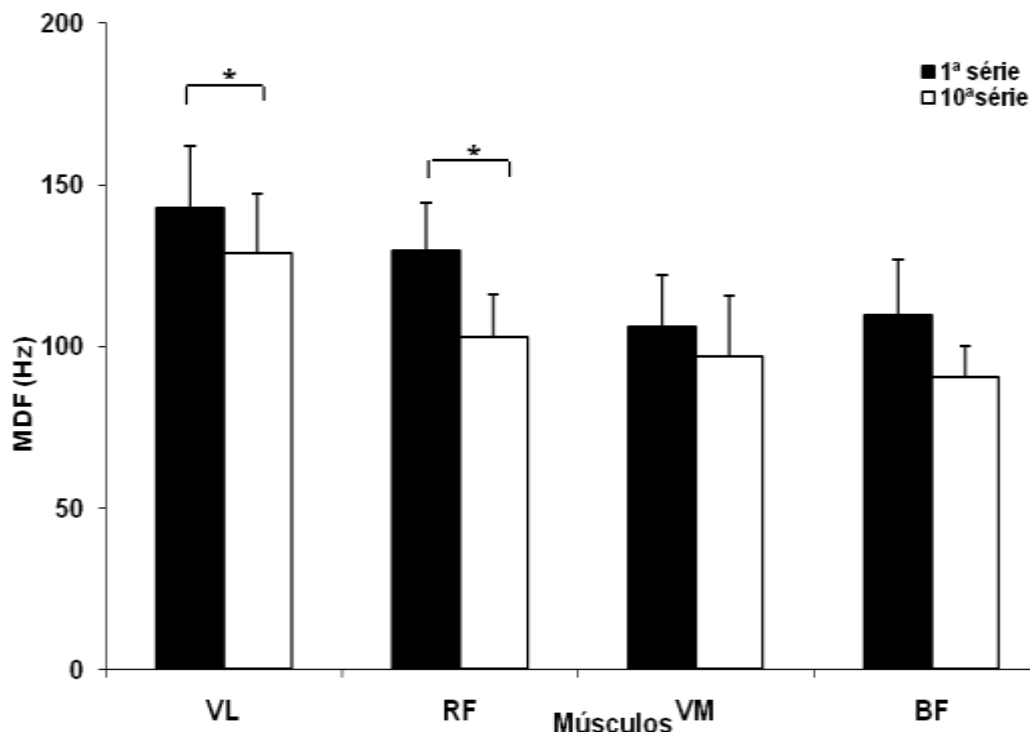


Figura 6. Valores de MDF dos músculos VL, RF, VM e BF para a primeira e última série do protocolo de fadiga CON. Média  $\pm$  DP (\* =  $p < 0,05$  entre séries).

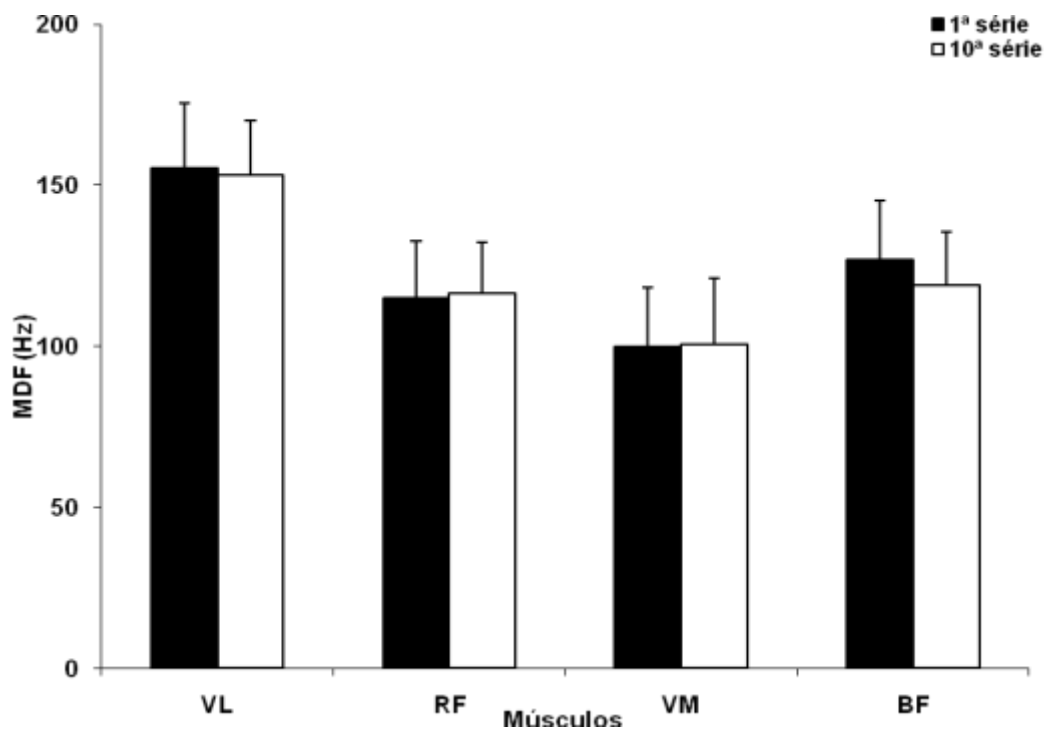


Figura 7. Valores de MDF dos músculos VL, RF, VM e BF para a primeira e última série do protocolo de fadiga EXC. Média  $\pm$  DP.

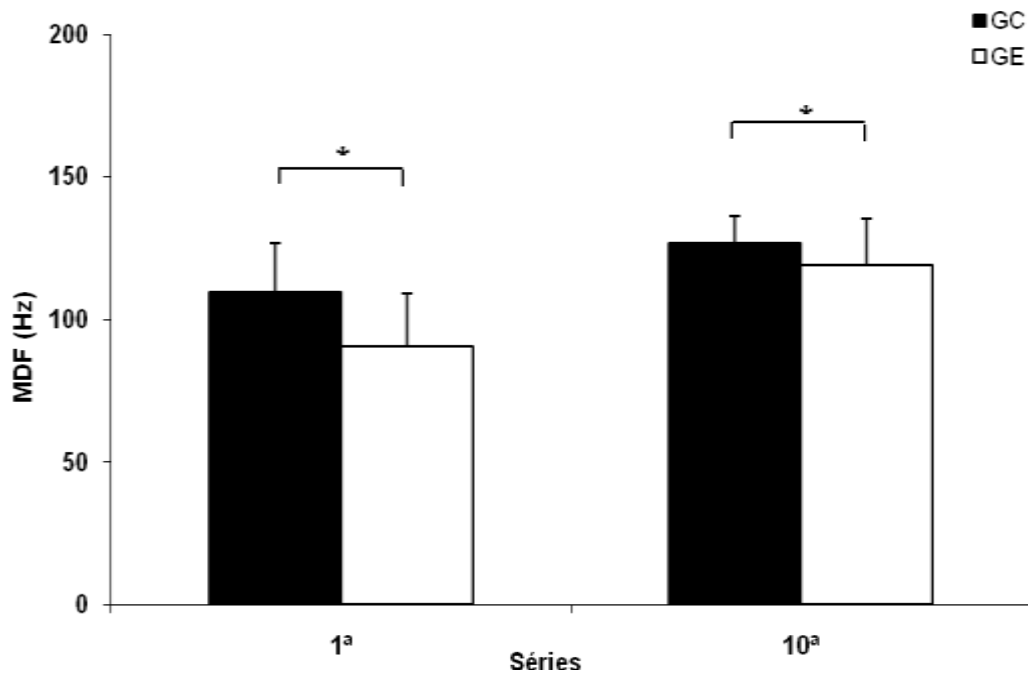


Figura 8. Valores de MDF do músculo BF para a primeira e última série do protocolo de fadiga CON e EXC. Média  $\pm$  DP (\* =  $p < 0,05$  entre grupos).

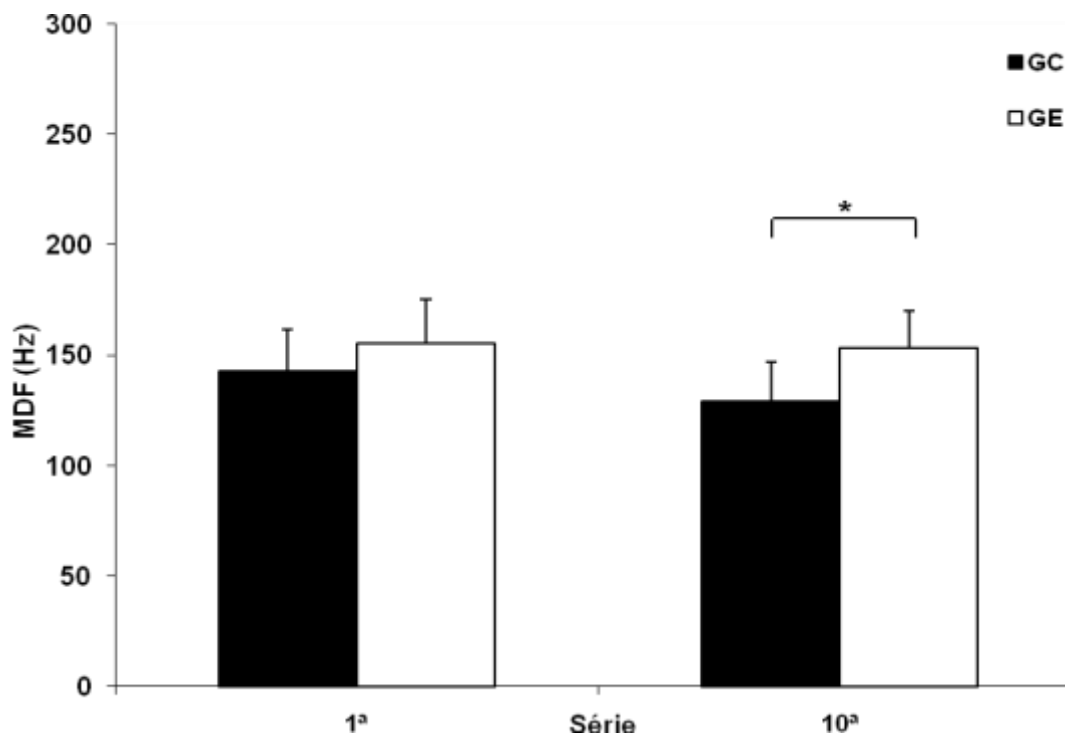


Figura 9. Valores de MDF do músculo VL para a primeira e última série do protocolo de fadiga CON e EXC. Média  $\pm$  DP (\* =  $p < 0,05$  entre grupos na última série).

Na comparação do cálculo da diferença da MDF entre o início e final do protocolo de fadiga, não foi encontrada diferença significativa para os músculos VM e BF nos grupos CON e EXC. Entretanto, houve diferença significativa para os músculos VL e RF (Tabela 4).

Tabela 4: Comparação da diferença entre o início e final do protocolo de fadiga da MDF em Hz, para os grupos concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média  $\pm$  DP.

	Grupo CON	Grupo EXC	P
VL	14 $\pm$ 12	2 $\pm$ 12	*0,039
RF	27 $\pm$ 23	-2 $\pm$ 7	*0,003
VM	9 $\pm$ 13	-1 $\pm$ 13	0,103
BF	19 $\pm$ 16,55	8 $\pm$ 18,78	0,161

### 5.3 VALORES ROOT MEAN SQUARE (RMS)

Na comparação da variação relativa do RMS dos músculos VL, RF, VM e BF entre os grupos CON e EXC não foi encontrada diferença significativa (Tabela 5).

Tabela 5: Comparação da variação relativa dos valores RMS, para os grupos concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média  $\pm$  DP.

	Grupo CON	Grupo EXC	P
VL	1,4 $\pm$ 18,36	-3,7 $\pm$ 18,31	0,524
RF	-7,7 $\pm$ 38,21	2,50 $\pm$ 16	0,423
VM	9,32 $\pm$ 23,4	9,59 $\pm$ 36,44	0,984
BF	14,7 $\pm$ 31,41	39,67 $\pm$ 31,85	0,658

## 5.4 TORQUE

Na comparação dos valores de torque extensor entre os grupos no momento inicial (1ª série) CON ( $249,2 \pm 49,82$ ) e EXC ( $353,2 \pm 47,69$ ) e no momento final (10ª série) CON ( $159,2 \pm 31,77$ ) e EXC ( $349,1 \pm 31,98$ ) do protocolo, foi encontrada diferença significativa no comportamento entre os diferentes grupos ( $p < 0,001$ ). Como era esperado, o torque EXC foi superior ao torque CON tanto na primeira quanto na última série. Além disso, ocorreu redução na comparação do torque dos momentos (inicial e final do protocolo de fadiga) para o grupo CON ( $p = 0,001$ ) e para o grupo EXC ( $p = 0,004$ ). (Figura 10).

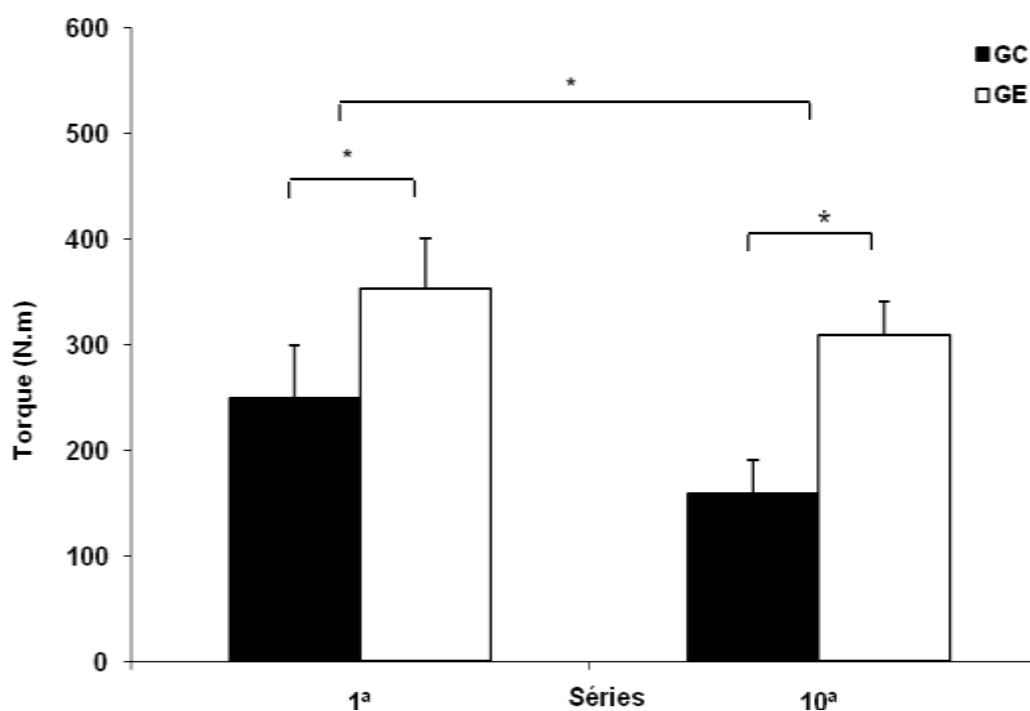


Figura 10: Torque extensor para a primeira e última série do protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média  $\pm$  DP (\*entre grupos e entre séries).

Na comparação dos valores de torque flexor entre os grupos no momento inicial (1ª série) CON ( $141,3 \pm 27,14$ ) e EXC ( $213,2 \pm 33,78$ ) e no momento final (10ª série) CON ( $108,8 \pm 22,82$ ) e EXC ( $171,9 \pm 34,74$ ) do protocolo, foi encontrada diferença significativa no comportamento entre os diferentes grupos ( $p < 0,001$ ). Houve redução na comparação do torque dos momentos (inicial e final do protocolo de fadiga) para o grupo CON ( $p = 0,001$ ) e para o grupo EXC ( $p = 0,004$ ). (Figura 11).

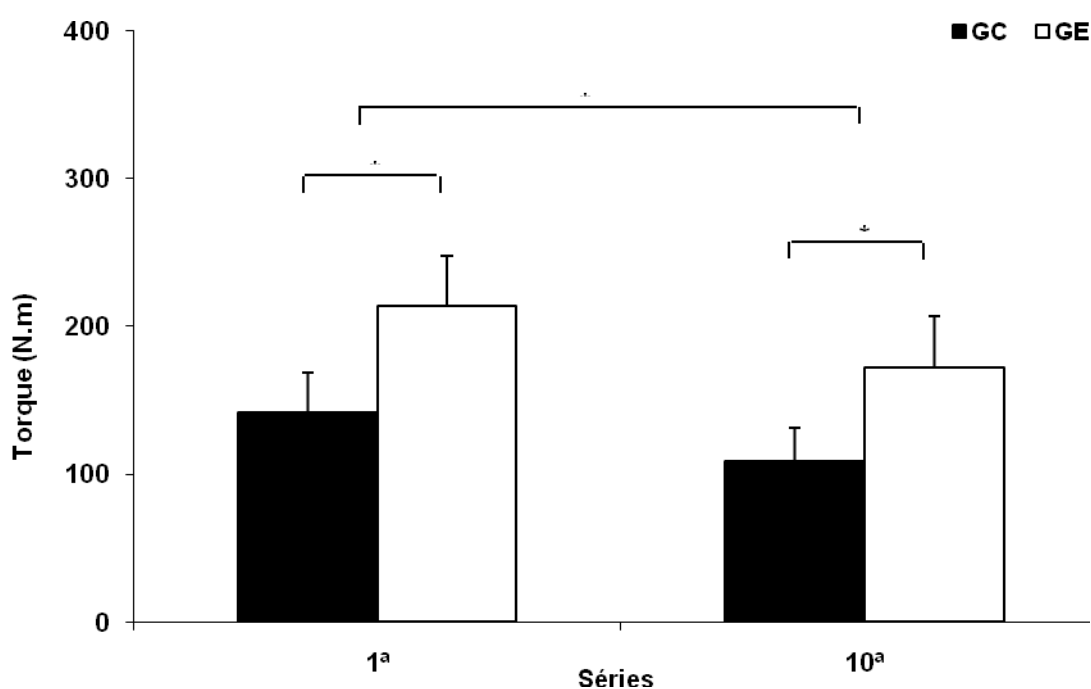


Figura 11: Torque flexor para a primeira e última série do protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média  $\pm$  DP (\*entre grupos e entre séries).

A comparação da variação relativa do torque EXT revelou uma redução mais acentuada no grupo CON ( $33,5 \pm 17,79\%$ ) comparado ao grupo EXC ( $11,5 \pm 11,01\%$ ) ( $p = 0,003$ ; Figura 12). Essa redução do torque foi aproximadamente três vezes maior no grupo CON comparada à redução do grupo EXC.

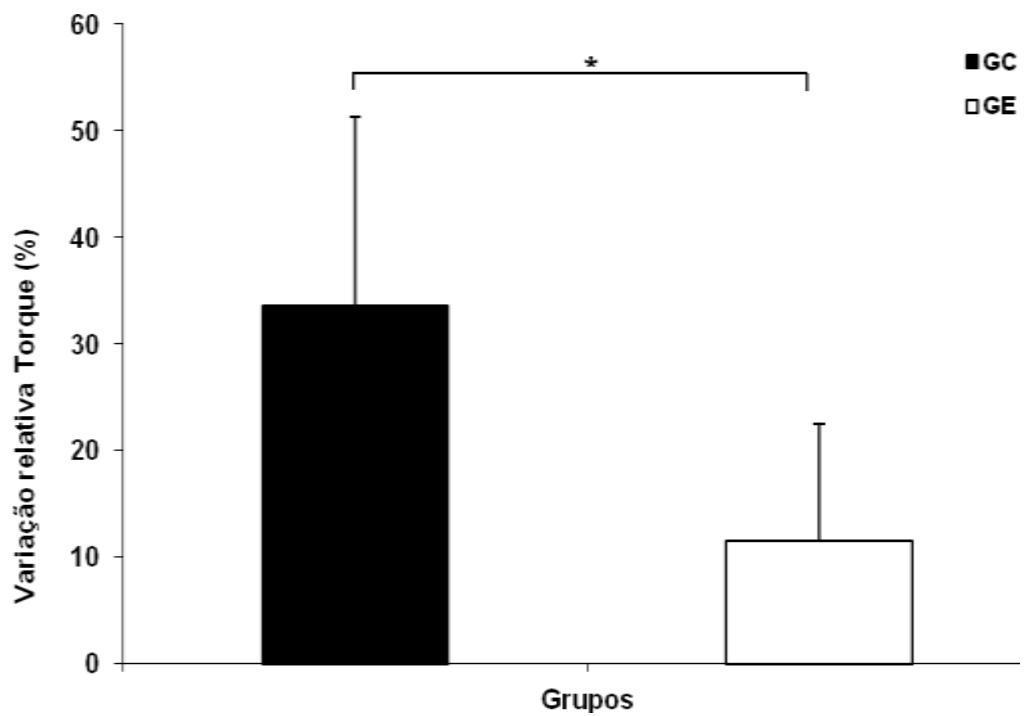


Figura 12. Variação relativa do torque extensor no protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média  $\pm$  DP (\* =  $p < 0,05$  entre grupos).

Na comparação da variação relativa do torque FLX não foi encontrada diferença significativa ( $p = 0,737$ ) entre os grupos CON ( $20,99 \pm 21,43$ ) e EXC ( $17,8 \pm 21,17$ ) (Figura 13).



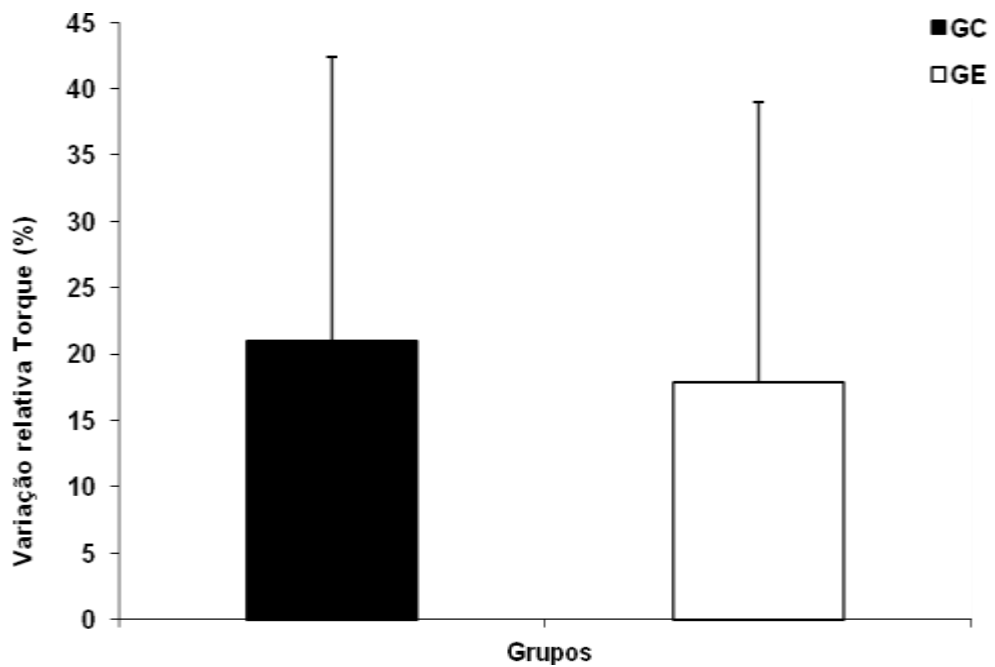


Figura 13. Variação relativa do torque flexor no protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média  $\pm$  DP.

### 5.5 EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR (RMS/Torque)

O comportamento das razões RMS/Torque entre os grupos CON e EXC do momento inicial para o final (1ª e 10ª séries) do protocolo de fadiga foi diferente entre os diferentes grupos ( $p < 0,001$ ). A ENM foi maior no protocolo EXC comparada a do protocolo CON tanto para o momento inicial (EXC =  $0,0011 \pm 0,0003$ ; CON =  $0,0018 \pm 0,0003$ ;  $p < 0,001$ ) quanto para o momento final (EXC =  $0,0011 \pm 0,0003$ ; CON =  $0,0027 \pm 0,0008$ ;  $p < 0,001$ ) do protocolo. Houve diminuição na comparação da ENM dos momentos (inicial e final do protocolo de fadiga) para o grupo CON ( $p = 0,002$ ). Não houve diferença nos momentos (inicial e final) no grupo EXC. (Figura 14).

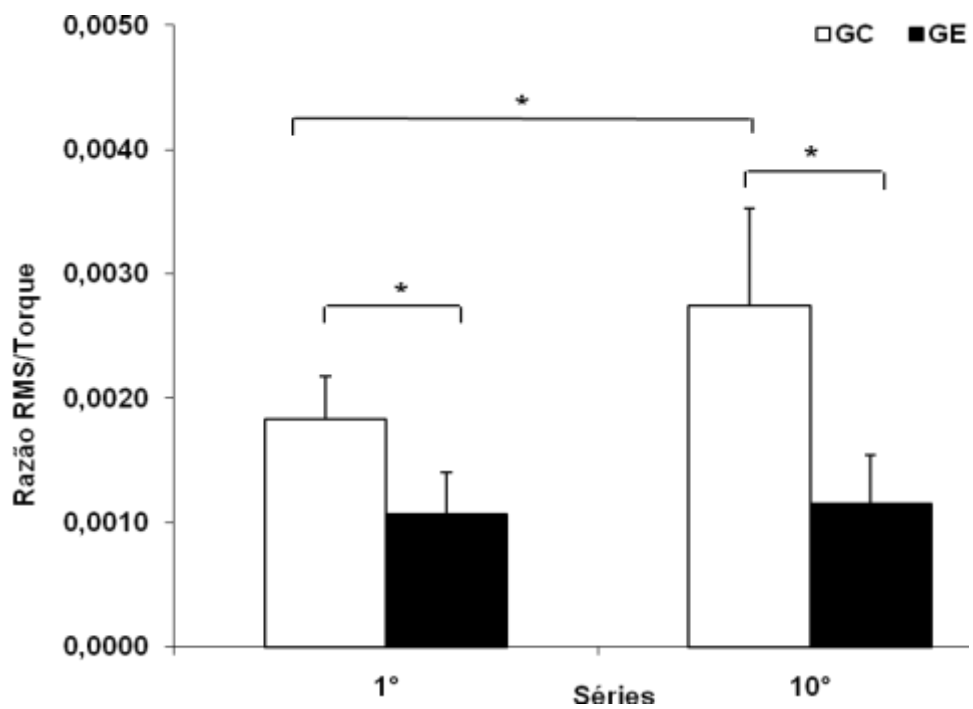


Figura 14. Razões de ativação para a primeira e última série do protocolo de fadiga concêntrico (CON) e excêntrico (EXC). Média  $\pm$  DP (\* =  $p < 0,05$  entre grupos e entre séries no grupo CON).

## **6. DISCUSSÃO**

A fadiga neuromuscular é um processo complexo que limita a performance desportiva. Ela apresenta um componente central (fadiga central) e um componente periférico (fadiga muscular) e vários sítios que podem contribuir para a sua manifestação. Isso é que a torna um processo complexo e difícil de ser compreendido.

Além disso, diferentes tipos de ação muscular (concêntricas e excêntricas) que ocorrem com o objetivo de gerar força durante a prática desportiva apresentam diferentes componentes geradores de força, o que determina diferentes mecanismos geradores de fadiga. O objetivo do presente estudo foi o de testar os efeitos desses diferentes modos de ação muscular durante um protocolo de fadiga com esforço máximo sobre a capacidade de ativação muscular, sobre a capacidade de geração de força e sobre a eficiência neuromuscular dos músculos flexores e extensores do joelho em atletas de futebol. Quatro hipóteses ou idéias foram apresentadas no início desse estudo e serão avaliadas a partir dos resultados obtidos.

### **FREQÜÊNCIA MEDIANA**

Segundo a primeira hipótese, os valores da MDF dos músculos FLXs e EXTs do joelho deveriam diminuir ao longo dos protocolos isocinéticos CON e EXC. Entretanto, devido à contribuição significativa do componente contrátil para geração de força em contrações CON, esperava-se que o grupo CON apresentasse menores valores (maior redução) que o grupo EXC com a fadiga.

Os resultados da figura 6 parcialmente suportam essa hipótese, uma vez que ocorreu uma redução da MDF dos músculos RF e VL da primeira para a última série de contrações do protocolo CON. Além disso, os resultados da figura 7 demonstram que um protocolo de 100 contrações EXC máximas não afeta a MDF de nenhum dos músculos estudados.

Os resultados da figura 8 demonstram que contrações EXC apresentam valores menores para MDF do que contrações CON, tanto no início do protocolo de fadiga quanto no fim do mesmo no caso do músculo BF. Já os resultados da figura 9 demonstram um comportamento do grupo antagonista, uma vez que no VL os valores de MDF aumentaram nas contrações EXC comparados à contração CON ao final do protocolo de fadiga. Isso sugere que diferentes músculos respondem de forma diferente a um protocolo de fadiga.

Os resultados da tabela 4 vão ao encontro dessas idéias, uma vez que a redução na MDF dos músculos RF e VL foi superior no grupo CON comparado ao grupo EXC em que a diferença na MDF do fim para o início do protocolo de fadiga foi praticamente próxima de zero.

De uma maneira geral, os resultados acima demonstram que durante o protocolo CON ocorre uma redução da velocidade de condução dos PAUM em todos os músculos com a fadiga. Entretanto, a comparação entre os grupos nos mesmos períodos do protocolo de fadiga revelam uma redução dessa velocidade nos FLXs do joelho, enquanto nos EXTs parece existir um aumento dessa velocidade após as contrações excêntricas.

Outro aspecto que pode ser responsável por essas diferenças no comportamento dos músculos pode estar relacionado com o recrutamento de novas

UMs no caso de aumento da MDF com a fadiga, enquanto a redução da MDF pode estar relacionada com a redução na frequência de disparo de UMs e no recrutamento com a fadiga. Por ser uma técnica indireta de medição da ativação muscular pelo sistema nervoso, a EMG de superfície não nos possibilita identificar qual desses mecanismos é o verdadeiro responsável pelos resultados observados.

## **VALORES RMS**

De acordo com a segunda hipótese, o valor RMS dos músculos FLXs e EXTs do joelho deveria diminuir ao longo dos protocolos isocinéticos CON e EXC, mas essa redução deveria ser superior no grupo CON comparado ao grupo EXC pelos mesmos motivos explicitados na Hipótese 1 acima. Os resultados da tabela 5 não suportam essa hipótese, uma vez que não houve qualquer alteração nos valores RMS relativos com a fadiga. Em outras palavras, não houve variação significativa do início para o fim do protocolo de fadiga (CON ou EXC) na ativação de nenhum dos músculos estudados, o que sugere que não houve recrutamento de novas UMs do início para o fim do protocolo, ou que ocorreu desrecrutamento de algumas UMs e recrutamento simultâneo de novas UMs, mantendo a variação da magnitude do SEMG constante. Esses resultados divergem de outros estudos que encontraram um menor recrutamento de UMs em contrações EXCs quando comparadas com contrações CONs (TEE; BOSCH; LAMBERT, 2007), o que deveria ter determinado um comportamento distinto em relação ao SEMG ao longo do protocolo de fadiga nos dois grupos. Esses resultados também divergem de outros estudos que encontraram aumento dos valores de SEMG ao final de protocolos de fadiga, na tentativa de manter a força muscular por meio inclusive do aumento do disparo de

taxas motoras (POTVIN; BENT, 1997; HAUSSWIRTH et al., 2000; SODERBERG; KNUTSON, 2000).

## **TORQUE**

Segundo a hipótese 3, o valor do pico de torque dos músculos FLXs e EXTs do joelho diminuiria ao longo dos protocolos isocinéticos CON e EXC, mas essa redução seria superior no grupo CON comparado ao grupo EXC. A redução no torque absoluto apresentada na figura 10 suporta essa hipótese, uma vez que foi observada uma redução do pico de torque com a fadiga nos dois grupos, e essa redução foi muito superior no grupo CON comparado ao grupo EXC. Além disso, os resultados da figura 12 demonstram que uma variação do torque três vezes superior no protocolo CON comparado ao protocolo EXC. Isso também sugere que os elementos contráteis sofrem maior fadiga no protocolo CON comparado do protocolo EXC, e nesse último o processo de fadiga parece ser parcialmente absorvido pelos componentes elásticos dos músculos EXT.

Entretanto, esse raciocínio parece ser verdadeiro apenas para os músculos EXTs do joelho, mas não para os FLXs, uma vez que não houve alteração significativa do torque do início para o fim do protocolo (figura 13). Parte da explicação para esse comportamento diferente entre os dois grupos antagonistas pode estar associada à diferente arquitetura muscular entre os grupos musculares, uma vez que os FLXs do joelho apresentam fibras musculares mais longas quando comparados com os EXTs do joelho onde os músculos apresentam fibras de menor comprimento, mas músculos mais penados e com maior capacidade de produção de força pelo efeito em paralelo (mais unidades contráteis em paralelo

contribuindo para a geração de força). Isso pode significar que músculos com fibras mais curtas parecem sofrer um estresse mecânico mais elevado do que músculos com fibras mais longas.

Outra possibilidade vislumbrada no presente estudo era a de que o exercício EXC provocaria maior dano muscular comparado ao exercício CON, o que deveria ter causado uma redução superior do torque EXC comparado ao CON durante o protocolo de fadiga. Entretanto, o quadro fisiológico de dor muscular tardia provocado pelo exercício EXC se manifesta de forma exacerbada cerca de 24 a 48 horas após a realização do exercício (CLARKSON; HUBAL, 2002), o que significa que, apesar de as microlesões musculares serem superiores no protocolo EXC em relação ao CON, os efeitos dessas microlesões somente afetam a capacidade de produção de força no músculo várias horas após a realização do protocolo de fadiga.

## **EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR**

Segundo a hipótese 4, um menor índice de eficiência muscular (um aumento na razão RMS/torque) deveria ser observado no grupo CON em relação ao EXC, tendo em vista a maior redução na ativação muscular e maior queda da força decorrente da fadiga dos elementos contráteis no grupo CON. Os resultados da figura 14 suportam essa idéia, uma vez que ocorre um aumento das razões RMS/torque no grupo CON do início para o fim do protocolo de fadiga, enquanto no grupo EXC não há alteração dessas razões que permanecem aproximadamente constantes.

Esse aumento das razões RMS/torque dos EXTs do joelho no grupo CON poderia estar associado a três possíveis fenômenos: (1) um aumento dos valores

RMS com a fadiga, (2) uma redução do torque ou (3) uma combinação dos dois fenômenos. Entretanto, os valores apresentados na tabela 5 demonstram que os valores RMS não sofreram alteração com a fadiga em nenhum grupo muscular, enquanto o torque dos EXTs reduziu em ambos os grupos. Isso demonstra que a fadiga do protocolo EXC foi inferior à do protocolo CON, ou seja, que a ENM é mais elevada durante protocolos EXCs de fadiga quando comparados com protocolos CONs.

Esses resultados sugerem que atletas que treinam mais EXC podem apresentar maior ENM durante a performance desportiva, com menor perda na capacidade de produção de força do que atletas que realizam um treinamento predominantemente CON. O fato de os dois grupos de atletas serem homogêneos em todas as variáveis antropométricas e demais variáveis de caracterização da amostra demonstram que as diferenças observadas não tem qualquer relação com possíveis diferenças estruturais nos dois grupos de atletas, mas deve-se fundamentalmente aos diferentes protocolos de fadiga utilizados.



## **7. CONCLUSÕES**

Protocolos de fadiga EXC dos músculos EXTs do joelho apresentam menor redução na capacidade de produção de força, menor redução na MDF e maior ENM comparados a protocolos CON de fadiga. Esses efeitos da fadiga parecem ser músculo dependentes, uma vez que resultados semelhantes não foram observados para os músculos FLXs do joelho. Esses resultados sugerem que o treinamento EXC pode fornecer aos EXTs do joelho uma capacidade aumentada na ENM, o que pode ser vantajoso para a manutenção da performance desportiva.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERT, M. Treinamento excêntrico em esportes e reabilitação. **Manole**, 2002.

AMENTE, W.; VERKERKE, G. J. Exercise and fatigue. **Sports Medicine**. v.39, n.5, p.389-22, 2009.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **ACM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription**. 7 ed. Estados Unidos: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

ARMSTRONG, R.B. Mechanisms of exercise-induced delayed onset muscular soreness: a brief review. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.16, p.529-38. 1984.

ARMSTRONG, R.B.; WARREN, G.L.; WARREN, J.A. Mechanisms of exercise-induced muscle fiber injury. **Sports Medicine**. v.12, n.3, p.184-207, 1991.

ASCENSÃO, A.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA, J.; DUARTE, J.; SOARES, J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v.3, n.1, p.108-23, 2003.

AZEVEDO, F.M.; AMADIO, A. C.; ALVES, N.; NAPOLITANO, R.A.; FILHO, R. F. N. Limiar de fadiga eletromiográfico: uma análise qualitativa a partir de parâmetros de frequência do sinal EMG. In: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Bahia: nov. 2008. p.24-7.

BAILEY, D.M.; ERITH, S.J.; GRIFFIN, P.J.; DOWSON, A.; BREWER, D.S.; GANT, N. Influence of cold-water immersion on indices of muscle damage following prolonged intermittent shuttle running. **Journal of Sports Sciences**. v.25, n.11, p.1163-70, 2007.

BIJKER, K.E.; GROOT, G.; HOLLANDER, A.P. Differences in leg muscle activity during running and cycling in humans. **European Journal of Applied Physiology**. v.87, n.6, p.556–61, 2002.

BROCKETT, C.L.; MORGAN, D.L.; PROSKE, U. Predicting Hamstring Strain Injury in Elite Athletes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 36, n. 3, p. 379–87, 2004.

BYRNE, C.; ESTON, R.G.; EDWARDS, R.H.T. Characteristics of isometric and dynamic strength loss following eccentric exercise-induced muscle damage. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sport**. v. 11, p.134-40, 2001.

CHEN, T.C. Effects of a second bout of maximal eccentric exercise on muscle damage and electromyographic activity. **European Journal of Applied Physiology**. v.89, p.115-21, 2003.

CHEUNG, K.; HUME, P.A.; MAXWELL, L. Delayed onset muscle soreness: Treatment strategies and performance factors. **Sports Medicine**. v.33, n.2, p.145-164. 2003.

CHRISTENSEN, H.; SÆGAARD, K.; JENSEN, B. R.; FINSEN, L.; SJÆGAARD, G. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.5, n.1, p.27-36, 1995.

CLARKSON, P.M.; HUBAL, M.J. Exercise-induced muscle damage in humans. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**. v.81, supl.11 p.52-69, 2002.

CLARKSON, P.M.; SAYERS, S.P. Etiology of exercise-induced muscle damage. **Journal of Applied Physiology**. v.24, n.3, p.234-48, 1999.

CORREIA, P.P.; SANTOS, P.M.H.; VELOSO, A. Electromiografia: Fundamentação fisiológica, métodos de recolha e processamento, aplicações cinesiológicas. Universidade Técnica de Lisboa – Faculdade de Motricidade Humana, 1994.

DELETRAT, A.; GREGORY, J.; COHEN, D. The Use of the Functional H:Q Ratio to Assess Fatigue in Soccer. **International Journal Sports Medicine**. v.31, p.192 – 97, 2010.

DE LUCA, C.J.; Physiology and mathematics of myoelectric signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. New York, v.BME-26, n.6, p.313-25, 1979.

DE LUCA, C.J.; The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. Champaign, v.13, n.2, p.135-63, 1997.

DESCHENES, M.R.; GILES, J.A.; MCCOY, R.W.; VOLEK, J.S.; GOMEZ, A.L.; KRAEMER, W.J. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. **The American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**. v. 282, 2002.

DIMEO, S.; VENDITTI, P. Mitochondria in exercise-induced oxidative stress. **Biological Signals and Receptors**. v.10, p. 125-40, 2001.

DIMITROVA, N.A.; DIMITROV, G.V. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 13, n. 13–36, 2003.

DUARTE, J.A.; MAGALHÃES, J.F.; MONTEIRO, L.; ALMEIDA-DIAS, A.; SOARES, J.M.; APPELL, H.J. Exercise-induced signs of muscle overuse in children. **International Journal Sports Medicine**. v.20, n.2, p.103 – 108, 1999.

DUGAN, L.L.; CHOI, D.W. Hypoxic-ischemic brain injury and oxidative stress. In: Siegel GJ, Agranoff BW, Albers RW, Fischer SK e Uhler MD (Editors), **Basic Neurochemistry**. Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, New York, 1999.

EDWARDS, R.H.T. Human muscle function and fatigue. Londres. Edic. Whelan. In: **Ciba Foundation Symposium** 82, p.1-18, 1981.

ENOKA, R. M. Mechanisms of Muscle Fatigue: Central Factors and Task Dependency. **Journal of Electromyography & Kinesiology**. v.5, n.3, p.141-49, 1995.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2000.

FAHLSTRÖM, M.; et al. Chronic Achilles tendon pain treated with eccentric calf-muscle training. **Knee Surg Sports Traumatol Arthosc**, v.11, p.327-33. 2003

FINKEL, T; HOLBROOK, N.J. Oxidants, oxidative stress and the biology of ageing. **Nature**, v.408, p.239-47. 2000.

FITGERALD, K.; PIVA, S.; IRRGANG, J.; BOUZUBAR, F.; STARZ, T. Quadriceps activation failure as a moderator of relationship between quadriceps strength and physical function in individuals with knee osteoarthritis. **Arthritis & Rheumatism**. Estados Unidos, v.51, p.40-48, fev. 2004.

FREDEN, J.; SJOSTROM, M; EKBLOM, B. Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. **International Journal of Sports Medicine**. v.4, n.3, p. 170–76, 1983.

GANDEVIA, S.C. ALLEN, G.M. MCKENZIE. Central fatigue: Critical issues, quantification and practical applications. In: Gandevia SC, ENOKA RM, Mccomas AJ et al. **Fatigue: Neural and muscular mechanisms**. **Advances in Experimental Medicine and Biology**.v. 384, p.281-94, 1994.

GIANNESINI, B.; COZZONE, P.J; BENDAM, D. Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyography components. **Biochimie**. v.85, p.873-83, 2003.

GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**. São Paulo, v.20, n.5, p.91-93, set. 2006.

GRABINER, M.D; OWINGS, T.M. Effects of eccentrically and concentrically induced unilateral fatigue on the involved and uninvolved limbs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.9, n.3, p.185–89, 1999.

GREIG, M. The Influence of Soccer-Specific Fatigue on Peak Isokinetic Torque Production of the Knee Flexors and Extensors. **The American Journal of Sports Medicine**, vol.36, n.7, p.1403-09, 2008.

GREIG, M.; SIEGLER, J. C. Soccer-Specific Fatigue and Eccentric Hamstrings Muscle Strength. **Journal of Athletic Training**. v.44, n.2, p.180-84, 2009.

HABES, D.J.; GRANT, K.A. An electromyographic study of maximum torques and upper extremity muscle activity in simulated screwdriving tasks. **International Journal of Industrial Ergonomics**. v. 20, p.339-46, 1997.

Hausswirth C, Brisswalter J, Vallier JM, Smith D, Lepers R. Evolution of Electromyographic Signal, Running Economy, and Perceived Exertion During Different Prolonged Exercises. **International Journal of Sports Medicine**. v. 21, p. 429–36, 2000.

HEDAYATPOUR, N.; et al. Motor Unit Conduction Velocity during Sustained Contraction after Eccentric Exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.41, n.10, p.1927-1933. 2009.

HERMES, H. Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles [homepage na internet]. Netherlans: Seniam Project; [acesso em 03 mar 2009]. Disponível em: <http://www.seniam.org>.

HERZOG, W.; TER KEURS, H. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. **European Journal of Physiology**. Canada, v.411, p.642-47, 1988.

HERZOG, W.; ZANG, Y.; VAZ, M.A.; GUIMARÃES, A.C.S.; JANSSEN,C. Assessment of muscular fatigue using vibromyography. *Muscle & Nerve*. v.17, p.1156-61, 1994.

HOLLMANN, W.; HETTINGER, T. **Medicina do esporte**. São Paulo: Manole, 1989.

HAUSSWIRTH, C.; BRISSWALTER, J.; VALLIER, J. M.; SMITH, D.; LEPERS, R. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged exercises. **International Journal of Sports Medicine**. v.21, p.429-36, 2000.

KELLIS, E. The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.9, p.191–99, 1999.

KUMAR,S. Localized muscle fatigue: review of three experiments. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.10, p.9-28, 2006.

LAMBERT, E.V.; ST CLAIR GIBSON, A.; NOAKES, T.D. Complex system model of fatigue: integrative homeostatic control of peripheral physiological systems during exercise in humans. **British Journal of Sports Medicine**. v. 39, p.52-62, 2005.

LEE, J.; CLARKSON, P.M. Plasma creatine kinase activity and glutathione after eccentric exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise** v.35, n.6 p.930-36, 2003.

LONGINO, D.; FRANK, C.; LEONARD, T.R.; VAZ, M.A.; HERZOG, W.. Proposed model of botulinum toxin-induced muscle weakness in the rabbit. **Journal of Orthopaedic Research**. v. 23, p.1411–18, 2005.

LOWERY M, NOLAN P, O'MALEY M. Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.12, p.111-8, 2002

LUCÍA, A.; SÁNCHEZ, O.; CARVAJAL, A.; CHICHARRO, J.L. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. **British Journal of Sports Medicine**. v.33, p.178–85, 1999.

MARQUES, S.; OLIVEIRA, L.; ANDRADE, M.; SILVA, A.; NATOUR, J. Isokinetic evaluation of the knee in patients with rheumatoid arthritis. **Joint Bone Spine**. v. 69, p. 566-73, 2002.

MACINTOSH, B.R.; RASSIER, D.E. What is fatigue?. **Canadian Journal of Applied Physiology**. v.27, p.42-55, 2002.

MAIR, J. F; DIENSTL, F; PUSCHENDORF, B. Cardiac troponin T in the diagnosis of myocardial injury. **Critical Reviews in Clinical Laboratory Sciences**. v.29, p.31-57, 1992.

MAIRET, S.; MAISETTI, O.; ROLLAND, E.; PORTERO, P. Neuromuscular and architectural alterations of the vastus lateralis muscle in elderly patients with unilateral knee osteoarthritis. **Annales de re´adaptation et de me´decine physique**. v. 51, p. 16–23, 2008.

MCHUGH, M.P.; CONNOLLY, D.A.; GLEIM, G.W. Exercise induced muscle damage and potential mechanisms for the repeated bout effect. **Sports of Medicine**. v.27, n.3, p. 157–70, 1999.

MERLETTI, R.; BOTTER, A.; TROIANO, A; MERLO, E.; MINETTO, M.A. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. **Clinical Biomechanics**. v.24, p.122–34, 2009.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**.v. 7, n.4, p.1-2, 1997.

MERLETTI, R. LO CONTE, L.R. Surface EMG Signal Processing During Isometric Contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 7, n. 4, p. 241–50, 1997.

L. Mesin a, R. Merletti a,\* , A. Rainoldi. Surface EMG: The issue of electrode location **Journal of Electromyography and Kinesiology**. 2008.

MIZNER, R.; PETTERSON, S.; STEVENS, J.; AXE, M.; SNYDER-MACKLER, L. Preoperative quadriceps strength predicts functional ability one year after total knee

arthroplasty. **The Journal of Rheumatology**. Estados Unidos, v.32, n.8, p. 1533-39, mar. 2005.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wirw EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. **Clinical Biomechanics**. Amsterdam, v.17, n.8, p. 569-76, 2002

MORITANI T, NAGATA E, MURO M. Electromyographyc manifestation of muscular fatigue.**Journal of Sports Medicine and Physical Fitnes**. v.14, p.98-202, 1982

MURPHY, R.M. et al. Calpain-3 is autolyzed and hence activated in human skeletal muscle 24 h following a single bout of eccentric exercise. **Journal of Applied Physiology**. v.103, n.3, p. 926-31. 2007

NIGG, B.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Toronto: John Wiley & Sons, 2002.

PEAKE, J.; NOSACA, K.; SUZUKI, K.Characterization of inflammatory responses to eccentric exercise in humans. **Exercise Immunology Review**. v.11, p. 64-85. 2005.

PLACE, N.; YAMADA, T.; BRUTON, J.D.; WESTERBLAD, H. Muscle fatigue: from observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. **European Journal of Applied Physiology**. Abril, 2010.

POTVIN, J. R.; BENT, L. R. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.7, n.2, p.131-39, 1997.

PRASARTWUTH, O.; TAYLOR, J.L.; GANDEVIA, S.C. Maximal force, voluntary activation and muscle soreness after eccentric damage to human elbow flexor muscles. **Journal of Physiology**. n.567, p.337-48, 2005.

PROSKE, U.; MORGAN, D.L.; Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. **Journal of Physiology**. v.537, n.2, p.333-45, 2001.

PROSKE, U.; ALLEN, T.J. Damage to skeletal muscle from eccentric exercise. **Exercise and Sport Sciences Reviews**. v.33, n.2 p.94-104, 2005.

RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **Journal of Neuroscience Methods** n.134, p.37-43, 2004.

RATTEY, J.; MARTIN, P.G.; KAY, D.; CANNON, J.; MARINO, F.E. Contralateral muscle fatigue in human quadriceps muscle: evidence for a centrally mediated response and cross-over effect. **European Journal of Physiology**. v. 452, p. 199-207, 2006.

RAVIER, P.; BUTTELLI, O.; JENNANE, R.; COURATIER, P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during

voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.15, p.210–21, 2005.

SAYERS, S.P.; KNIGHT, C.A.; CLARKSON, P.M. Neuromuscular variables affecting the magnitude of force loss after eccentric exercise. **Journal of Sports Sciences**. v.21, p.403–10, 2003.

SANTOS, M. C. A.; SEMEGHUINI, T. A.; AZEVEDO, F.M.; COLUGNATI, FILHO, R.D.N.; ALVES, N.; ARIDA, R.M. Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Freqüência do Sinal Eletromiográfico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.14, n.6, p.509-12, 2008.

SANGNIER, S.; TOURNY-CHOLLET, C. Comparison of the Decrease in Strength between Hamstrings and Quadriceps during Isokinetic Fatigue Testing in Semiprofessional Soccer Players. **International Journal of Sports Medicine**. v.28, p. 952–57, 2007.

SERRÃO, F.V. et al. Functional changes of human quadriceps muscle injured by eccentric exercise. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research** v.36, p.781-86. 2003.

SILVA, S.R.D.D.; GONÇALVES, M. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**. v. 11, n. 2, p. 13-8, 2003.

SMALL, K.; Mc NAUGHTON, L., GREIG, M.; LOVELLA, R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v.13, p. 120–25, 2010.

SODERBERG, G.; KNUTSON, L. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Physical Therapy**. v.80, p.485-98, 2000.

STAUBER, W.T. Eccentric action of muscles: physiology, injury, and adaptation. **Exercise and Sport Sciences Reviews**. v.17, p.157-85, 1989.

TEE, J.C.; BOSCH, A.N.; LAMBERT, M.I. Metabolic consequences of exercise-induced signs of muscle damage. **Sports Medicine**. v.37, n.10, p.827 – 36, 2007.

VAZ, M.A.; ZHANG, Y.-T.; HERZOG, W.; GUIMARAES, A.C.S.; MACINTOSH, B.R. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: An electromyographic and vibromyographic study. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**. v. 36, n. 4, p. 221-30, 1996.

VØLLESTAD, N.K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**. v.74, p.219-27, 1997.

WALSH, B.; TONKONOGLI, M.; MALM, C.; EKBLUM, B.; SAHLIN, K. Effect of eccentric exercise on muscle oxidative metabolism in humans. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.33, n.3 p.436-41, 2001.



YEUNG, E.W.; BOURREAU, J.P.; ALLEN, D.G.; BALLARD, H.J. Effect of eccentric contraction-induced injury on force and intracellular pH in rat skeletal muscles. **Journal of Applied Physiology**. v.92, n.1, p.93-99, 2002.

YU, B.P. Cellular defenses against damage from reactive oxygen species. **Physiological Reviews**. V.74, p.139-62. 1994.

## APÊNDICE A

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO

**Linha de Pesquisa:** Bases Neuromecânicas do Movimento

Título dos Projetos: “EFEITO DE UM PROTOCOLO DE FADIGA CONCENTRICO E EXCENTRICO NA RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA DOS EXTENSORES E FLEXORES DO JOELHO DE JOGADORES DE FUTEBOL”.

**Objetivos:** Avaliar a capacidade máxima de produção de torque e ativação muscular dos extensores e flexores do joelho em atletas de futebol antes e após o exercício isocinético concêntrico e excêntrico.

**Investigadores:** Ângela Muraro, Cíntia Helena Ritzel, Marco Aurélio Vaz.

**Procedimentos:** O senhor que é atleta de futebol está sendo convidado a participar deste estudo.

O protocolo de investigação consistirá em responder a um questionário de dados pessoais e de avaliação de atividade física, depois será realizada uma avaliação da força muscular e avaliação da ativação muscular. Após a avaliação isocinética, será realizado o protocolo isocinético de indução à fadiga muscular.

A força muscular será avaliada através de um aparelho denominado dinamômetro isocinético Biodex, modelo System 3, ou seja, um aparelho que permite a realização de um exercício através de uma velocidade fixa e de amplitudes de movimentos previamente determinadas.

A avaliação da ativação muscular se dará pela realização da eletromiografia de superfície, que serve para medir a atividade elétrica dos músculos da coxa. Após

a depilação e a limpeza da pele com álcool, será posicionado um par de eletrodos sobre os músculos da coxa.

**Duração do teste:** Aproximadamente 3 horas.

**Riscos e benefícios:** Há possibilidade de ocorrer desconforto muscular devido ao teste de esforço máximo realizado. Este desconforto deverá desaparecer em 24 a 48 horas após o teste, sem causar qualquer tipo de problema muscular. Também pode surgir vermelhidão na pele devido aos procedimentos de limpeza e colocação dos eletrodos. A vermelhidão desaparecerá após o término do teste sem acarretar problemas de pele.

Apesar de não haver um benefício direto pelo seu envolvimento neste estudo, o senhor nos ajudará a melhor compreender a diminuição de força muscular desenvolvida nos músculos da coxa que ocorrem em atletas após atividade física de alta intensidade.

Após a realização dos testes o(a) senhor(a) receberá orientações e atendimento fisioterapêutico, e também receberá um relatório com os resultados das avaliações.

**Confidencialidade:** Os dados referentes ao senhor serão sigilosos e privados, sendo que você poderá solicitar informações durante todas as fases da pesquisa, inclusive após a publicação da mesma. Fica esclarecido que o(a) senhor(a), poderá desistir de sua participação a qualquer momento, bastando para isso, informar sua decisão de desistência da maneira mais conveniente. Assim como, a sua participação também pode ser interrompida por parte dos pesquisadores, em função de alguma alteração no seu quadro clínico conforme os fatores de risco mencionados anteriormente.

Ressaltamos também que, por ser uma participação voluntária e sem interesse financeiro, não haverá remuneração.

Eu, \_\_\_\_\_, pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declaro que autorizo a minha participação nesta pesquisa, pois fui informada, de forma clara e detalhada, livre de

qualquer forma de constrangimento e coerção, dos objetivos, da justificativa, dos procedimentos que serei submetido, dos riscos, desconfortos e benefícios.

Declaro também, que recebi cópia do presente Termo de Consentimento, qualquer dúvida pode ser feito contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul pelo telefone (51) 33083629.

Os pesquisadores responsáveis por este estudo são Ângela Muraro (fone:51. 99992652), Cíntia Helena Ritzel (fone: 51 81947326) e Marco Aurélio Vaz (fone: 51 33085860).

Data \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Nome do Voluntário: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

Pesquisador Responsável: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE B

### IDENTIFICAÇÃO DO INDIVÍDUO

Nome:

\_\_\_\_\_

Data da avaliação:

\_\_\_\_\_

Telefone para contato:

\_\_\_\_\_

Endereço:

\_\_\_\_\_

Idade:

\_\_\_\_\_

Endereço:

\_\_\_\_\_

Membro dominante:

1.PERIMETRIA		
	MID	MIE
borda sup. Patela		
5 cm		
10cm		
15cm		
20cm		

2. ADM			
	MID		MIE
EX		EX	
FX		FX	

## APÊNDICE C

Nº: \_\_\_\_\_

### PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

Nome:	Data:
Peso:	Idade:
Altura:	

**Membro inferior dominante:** \_\_\_\_\_

#### 1. Posicionamento e Aquecimento

**2x 10 contrações concêntricas extensores e flexores 120<sup>o</sup>/s e 180<sup>o</sup>/s**

**2 x 3 Contrações excêntricas extensores e flexores 90<sup>o</sup>/s**

### PROTOCOLO DE FADIGA

	SÉRIE	PICO TORQUE
<b>VELOCIDADE – 90 °/s</b>  <b>10 SÉRIES</b> <b>10 REPETIÇÕES MÁXIMAS</b> <b>30s INTERVALO ENTRE SÉRIES</b>	1	
	2	
	3	
	4	
	5	
	6	
	7	
	8	
	9	
	10	

## APÊNDICE D

### RELATÓRIO DE AVALIAÇÃO FUNCIONAL

Indivíduo:

Idade:

Data da avaliação:

#### Avaliação Funcional do Joelho :

Valores encontrados	Valores referência
Torque extensor =	homem: mulher:
Torque flexor =	homem: mulher:
Razão =	homem: mulher:

Os valores estão/não estão de acordo com a normalidade da população desta faixa etária {Aniansson, 1980, 1980}.

Sugerimos.....

Ft. Cíntia Ritzel (CREFITO 83.362f);

Dr. Marco A. Vaz (CREF 007614-G/RS)