

**Artigo original**

Carlos Eduardo Bassi Rodrigues<sup>1</sup>  
Antonio Carlos de Moraes<sup>2,3,4</sup>  
Alexandre Hideki Okano<sup>2,3,4</sup>  
Eduardo Bodnariuc Fontes<sup>2,3,4</sup>  
Leandro Ricardo Altimari<sup>2,3,4</sup>

## TORQUE ARTICULAR E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS BÍCEPS FEMORAL E SEMITENDÍNEO DURANTE MOVIMENTOS ISOCINÉTICOS DE FLEXÃO DO JOELHO EM ATLETAS DE FUTEBOL

### ARTICULATE TORQUE AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF BICEPS FEMORIS AND SEMITENDINOSUS MUSCLES DURING ISOKINETIC KNEE FLEXION MOVEMENTS IN SOCCER ATHLETES

#### RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar o torque articular (TO) e a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos Bíceps Femoral (BF) cabeça longa e semitendíneo (ST) durante movimentos isocinéticos de flexão do joelho (ação concêntrica-CON e excêntrica-EXC), em diferentes velocidades de execução, na posição de decúbito ventral em atletas de futebol. Fizeram parte do estudo 14 atletas de futebol da equipe sub-20, da Associação Atlética Ponte Preta, com idade entre 19 e 20 anos ( $71,24 \pm 6,53$  kg,  $176,59 \pm 6,44$  cm). Os atletas realizaram uma série de cinco repetições de flexão (ação CON e EXC) do joelho, em 3 velocidades (60, 180 e 300°/s), definidas anteriormente aleatoriamente. O intervalo de recuperação adotado entre as séries foi de 3 minutos. A atividade EMG foi coletada, utilizando-se eletrodos de superfície e os dados foram expressos em *root mean square* (RMS). Para análise estatística, foi empregada a análise de variância (teste *Friedman*) de medidas repetidas e, quando necessário, empregou-se o teste de *Wilcoxon* para a localização das diferenças com nível de significância de  $P < 0,05$ . Em relação ao TO, os maiores valores foram obtidos na velocidade de 60°/s durante a fase CON. Na fase EXC, não houve alteração significativa do TO entre as velocidades. Além disso, independentemente da velocidade ou repetição, os valores de TO foram maiores durante a fase EXC. Quanto aos valores de RMS, houve alteração significativa entre os músculos BF e ST em algumas repetições na fase CON a 60°/s. Todavia, de forma geral, os valores de RMS não se alteraram significativamente com a variação da velocidade e do tipo de contração, nos músculos BF e ST. Por fim, a relação RMS/TO não foi linear nas condições experimentais estudadas, pois enquanto os valores de TO variaram entre as velocidades e entre as contrações CON e EXC, os valores de RMS mantiveram-se estáveis.

**Palavras-chave:** Eletromiografia; Isocinético; Bíceps femoral; Semitendíneo; Futebol.

#### Abstract

The objective of the present study was to analyze the articulate torque (TO) and the electromyographic activity (EMG) of soccer athlete's long head Biceps Femoris (BF) and Semitendinosus (ST) muscles during isokinetic knee flexion movements (concentric-CON and eccentric-ECC actions) at differing velocities, carried out in the ventral decubitus position. Fourteen soccer players aged 19 and 20 years old ( $71.2 \pm 6.5$  kg,  $176.6 \pm 6.4$  cm) were enrolled from the Associação Atlética Ponte Preta under-20 team. They followed a protocol specifying 5 repetitions of flexion (CON and ECC action) of the knee at three velocities (60, 180 and 300°/s) at random. The recovery interval between series adopted was 3 minutes. EMG Activity was recorded using surface electrodes and data were expressed in terms of root mean squares (RMS). Statistical analysis employed analysis of variance (Friedman test) for repeated measures followed by the Wilcoxon test when necessary, with the level of significance set at  $P < 0.05$ . The highest TO figures were observed at 60°/s velocity in the CON phase. There was no significant variation in TO between different velocities in the ECC contraction. Moreover, the ECC phase had higher TO values, irrespective of velocity or repetitions. Some of the repetitions of the CON phase at 60°/s exhibited significant difference between the BF and ST muscles. However, in general, the RMS values were not significantly modified by variations in velocity or type of contraction in the BF and ST muscles. Finally, the RMS/TO ratio was not linear under the experimental conditions studied, since, although TO values were different at different velocities and between CON and ECC contraction, whereas the RMS values remained steady.

**Key words:** Electromyography; Isokinetic; Biceps femoris; Semitendinosus; Soccer.

1 Fisioterapeuta do Departamento de Futebol Profissional da Associação Atlética Ponte Preta. Campinas, São Paulo, Brasil.

2 Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, Brasil

3 Grupo de Estudo e Pesquisa do Sistema Neuromuscular - Laboratório de Estudos Eletromiográficos - Faculdade de Educação Física - Universidade Estadual de Campinas - São Paulo, Brasil.

4 Grupo de Estudo e Pesquisa em Metabolismo, Nutrição e Exercício. Centro de Educação Física e Desportos. Universidade Estadual de Londrina, Paraná, Brasil

## INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis dos músculos ativos, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema<sup>1</sup>. Embora a utilização da EMG na área esportiva tenha ganhado importância na última década, só mais recentemente esta passou a ser explorada com maior ênfase em diferentes modalidades esportivas<sup>2-6</sup>.

Dentro do tema biomecânica do esporte, a EMG como instrumento de medida do movimento humano, tem sido associada com a força, o torque e as variáveis metabólicas e aplicada nas análises de velocidade de pedalada, da capacidade de resistência muscular, na verificação da especificidade e eficiência de métodos de treinamento e reabilitação, na quantificação da taxa de disparo de unidades motoras em diferentes movimentos esportivos e na identificação da fadiga muscular<sup>7</sup>. Além disso, é possível através da EMG identificar possíveis alterações e desequilíbrios entre músculos ou grupos musculares, que em alguns casos, são determinantes para o atleta obter melhor performance<sup>8</sup>.

No futebol, a utilização da EMG tem sido empregada, particularmente, em investigações que buscam compreender a atividade dos músculos de membros inferiores, envolvidos nos movimentos exigidos na prática do esporte<sup>3</sup>, bem como na detecção de lesões musculares<sup>9,10</sup>.

O futebol é caracterizado por ações motoras intermitentes de curta duração e alta intensidade, alternados com períodos de ações motoras de maior duração e menor intensidade<sup>11</sup> que estão intimamente relacionadas com a função desempenhada pelos músculos Ísquiotibiais (IT), que são denominados músculos bi-articulares por estarem relacionados com o movimento da articulação do quadril e também do joelho, característica que os tornam músculos distribuidores de trabalho entre as articulações durante movimentos dinâmicos<sup>12</sup>. Este grupamento muscular é formado pelos músculos Semitendíneo (ST), Semimembranoso (SM), Bíceps Femoral (BF) cabeça longa e cabeça curta, sendo este último ventre muscular o único uniarticular<sup>13</sup>.

Segundo Cohen et al.<sup>14</sup>, a articulação mais lesada no futebol é a do joelho, de forma que a maior incidência de lesões são musculares e ocorrem principalmente nos IT que são músculos motores primários no funcionamento dinâmico desta articulação. Os IT por serem músculos bi-articulares e possuírem um elevado número de fibras tipo II ou rápidas e atuarem principalmente de maneira excêntrica no quadril e no joelho durante a fase de desaceleração para o preparo do contato do pé com o solo durante os "sprints", são predisponentes a lesões neste tipo de atleta<sup>15</sup>, o que tem sido confirmado em outros estudos, envolvendo atletas de alto nível<sup>16,17</sup>.

Vários autores destacam a importância do dinamômetro isocinético para avaliar, treinar e reabilitar a articulação do joelho, principalmente o grupamento

muscular que envolve os IT de atletas<sup>18,19</sup>. Entretanto, a utilização isolada da dinamometria isocinética limita uma interpretação mais profunda da função muscular, particularmente, por não fornecer parâmetros isolados dos músculos envolvidos no movimento. Assim, a avaliação isocinética associada à análise da atividade EMG tem sido fundamental para o estudo da função muscular e da atividade dos músculos da articulação do joelho, em atletas que praticam futebol em nível competitivo, pois permite uma avaliação integrada da ação motora realizada<sup>20</sup>.

A maioria dos estudos, envolvendo os músculos IT, que utilizaram a EMG e o dinamômetro isocinético tiveram como propósito analisar o ação antagonista desta musculatura durante movimentos de extensão da articulação do joelho, em condições de fadiga<sup>21-24</sup> e sem fadiga<sup>25,26</sup>, tendo em vista o importante papel que o antagonista desenvolve, auxiliando os ligamentos a manterem a estabilidade articular e equalizando a distribuição da pressão sobre a superfície articular<sup>27,28</sup>. Todavia, nesses estudos, os sujeitos foram investigados na posição sentada, o que poderia alterar o sinal EMG destes músculos, devido à colocação dos eletrodos entre a cadeira e os próprios músculos, bem como do movimento e do peso do próprio membro avaliado<sup>29</sup>.

Em contrapartida, são poucos os estudos que empregaram a análise da atividade EMG integrada à avaliação isocinética, na posição de decúbito ventral, para investigar a ação dos músculos IT como agonistas do movimento de flexão do joelho<sup>30,31</sup>. Vale ressaltar que esses estudos investigaram indivíduos não atletas, sendo que não encontramos na literatura estudos com a mesma finalidade que reportassem em sua metodologia a utilização de atletas de futebol. Assim, o objetivo do presente estudo foi analisar o torque articular e a atividade eletromiográfica dos músculos BF de cabeça longa e ST, durante movimentos isocinéticos de flexão do joelho (ação concêntrica-CON e excêntrica-EXC) em diferentes velocidades de execução, na posição de decúbito ventral, em atletas de futebol.

## PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

A amostra foi constituída por 14 atletas de futebol, do sexo masculino, da equipe sub-20 da Associação Atlética Ponte Preta, da cidade de Campinas, São Paulo, que tinham idade entre 19 a 20 anos (massa corporal  $71,24 \pm 6,53$  kg; estatura  $176,59 \pm 6,44$  cm) e estavam envolvidos em programa de treinamento cinco vezes na semana, em dois períodos, sendo um período de treinamento físico e outro de treinamento técnico-tático. Como critério de inclusão para a participação no experimento, os atletas deveriam ser destros; estar envolvidos no treinamento desde o início da temporada (fevereiro de 2005), não possuir antecedentes de lesões músculo-esquelética na articulação do quadril e do joelho do membro a ser analisado, ou ainda, não estar em tratamento médico ou fisioterápico. As coletas de todos os dados apresentados neste estudo foram realizadas no Núcleo de Pesquisa em Fisioterapia da Universidade São Judas, São Paulo, Brasil.

Os indivíduos, após serem esclarecidos sobre as finalidades do estudo e os procedimentos aos quais seriam submetidos, assinaram termo de consentimento livre e esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da UNICAMP.

#### Medidas de massa corporal e estatura

A massa corporal e a estatura foram medidas em uma balança de plataforma, digital, marca Filizola®, modelo PL 180™ (BRASIL), com precisão de 0,1 kg e com um braço com precisão de 0,1 cm<sup>32</sup>. Todos os indivíduos foram medidos e pesados descalços, vestindo apenas uniforme do clube, camiseta e calção. Essas medidas foram realizadas com o propósito de fazer a correção da força da gravidade no dinamômetro<sup>33</sup>.

#### Avaliação isocinética

O torque articular (TO) (N/m) foi obtido a partir da flexão concêntrica e extensão excêntrica do joelho durante uma série de cinco repetições na fase concêntrica (CON) e fase excêntrica (EXC) do joelho, em três diferentes velocidades: 60°/s (lenta), 180°/s (intermediária) e 300°/s (rápida), com intervalo entre as séries de três minutos<sup>30,34</sup>, utilizando dinamômetro isocinético da marca *Biodex Medical Systems*®, modelo *Biodex System 3™ (USA)*.

Previamente ao início do protocolo, os sujeitos realizaram aquecimento de cinco minutos<sup>34</sup>. Em seguida, os atletas realizaram três repetições de ação concêntrica máxima no dinamômetro, na posição de decúbito ventral, com o eixo do dinamômetro alinhado com o côndilo lateral do fêmur, para familiarização com o aparelho, na tentativa de reduzir os efeitos de aprendizagem e, obtenção do pico de torque máximo para programação do trabalho isocinético excêntrico, no aparelho durante os testes subseqüentes<sup>33</sup>. Após obtenção do pico de torque máximo, a seqüência das velocidades a serem empregadas foram aleatorizadas, no intuito de minimizar possíveis interferências nos resultados.

Para o posicionamento do avaliado no dinamômetro isocinético, preparação e calibração do equipamento seguiram-se às orientações do manual de padronização, Sistema de Teste e Reabilitação fornecido pelo fabricante. Ressalta-se, entretanto, que os atletas foram acomodados na cadeira do aparelho, em decúbito ventral, com a articulação do quadril a 0° de flexão e rotação neutra, com o eixo do dinamômetro alinhado com o côndilo lateral do joelho esquerdo e o aparelho modulado para o movimento partindo de 10° até 90° de flexão do joelho, no modo isocinético concêntrico / excêntrico. Em seguida, foi realizada correção da força da gravidade, uma vez que o desempenho no teste implica realização do movimento contra a gravidade<sup>33</sup>.

Durante o teste, os jogadores foram constantemente estimulados verbalmente. Além disso, os atletas recebiam retorno visual da atividade do grupo muscular testado por meio do monitor acoplado ao dinamômetro.

#### Coleta e processamento dos sinais eletromiográficos

Antes do início do teste, cada sujeito teve os eletrodos de eletromiografia (EMG) tipo disco descartável de 20 mm de diâmetro, cloreto de prata e composto de hidrogel condutor pré-pastado (MEDITRACE®, USA), com distância entre eletrodos de 35mm (centro a centro), colocados nos ventres musculares dos músculos superficiais do grupo denominado isquiotibiais (IT), músculos ST e BF cabeça longa da perna direita. Os eletrodos foram posicionados em cada músculo, seguindo a padronização proposta por SENIAM<sup>35,36</sup>. Para evitar possíveis interferências, efetuou-se tricotomia e assepsia com álcool nas regiões de colocação dos eletrodos, que foram fixados à pele com auxílio de fita cirúrgica “*transpore*”.

Para coleta e processamento dos sinais EMG, foi utilizado eletromiógrafo com amplificador diferencial bipolar, de oito canais, da marca *Noraxon*®, modelo *MyoSystem 1400™ (USA)*, com frequência de amostragem de 1000Hz e filtro de passa-banda de 10Hz e 500Hz, de acordo com o ISEK<sup>36</sup>, com modo de rejeição (CMRR): > 85 dB, impedância de entrada: 10MΩ e taxa de ruído: < 1μV RMS. Ressalta-se, ainda, que um canal foi utilizado para sincronização com o dinamômetro isocinético.

Os dados de EMG foram analisados, utilizando-se o software *AcqKnowledge 3.7.1™ (BIOPAC Systems Inc, USA)*, e numericamente expressos em RMS (“*root-mean-square*”) para as cinco repetições (fase CON e EXC) de cada velocidade, bem como normalizados a 100% do sinal máximo de cada tipo de contração (fase CON e EXC) durante as repetições em cada velocidade<sup>25</sup>.

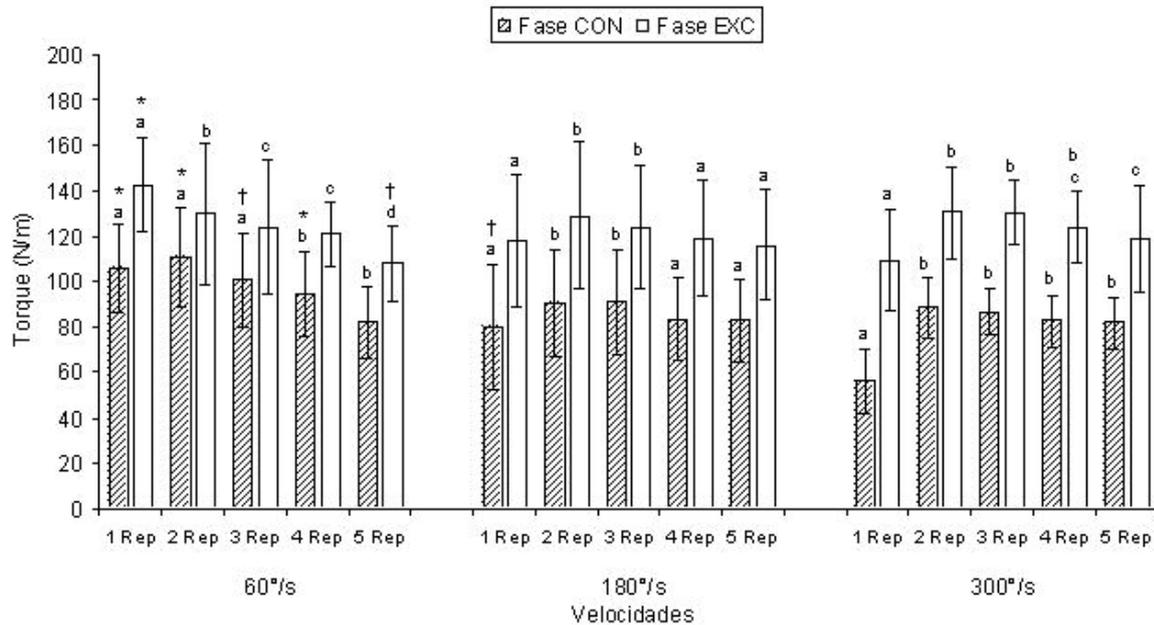
#### Tratamento estatístico

Inicialmente, foi verificada a distribuição de normalidade pelo teste de *Shapiro-Wilk*. Os dados não apresentavam normalidade quanto a sua distribuição. Assim, as análises estatísticas foram realizadas, empregando-se a estatística não-paramétrica e os valores estão expressos em mediana e semi-amplitude interquartilica. Foi empregada a análise de variância, (ANOVA) utilizando o teste *Friedman* de medidas repetidas. A significância estatística adotada foi de 5 % (p<0,05). Quando constatada diferença significativa pela ANOVA, empregou-se o teste de *Wilcoxon* para a localização das diferenças.

## RESULTADOS

Na figura 1, são apresentados os valores de TO obtidos no protocolo de esforço em dinamômetro isocinético.

Com relação à velocidade de 60°/s, os valores de TO na fase CON na 1ª, 2ª e 3ª repetição foram significativamente superiores aos encontrados na 4ª e 5ª repetição (p<0,05). Na fase EXC, foram constatadas diferenças significantes entre todas as repetições com



Letras diferentes = diferença significativa da repetição executada na mesma velocidade de movimento ( $P < 0,05$ )

\* Diferença significativa das velocidades 180 e 300°/s na mesma repetição e ação muscular ( $P < 0,05$ )

† Diferença significativa da velocidade 300°/s na mesma repetição e ação muscular ( $P < 0,05$ ) independentemente da repetição ou da velocidade, diferença significativa entre as fases CON e EXC ( $P < 0,01$ ).

**Figura 1.** Torque (N/m) durante o protocolo de esforço em dinamômetro isocinético (cinco repetições sucessivas) em diferentes velocidades (60, 180 e 300°/s) e ações musculares (fase CON e EXC). Valores expressos em mediana  $\pm$  semi-amplitude interquartilica.

exceção da 3ª e 4ª repetição. Quanto à velocidade de 180°/s, os valores de TO nas fases CON e EXC na 2ª e 3ª repetição foram significativamente superiores aos encontrados nas demais repetições ( $p < 0,05$ ). Na velocidade de 300°/s, a fase CON apresentou valor de TO na 1ª repetição significativamente menor que as demais repetições ( $p < 0,05$ ), que, por sua vez, não apresentaram diferenças significantes entre si ( $p > 0,05$ ). Enquanto que na fase EXC o valor de TO encontrado na 1ª repetição foi significativamente menor ao encontrado nas demais repetições ( $p < 0,05$ ). Além disso, na 2ª e 3ª repetição os valores de TO foram significativamente maiores que a 5ª repetição ( $p < 0,05$ ), enquanto que o valor de TO obtido na 4ª repetição apresentou diferença significativa somente em relação à 1ª repetição ( $p < 0,05$ ). Ressalta-se que quando comparadas às fases CON e EXC, foram observadas diferenças significantes entre os valores de TO obtidos em todas as repetições e velocidades de execução ( $p < 0,05$ ).

Na tabela 2, são apresentados os valores (RMS) referentes às respostas eletromiográficas dos músculos BF e ST, na fase COM, durante o protocolo de esforço em dinamômetro isocinético realizado em diferentes velocidades. Não foram constatadas diferenças significantes nos valores de RMS para os músculos BF e ST, no decorrer das repetições, na velocidade de 60°/s ( $p > 0,05$ ). No entanto, quando comparados os valores de RMS entre os dois músculos, o músculo

BF apresentou valores significativamente menores em todas as repetições ( $p < 0,05$ ). Na velocidade de 180°/s, observou-se diferenças significantes entre os valores de RMS do músculo BF da 1ª, 2ª e 3ª repetição, em relação à 3ª repetição ( $p < 0,05$ ). Por outro lado, para o músculo ST não foram verificadas diferenças significantes entre as repetições executadas ( $p > 0,05$ ). Quando comparados os músculos, constatou-se que o músculo BF apresentou valores de RMS significativamente menores que o músculo ST na 3ª repetição ( $p < 0,05$ ), enquanto que para as outras repetições nenhuma diferença significativa entre os músculos foi observada ( $p > 0,05$ ). Em relação à velocidade de 300°/s, não foram encontradas diferenças significantes nos valores de RMS para os músculos BF e ST no decorrer das repetições, assim como entre os músculos ( $p > 0,05$ ).

As respostas eletromiográficas (RMS) dos músculos BF e ST, na fase EXC, durante o protocolo de esforço em dinamômetro isocinético, realizado em diferentes velocidades, são apresentados na tabela 3. Nenhuma diferença significativa nos valores de RMS dos músculos BF e ST foi observada nas velocidades de 60°/s e 180°/s, independentemente da repetição analisada ( $p > 0,05$ ). Entretanto, na velocidade de 300°/s, o músculo BF apresentou valores de RMS significativamente menores na 1ª, 2ª, 3ª e 4ª repetição em relação a 5ª repetição ( $p < 0,05$ ), e o músculo ST valores significativamente maiores na 1ª repetição

em relação à 5ª repetição ( $p < 0,05$ ). Além disso, foram encontradas diferenças significantes entre a 2ª repetição e a 3ª, 4ª e 5ª repetição, com maiores valores verificados nestas últimas para valores de RMS no músculo ST ( $p < 0,05$ ). Ressalta-se ainda que, nesta velocidade não foram encontradas diferenças significantes nos valores de RMS entre os músculos BF e ST no decorrer das repetições ( $p > 0,05$ ).

Considerando as diferentes velocidades de execução empregadas nesta investigação, às respostas EMG correspondentes à fase CON (tabela 2), demonstraram que no músculo ST o nível de ativação na velocidade 300°/s foi significativamente menor na 2ª, 3ª, 4ª e 5ª repetição comparada às velocidades 180°/s e 60°/s ( $p > 0,05$ ), enquanto que na 1ª repetição não

foram encontradas diferenças significantes entre as velocidades estudadas (300°/s = 180°/s = 60°/s;  $p > 0,05$ ). Em contrapartida, o nível de ativação do músculo BF não apresentou diferença significativa entre as velocidades de execução (60°/s = 180°/s = 300°/s;  $p > 0,05$ ), independentemente da repetição analisada. Quanto às respostas EMG correspondentes a fase EXC (tabela 2), não foram constatadas diferenças significantes na ativação muscular do BF e ST entre as repetições (1ª = 2ª = 3ª = 4ª = 5ª;  $p > 0,05$ ), bem como entre as velocidades de execução estudadas (60°/s = 180°/s = 300°/s;  $p < 0,05$ ). A figura 2 apresenta como exemplo dados de um indivíduo correspondente às respostas EMG (RMS), obtidas na 1ª, 2ª, 3ª, 4ª e 5ª repetição para as velocidades de 60, 180 e 300°/s nas fases CON e EXC.

**Tabela 1.** Respostas eletromiográficas (RMS) dos músculos Bíceps Femoral (BF) e Semitendíneo (ST), na fase COM, durante o protocolo de esforço em dinamômetro isocinético realizado em diferentes velocidades. Valores expressos em mediana  $\pm$  semi-amplitude interquartilica.

	1ª Rep	2ª Rep	3ª Rep	4ª Rep	5ª Rep
<b>60°/s</b>					
<b>BF</b>	71,40* ( $\pm 8,36$ )	79,18* ( $\pm 6,87$ )	78,83* ( $\pm 10,68$ )	72,21* ( $\pm 12,29$ )	69,60* ( $\pm 11,34$ )
<b>ST</b>	74,97 ( $\pm 10,02$ )	83,77 ( $\pm 7,20$ )	87,49 ( $\pm 9,60$ )	90,05 ( $\pm 16,46$ )	91,00 ( $\pm 16,62$ )
<b>180°/s</b>					
<b>BF</b>	70,48† ( $\pm 11,60$ )	79,65† ( $\pm 10,26$ )	79,36** ( $\pm 9,99$ )	82,36 ( $\pm 10,63$ )	88,33 ( $\pm 6,32$ )
<b>ST</b>	72,57 ( $\pm 13,15$ )	82,50 ( $\pm 4,96$ )	88,98 ( $\pm 6,17$ )	88,79 ( $\pm 9,05$ )	90,97 ( $\pm 7,90$ )
<b>300°/s</b>					
<b>BF</b>	63,71 ( $\pm 14,58$ )	70,24 ( $\pm 8,84$ )	69,99 ( $\pm 5,35$ )	73,94 ( $\pm 11,75$ )	79,27 ( $\pm 5,52$ )
<b>ST</b>	66,10 ( $\pm 18,46$ )	74,27* ( $\pm 10,86$ )	76,28* ( $\pm 10,17$ )	76,70* ( $\pm 12,21$ )	73,77* ( $\pm 8,18$ )

\* Diferença significativa do músculo ST em relação músculo BF na mesma repetição e velocidade de movimento ( $p < 0,05$ )

† Diferença significativa da 5ª repetição na mesma velocidade e músculo ( $p < 0,05$ )

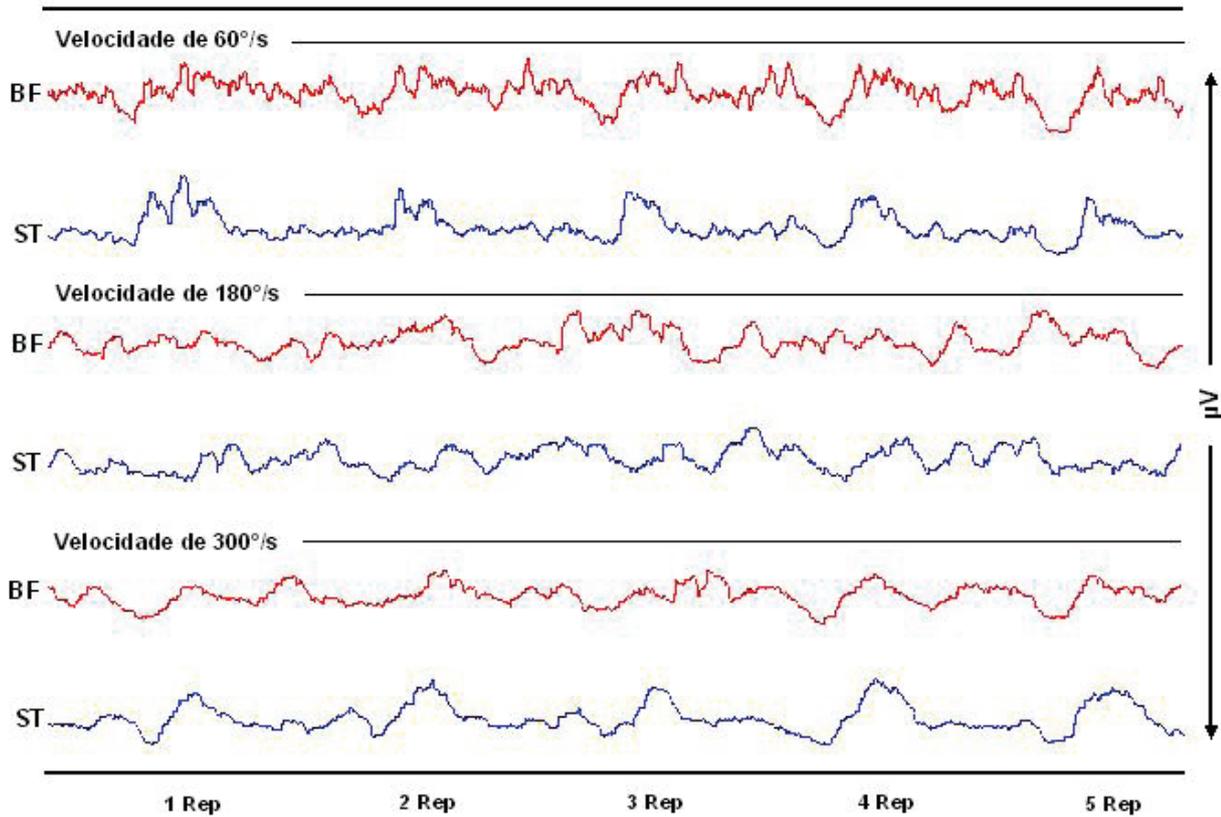
‡ Diferença significativa das demais velocidades na mesma repetição e mesmo músculo ( $p < 0,05$ )

**Tabela 2.** Respostas eletromiográficas (RMS) dos músculos Bíceps Femoral (BF) e Semitendíneo (ST), na fase EXC, durante o protocolo de esforço em dinamômetro isocinético realizado em diferentes velocidades. Valores expressos em mediana  $\pm$  semi-amplitude interquartilica.

	1ª Rep	2ª Rep	3ª Rep	4ª Rep	5ª Rep
<b>60°/s</b>					
<b>BF</b>	74,24 ( $\pm 3,59$ )	75,35 ( $\pm 6,97$ )	82,01 ( $\pm 8,67$ )	79,74 ( $\pm 8,44$ )	73,20 ( $\pm 10,05$ )
<b>ST</b>	76,24 ( $\pm 8,16$ )	78,54 ( $\pm 7,76$ )	84,11 ( $\pm 11,39$ )	83,76 ( $\pm 12,38$ )	75,29 ( $\pm 13,86$ )
<b>180°/s</b>					
<b>BF</b>	75,70 ( $\pm 8,38$ )	71,74 ( $\pm 10,96$ )	77,04 ( $\pm 7,94$ )	80,65 ( $\pm 6,60$ )	83,08 ( $\pm 5,48$ )
<b>ST</b>	76,74 ( $\pm 4,50$ )	75,50 ( $\pm 10,09$ )	77,66 ( $\pm 8,52$ )	75,41 ( $\pm 12,07$ )	83,73 ( $\pm 9,20$ )
<b>300°/s</b>					
<b>BF</b>	65,57* ( $\pm 12,22$ )	68,79* ( $\pm 4,51$ )	74,65 ( $\pm 8,01$ )	72,13* ( $\pm 9,56$ )	80,53 ( $\pm 9,39$ )
<b>ST</b>	71,56* ( $\pm 9,67$ )	68,49† ( $\pm 7,10$ )	73,81 ( $\pm 3,25$ )	72,67 ( $\pm 9,83$ )	74,73 ( $\pm 11,46$ )

\* Diferença significativa da 5ª repetição na mesma velocidade e músculo ( $p < 0,05$ )

† Diferença significativa da 3ª 4ª e 5ª repetição na mesma velocidade e músculo ( $p < 0,05$ )



**Figura 2.** Respostas EMG (RMS) obtidas na 1ª, 2ª, 3ª, 4ª e 5ª repetição para as velocidades de 60, 180 e 300°/s nas fases CON e EXC de um indivíduo.

## DISCUSSÃO

Apesar da importância dos músculos IT na realização de ações motoras pertinentes à prática do futebol, estudos envolvendo a análise da atividade EMG integrada à avaliação isocinética na posição de decúbito ventral para investigar a ação dos músculos IT como agonistas do movimento de flexão do joelho, são escassos<sup>30,31</sup>, particularmente quando a amostra a ser investigada é composta por atletas de futebol. Assim, considerando a importância de estudos que tenham como propósito investigar este tema nesta população específica, a presente investigação analisou o TO e a atividade EMG dos músculos BF e ST durante movimentos isocinéticos CON e EXC de joelho em diferentes velocidades de execução na posição de decúbito ventral em atletas de futebol.

Observou-se em nosso estudo que o TO foi maior na fase EXC que na fase CON, independentemente da velocidade de execução bem como da repetição, o que vai ao encontro de outros achados na literatura<sup>25,26,33,37-39</sup>. Sugere-se que essa diferença possa ser explicada pela atuação de elementos elásticos durante a fase EXC que servem para absorver, transmitir e armazenar energia, uma vez que na fase CON há apenas a atuação dos sarcômeros<sup>13</sup>. Desse modo, a utilização do exercício isocinético EXC parece ser fundamental para a melhora no TO dos músculos IT, podendo aprimorar

a função do mesmo no atleta de futebol.

Quando analisados os valores de TO correspondentes às velocidades investigadas, constatou-se diminuição na fase CON, sendo que a 60°/s o valor do TO foi maior do que as velocidades de 180°/s e 300°/s. Contudo, na fase EXC, o TO não sofreu alterações com a variação da velocidade de execução. Comportamento semelhante é relatado nos estudos de Griffin et al.<sup>37</sup> e Osterning, James e Bercades<sup>31</sup>. Segundo Perrin<sup>33</sup>, com o aumento da velocidade de execução na fase CON parece ser necessário um número menor de formação de pontes cruzadas nas miofibrilas, resultando em menor produção de força, enquanto que na fase EXC, as pontes cruzadas não necessitariam passar pelas séries de eventos químicos da formação, o que não alteraria a capacidade de gerar tensão em altas velocidades.

Ressalta-se ainda que, na fase CON, na velocidade correspondente a 60°/s, a 1ª, 2ª e 3ª repetição apresentou valores de TO significativamente maiores que a 4ª e 5ª repetição, o que pode ser explicado, pela instauração do processo de fadiga dos músculos envolvidos na realização do movimento, embora tenha sido observado que os valores de RMS dos músculos BF e ST não apresentaram alterações significantes entre as fases CON e EXC nem entre as velocidades estudadas. Assim, a relação RMS/TO para os músculos BF e ST nestas condições, não foi linear, o que já era esperado de acordo com Basmajian e

De Luca<sup>40</sup>, uma vez que para músculos grandes, esta relação não apresenta um comportamento linear.

Quanto à atividade EMG, os resultados do presente estudo sugerem que o músculo BF, de maneira geral, não sofreu alteração no comportamento EMG frente à alteração da velocidade e fases CON e EXC. Ressalta-se que esses achados são semelhantes aos resultados de Kellis e Baltzopoulos<sup>26</sup> e Osternig et al.<sup>41</sup>, que não encontraram alterações significantes no sinal EMG do músculo BF em diferentes velocidades e repetições durante ação CON e EXC de joelho. No entanto, deve-se ressaltar que os estudos citados anteriormente diferem deste, pois utilizaram sinal EMG integrado e realizaram o movimento na posição sentada.

No presente estudo, a comparação dos valores de RMS dos músculos ST e BF obtidos nas diferentes velocidades durante a fase CON, apresentou diferenças significantes entre os músculos ST e BF somente na velocidade correspondente a 60°/s. Esses resultados corroboram os achados de Miller et al.<sup>42</sup>, que constataram diferenças significantes nos valores de RMS entre os músculos BF e ST na fase CON da flexão do joelho, com o aumento da velocidade da execução do movimento (60, 180 e 300°/s) durante realização de movimentos na posição sentada, e atribuíram a esta diferença a estratégia de recrutamento do sistema nervoso entre os músculos IT. Estudos de Snow et al.<sup>43</sup> e Hagood et al.<sup>44</sup> que investigaram a atividade EMG dos músculos IT durante movimentos CON e EXC de joelho, constataram que a atividade EMG do BF é dependente da velocidade e do tipo de contração.

Diferentemente dos resultados encontrados na presente investigação, estudo de Onishi et al.<sup>30</sup>, na posição de decúbito ventral, encontrou durante contrações voluntárias isométricas máximas-CVIM (quatro repetições de cinco segundos nas velocidades de 60°/s e 90°/s) valores significantemente maiores de TO, na velocidade de 60°/s do que em 90°/s, sendo que a atividade EMG variou entre os músculos com as mudanças de velocidade, exceto no músculo BF cabeça curta. Além disso, durante a flexão CON de joelho (duas repetições a 30°/s) o sinal EMG integrado dos músculos ST e Semimembranoso foi menor a 60°/s que 90°/s. Os autores constataram também que durante a flexão CON de joelho o sinal EMG Integrado dos músculos ST, BF cabeça curta e Semimembranoso aumentaram entre 0°/s a 105°/s de flexão, por outro lado o sinal EMG Integrado do músculo BF cabeça longa foi maior entre 15°/s a 30°/s de flexão. A partir desses achados os autores sugerem que a atividade EMG durante a CVIM e a flexão CON de joelho varia com a alteração do comprimento muscular, ou velocidade e que a atividade do BF cabeça longa difere consideravelmente dos outros músculos IT.

Em um outro estudo que avaliou o sinal EMG do BF em decúbito ventral, na fase CON e EXC do movimento de flexão/extensão do joelho, observou-se que não houve alteração significativa do sinal integrado EMG do músculo entre as diferentes velocidades realizadas (15, 30, 45 e 60°/s), embora tenham sido constatadas alterações no sinal EMG entre as contrações CON

e EXC<sup>31</sup>. Esses resultados assemelham-se aos encontrados no presente estudo, com exceção das alterações entre os tipos de contração que podem ser explicados, pelo menos em parte, pela forma com que os sinais EMG foram normalizados. Outra diferença é que a máxima velocidade realizada no trabalho relatado anteriormente foi de 60°/s, o que representa a mínima velocidade utilizada neste estudo.

Em relação ao músculo ST, de forma geral este apresentou pouca variação nos valores de RMS, tanto em relação às diferentes velocidades, quanto às contrações CON e EXC, apresentando um comportamento semelhante ao BF cabeça longa durante o movimento de flexão/extensão do joelho, apesar de todas as diferenças morfológicas citadas por Onishi et al.<sup>30</sup>. Esses achados talvez possam ser explicados pela posição da realização do movimento que mantém o quadril e o joelho em posição neutra (decúbito ventral), ou seja, sem movimentos rotacionais, o que não favorece a atuação apenas de um dos músculos durante a execução do movimento. Segundo Kapanjij<sup>13</sup>, a rotação externa de ambas as articulações exige uma maior ativação do BF, por outro lado, a rotação interna favorece a ativação do ST.

Poucos são os estudos que empregaram a análise da atividade EMG do músculo ST, integrada à avaliação isocinética, comparado ao número de trabalhos envolvendo o músculo BF, bem como aqueles que comparassem os sinais EMG e a mudança de velocidade entre os dois músculos, o que dificulta nossa análise. Entretanto, estudo de Lindström et al.<sup>45</sup>, utilizando metodologia diferente da empregada em nosso estudo, e que avaliou os valores de RMS do músculo ST, mostra não ter ocorrido variação nos valores de RMS durante as repetições em diferentes velocidades de movimento.

Da mesma forma, Kellis e Baltzopoulos<sup>26</sup> já discutiam a falta de trabalhos que avaliassem o sinal EMG dos diferentes músculos que compõem o grupo muscular IT, durante os diferentes tipos de contração (CON e EXC). Em nosso estudo não foram observadas alterações significantes entre os tipos de contração, resultados estes semelhantes ao trabalho de Ghorri, Donne e Luckwill<sup>46</sup> que avaliou o músculo Vasto Lateral na velocidade de 30°/s, porém, diferente dos trabalhos de Kay et al.<sup>38</sup> e Linamo et al.<sup>39</sup> que analisaram os músculos Reto Femoral e Bíceps Braquial, respectivamente, encontraram comportamentos diferentes do sinal EMG entre os diferentes tipos de contração (CON e EXC).

Vale ressaltar também que além dos músculos ST e BF a flexão/extensão do joelho tem a participação dos outros músculos chamados IT (Semimembranoso e BF cabeça curta) e dos músculos Gastrocnêmios (medial e lateral) e poplíteo<sup>13</sup>. Estas características talvez expliquem, pelo menos em parte, porque não foram verificadas alterações significantes nos valores de RMS de ambos os músculos investigados, tanto em relação ao tipo de contração quanto às velocidades empregadas no dinamômetro isocinético na posição decúbito ventral.

## CONCLUSÃO

De acordo com os resultados encontrados no presente estudo, pode-se concluir que o TO foi diferente em todas as velocidades e repetições, bem como nas ações CON e EXC. Contudo, a atividade eletromiográfica dos músculos BF e ST expressos em RMS não se alteraram com a variação da velocidade bem como do tipo de contração.

Por fim, sugere-se o implemento de programas de treinamento para atletas de futebol que visem fortalecer o grupamento muscular dos IT, em especial os músculos BF e ST, uma vez que a literatura tem mostrado que a maior capacidade dos músculos IT em resistir à fadiga em atletas parece diminuir a incidência de lesões musculares.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA

1. Enoka MR. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia, 2 Ed., Manole, São Paulo, 2000.
2. Okano AH, Moraes AC, Bankoff ADP, Cyrino ES. Respostas eletromiográficas dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral durante esforço intermitente anaeróbio em ciclistas. *Motriz* 2005;11(1):11-24.
3. Rahnama N, Lees A, Reilly T. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16(3):257-263.
4. Bankoff AD, Fonseca Neto DR, Zago LC, Moraes AC. Electromyographical study of the pectoralis major (sternocostal part) and deltoid muscles (middle fibers) in volleyball sequential actions. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2006;46(1):27-33.
5. Cannon DT, Kolkhorst FW, Cipriani DJ. Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. *Eur J Appl Physiol* 2007;99(6):659-664.
6. Pinto Neto O, Magini M. Electromyographic and kinematic characteristics of Kung Fu Yau-Man palm strike. *J Electromyogr Kinesiol* 2007;17(4):268-275
7. Gonçalves, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. *Rev Bras Educ Fis Esp* 2006;20(5):91-93.
8. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Borsa PA. Measurement and evaluation of dynamic joint stability of the knee and ankle after injury. *Sports Med* 2006;36(5):393-410.
9. White KK, Lee SS, Cutuk A, Hargens AR, Pedowitz RA. EMG power spectra of intercollegiate athletes and anterior cruciate ligament injury risk in females. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(3):371-376.
10. Greig MP, McNaughton LR, Lovell RJ. Physiological and mechanical response to soccer-specific intermittent activity and steady-state activity. *Res Sports Med* 2006;14(1):29-52.
11. Anastasiadis S, Anogeianaki A, Anogianakis G, Koutsonikolas D, Koutsonikola P. Real time estimation of physical activity and physiological performance reserves of players during a game of soccer. *Stud Health Technol Inform* 2004;98(1):13-15.
12. Jacobs R, Bobbert MF, Van Ingen Schenau GJ. Function of mono- and biarticular muscles in running. *Med Sci Sports Exerc* 1993;25(10):1163-1173.
13. Kapandji IA. Fisiologia Articular. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000:150.
14. Cohen M, Abdalla JR, Eijnisman B, Amaro TJ. Lesões ortopédicas no futebol. *Rev Bras Ortop* 1997;32(12):940-944.
15. Cameron M, Adams R, Maher C. Motor control and strength as predictors of hamstrings injury in elite players of Australian Football. *Phys Ther Sports* 2003;4(4):159-166.
16. Iturri JJG. Lesiones musculares y deporte. *Rev Bras Med Esporte* 1998;4(2):39-44.
17. Orchard J, Marsden J, Lord S, Garlick D. Preseason Hamstring Muscle Weakness Associated with Hamstring Muscle Injury in Australian Footballers. *Am J Sports Med*;25(1):81-85.
18. Clanton TO, Coupe KJ. Hamstring strain in athletes: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 1998;6(4):237-248.
19. Kujala UM, Orava S, Jarvinen M. Hamstring injuries, current trends in treatment and prevention. *Sports Med* 1997;23(6):397-404.
20. Shinzato TG, Battistela RL. Exercício isocinético: sua utilização para avaliação e reabilitação músculo-esquelética. *Rev Amb Med Desp* 1996;1(1):11-18.
21. Kellis E. The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *J Electromyogr Kinesiol* 1999;9(3):191-199.
22. Mullany H, O'Malley M, St Clair Gibson A, Vaughan C. Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12(5):375-384.
23. Pinniger G, Steele RJ, Groeller H. Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(3):647-653.
24. So R, Chan K, Siu O. EMG power frequency spectrum shifts during repeated isokinetic knee and arm movements. *Res Q Exerc Sport* 2002;73(1):98-106.
25. Kellis E, Baltzopoulos V. The effects of the antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997;76(3):253-259.
26. Kellis E, Baltzopoulos V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30(11):1616-1623.
27. Cresswell AG, Ovendal HA. Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *J Sports Med Phys Fitness* 2002;42(1):19-25.
28. Li G, Kaufman RK, Chaos YE, Rubash EH. Prediction of antagonistic muscles forces using inverse dynamic optimization during flexion/extension of the knee. *J Biomech Eng* 1999;121(3):316-322.
29. Larsson B, Karlsson S, Eriksson M, Gerdle B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extension. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13(3):281-287.
30. Onishi H, Yagi R, Oyama M, Akasaka K, Ihashi K, Handa Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscle during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12(5):399-406.
31. Osternig RL, James RC, Bercades TD. Eccentric knee flexor torque following anterior cruciate ligament surgery. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28(10):1229-1234.
32. Gordon CC, Chumlea WC, Roche AP. Stature, recumbent length, and weight. In: Lohman TG, Roche AF, Martorel R, editors. *Anthropometric standardization reference manual*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1988:3-8.
33. Perrin HD. *Isokinetic exercise and assessment*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1993:212.

34. Terreri APSA, Greve MDJ, Amatuzzi MM. Avaliação isocinética no joelho do atleta. *Rev Bras Med Esporte* 2001;7(2):62-66.
35. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):361-374.
36. Merletti R, Hermens H. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):283-286.
37. Griffin WJ, Tooms ER, Zwaag VR, Bertorini ET, O'toole LM. Eccentric muscle performance of elbow and knee muscle groups in untrained men and women. *Med Sci Sports Exerc* 1993;25(8):936-944.
38. Kay D, St Clair Gibson A, Mitchell MJ, Lambert MI, Noakes TD. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(6):425-431.
39. Linamo V, Moritani T, Nicol C, Komi PV. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13(1):93-101.
40. Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscle alive: their functions revealed by electromyography*. 5th edition, Baltimore, Williams & Wilkins, 1985:561.
41. Osternig LR, Hamill J, Corcos DM, Lander J. Electromyographic patterns accompanying isokinetic exercise under varying speed and sequencing conditions. *Am J Phys Med* 1984;63(6):289-297.
42. Miller JP, Croce RV, Hutchins R. Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed movements. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(4):233-239.
43. Snow JC, Cooper J, Quanbury OA, Anderson EJ. Antagonist co-contraction of knee extensors during constant velocity muscle shortening and lengthening. *J Electromyogr Kinesiol* 1995;5(3):185-192.
44. Hagood S, Solomonow M, Baratta R, Zhou H, D'Ambrosia R. The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. *Am J Sports Med* 1990;18(2):182-187.
45. Lindström B, Gerdle B, Forsgren L. Repeated maximum reciprocal knee movements in patients with minimal overt symptoms after ischaemic stroke: an evaluation of mechanical performance and EMG. *Scand J Rehabil Med* 1998;30(1):47-54.
46. Ghorri GMU, Donne B, Luckwill RG. Relationship between torque and EMG activity of a knee extensor muscle during isokinetic concentric and eccentric actions. *J Electromyogr Kinesiol* 1995;5(2):109-115.

#### Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq a FAPESP e a CAPES, pelas bolsas outorgadas. Agradecemos ainda o Núcleo de Pesquisa em Fisioterapia da Universidade São Judas, São Paulo, Brasil, por ter cedido suas instalações para que este estudo fosse realizado.

---

#### Endereço para correspondência

Antonio Carlos de Moraes  
Faculdade de Educação Física - Universidade Estadual de Campinas  
Av. Érico Veríssimo 701, Cidade Universitária Zeferino Vaz  
Cep 13083-851, Barão Geraldo, Campinas, SP, Brasil.  
E-mail: acmoraes@fef.unicamp.br

Recebido em 14/04/07  
Revisado em 25/05/07  
Aprovado em 05/06/07