

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**CARLOS EDUARDO BASSI RODRIGUES**

**TORQUE ARTICULAR E ATIVAÇÃO DOS  
MÚSCULOS BÍCEPS FEMORAL E SEMI-  
TENDÍNEO DURANTE MOVIMENTOS ISO-  
CINÉTICOS DE FLEXÃO DO JOELHO EM  
ATLETAS DE FUTEBOL**

Campinas  
2005

**CARLOS EDUARDO BASSI RODRIGUES**

---

**TORQUE ARTICULAR E ATIVAÇÃO DOS  
MÚSCULOS BÍCEPS FEMORAL E SEMI-  
TENDÍNEO DURANTE MOVIMENTOS ISO-  
CINÉTICOS DE FLEXÃO DO JOELHO EM  
ATLETAS DE FUTEBOL**

---

Dissertação de Mestrado apresentada à  
Pós-Graduação da Faculdade de Educa-  
ção Física da Universidade Estadual de  
Campinas para obtenção do título de Mes-  
tre em Educação Física.

**Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes**

Campinas  
2005

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA  
BIBLIOTECA FEF - UNICAMP**

R618t

Rodrigues, Carlos Eduardo Bassi.

Torque articular e ativação dos músculos bíceps femoral e semitendíneo durante movimentos isocinéticos de flexão do joelho em atletas de futebol / Carlos Eduardo Bassi Rodrigues. - Campinas, SP: [s.n], 2005.

Orientador: Antonio Carlos de Moraes.

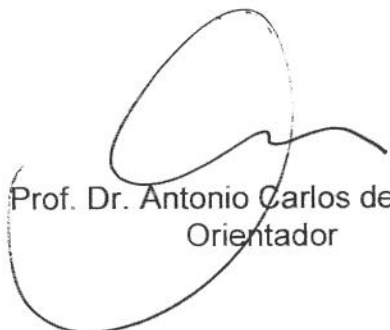
Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Futebol. 2. Atletas. 3. Músculos. 4. Movimento humano. 5. Joelho. 6. Eletromiografia. I. Moraes, Antonio Carlos. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

CARLOS EDUARDO BASSI RODRIGUES

**TORQUE ARTICULAR E ATIVAÇÃO DOS  
MÚSCULOS BÍCEPS FEMORAL E SEMI-  
TENDÍNEO DURANTE MOVIMENTOS ISO-  
CINÉTICOS DE FLEXÃO DO JOELHO EM  
ATLETAS DE FUTEBOL**

Este exemplar corresponde à redação final da  
Dissertação de Mestrado defendida por Carlos  
Eduardo Bassi Rodrigues e aprovada pela Co-  
missão julgadora em: 21 / 12 / 2005.

  
Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes  
Orientador

Campinas  
2005

200610943

**COMISSÃO JULGADORA**

**Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes**  
**Orientador**

**Prof. Dr. Mauro Gonçalves**

**Prof. Dr. Miguel de Arruda**

# DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todas as pessoas que de forma direta ou indireta me incentivaram ou ajudaram a realizar esta pesquisa, que marcará para sempre a minha vida.

## AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço os meus familiares, principalmente meus pais, Carlos Brochado Rodrigues e Elizabeth do Amaral Bassi, pôr terem dado as condições necessárias para que eu pudesse estudar e chegar até aqui e auxiliar na pessoa que eu sou hoje.

Agradeço o Prof. Dr. Antonio Carlos de Moraes, um grande homem, que abriu as portas do conhecimento científico e me deu oportunidade de realizar mais esta conquista em minha vida.

O colega Alexandre Hideki Okano pela valiosa colaboração na realização deste trabalho.

O Laboratório de Biomecânica do Movimento Humano da Universidade São Judas Tadeu, nas pessoas da Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Vilma Nísta Píccolo e Prof. Dr. Rubens Correa de Araújo, que abriram as portas do laboratório e a Fisioterapeuta Flávia de Andrade Souza, que com extrema boa vontade me auxiliou durante a fase de coleta dos dados deste trabalho.

À Associação Atlética Ponte Preta, que através da sua diretoria composta por Sérgio Carnielli e Marco Antonio Eberlim, liberou os atletas e a minha pessoa para realizar este trabalho.

Aos atletas pela cooperação e dedicação com a pesquisa.

Aos fisioterapeutas Thiago Villagelim Chaves, Rodrigo Machado Iralah e Ricardo Garcia Sandoval que durante a minha ausência desempenharam importante trabalho.

*“A única diferença entre o sucesso e o fracasso reside na capacidade de sermos pessoas ativas”* Alexander Graham Bell

RODRIGUES, Carlos Eduardo Bassi. Torque articular e ativação dos músculos bíceps femoral e semitendíneo durante movimentos isocinéticos de flexão do joelho em atletas de futebol. 2005. 69f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

## RESUMO

Os estudos envolvendo a eletromiografia associada ao dinamômetro isocinético tem sido fundamental para o conhecimento da participação dos músculos e quantificação do torque relacionado à articulação do joelho em atletas que praticam a modalidade futebol em nível competitivo. Esta modalidade é caracterizada por movimentos explosivos e dinâmicos que exigem força rápida e resistência muscular. Estas características estão intimamente relacionadas com a função desempenhada pelos Ísquiotibiais, o que nos leva a acreditar na importância do conhecimento deste grupo muscular em relação à modalidade esportiva. O presente estudo objetivou analisar o comportamento dos sinais EMG dos músculos Bíceps Femoral (cabeça longa) e Semitendíneo e o torque articular do joelho, durante a realização de movimentos no dinamômetro isocinético. Participaram do estudo 14 atletas de futebol da categoria Juniores (18-20 anos) da Associação Atlética Ponte Preta. Os mesmos foram submetidos a um protocolo de cinco repetições de flexão (ação concêntrica e excêntrica) do joelho esquerdo em 3 velocidades (60, 180 e 300 graus/segundo), as quais foram previamente sorteadas. Entre a realização de cada velocidade houve um período de 3 minutos para repouso. A atividade eletromiográfica (EMG) foi coletada utilizando-se eletrodos de superfície e os dados foram expressos em RMS. Com relação ao RMS houve alteração entre os músculos em algumas repetições na fase concêntrica a 60°/s e de forma geral os valores expresso RMS não se alteraram com a variação da velocidade de execução bem como do tipo de contração realizada. Com relação ao torque, os maiores valores foram obtidos na velocidade de 60°/s durante a fase concêntrica. Na fase excêntrica, não houve alteração do torque com modificação da velocidade de execução. Além disso, independentemente da velocidade ou repetição considerada, os valores de torque foram maiores durante a fase excêntrica. A relação RMS/Torque não foi linear nestas condições de avaliação, pois enquanto os valores de torque variaram entre as velocidades e entre os dois tipos de contração, o RMS manteve-se praticamente estável.

Palavras-Chaves: Bíceps Femoral; Semitendíneo; Eletromiografia; Isocinético; Futebol.

RODRIGUES, Carlos Eduardo Bassi. Articular torque and activation of Biceps Femoris and Semitendinosus muscles during isokinetics movements of knee flexion in soccer's athlete. 2005. 69f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

## ABSTRACT

Studies involving electromyography associated with isokinetic dynamometer are important to identify muscles participation and torque quantification related with knees articulation in competitive soccer's athlete. Explosive and dynamic movements that demand muscular resistance and explosive strength characterize soccer. These characteristics are related with the role played by isquiotibial muscle, which take us to understand the importance of studying these muscular groups in. This study aimed to analyze the electromyography data of the Biceps Femoris and Semitendinosus muscles and the knee's torque during the movements in the isokinetic dynamometer. To participate of the study 14 athletes soccer's players were selected from the Junior's category (18-20 years old) of the Ponte Preta Athletic Association. They executed a protocol of 5 repetitions of flexion (concentric and eccentric action) of the left knee in three velocities (60, 80 and 120 degrees/seconds) randomly. There was a 3 minutes rest between the executions. The electromyography data was collected with surface electrodes and data expressed with RMS. The RMS data had some variation between the two muscles in some repetitions of the concentric phase at 60°/s and generally the RMS data had no variation in the three velocities or in the two different muscle's contraction. For the torque, the highest data was from the 60°/s velocity in concentric contraction. For the eccentric contraction there was no torque's variation in the different velocities. Moreover, independent of velocities or repetitions eccentric phase had higher data for the torque. The relation RMS/torque was not constant because torque data changed during different velocities and different contraction and RMS kept almost stabled.

Keywords: Biceps Femoris; Semitendinosus; Electromyography; Isokinetic; Soccer

# SUMÁRIO

|                                                              |    |
|--------------------------------------------------------------|----|
| 1 INTRODUÇÃO.....                                            | 18 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA .....                                | 21 |
| 2.1 Grupo muscular Ísquiotibiais .....                       | 21 |
| 2.2 Dinamômetro Isocinético .....                            | 22 |
| 2.3 Estudos eletromiográficos .....                          | 25 |
| 2.4 Dinamômetro Isocinético / Estudos Eletromiográficos..... | 30 |
| 3 OBJETIVOS.....                                             | 41 |
| 3.1 Objetivo geral .....                                     | 41 |
| 3.2 Objetivos específicos.....                               | 41 |
| 4 MATERIAIS E MÉTODOS.....                                   | 42 |
| 4.1 Sujeitos .....                                           | 42 |
| 4.2 Equipamentos .....                                       | 42 |
| 4.3 Procedimentos e aquisição de dados .....                 | 44 |
| 4.4 Avaliação e interpretação dos resultados.....            | 48 |
| 4.5 Tratamento estatístico.....                              | 48 |
| 5 RESULTADOS .....                                           | 49 |
| 6 DISCUSSÃO.....                                             | 54 |
| 7 CONCLUSÕES .....                                           | 61 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....                             | 62 |
| ANEXO A: exemplos de registros eletromiográficos .....       | 75 |

# 1 INTRODUÇÃO

O conceito do exercício isocinético surgiu da necessidade de pesquisadores da área desportiva em buscar uma avaliação eficaz da capacidade de força do músculo esquelético (PERRIN 1993). A dinamometria é uma área que utiliza instrumentos de medidas como os dinamômetros isocinéticos (DVIR, 1995). O dinamômetro isocinético é um aparelho que permite gerar força em um movimento angular com uma velocidade pré-determinada, a qual pode variar de  $0^\circ/\text{s}$  a  $600^\circ/\text{s}$  (HAMILL; KNUTZEN 1999).

A avaliação isocinética nos permite ter informações dos parâmetros da função muscular como o torque articular, o trabalho, a potência e a resistência muscular. Vários autores, entre os quais Gould III (1993), Reider (1996), Kisner e Colby (1998), Clanton e Coupe (1998) destacam a importância do dinamômetro para avaliar, treinar e reabilitar, principalmente a articulação do joelho no caso de atletas. No caso deste grupo muscular, Worrell (1994) e Kujala, Orava e Järvinen (1997) afirmam a importância deste tipo de exercício para prevenção e reabilitação.

Shinzato e Battistella (1996), foram provavelmente os primeiros autores a relatarm sua experiência e a importância deste recurso em nosso país. Eles citam também a possibilidade de se realizarem trabalhos com a eletromiografia de forma sincronizada com o dinamômetro isocinético.

O grupo muscular dos Ísquiotibiais tem papel fundamental na prática do futebol em nível competitivo. Esta modalidade é caracterizada por movimentos explosivos e dinâmicos que exigem força rápida e resistência muscular (WEINECK 2000).

Estas características estão intimamente relacionadas com a função desempenhada pelos Ísquiotibiais, o que nos leva a acreditar na importância do conhecimento deste grupo muscular e de cada um dos músculos individualmente, para melhora no trabalho com esta modalidade esportiva.

Herzog (1996) destaca a importância do conhecimento das propriedades mecânicas dos músculos para a otimização das relações força-comprimento, força-potência-velocidade e do controle motor para as atividades esportivas.

Os trabalhos de Cohen et al. (1997) e Ladeira (1999) mostraram que na incidência de lesões nesta modalidade, a articulação mais lesada foi a do joelho, articulação esta que tem estes músculos como motores primários no seu funcionamento dinâmico, sendo que a maior incidência de lesões foram as musculares, principalmente nos Ísquiotibiais. Entretanto, no trabalho de Iturri (1998), o qual avaliou o tipo e as lesões que acometem o atleta de futebol, este grupo muscular ficou em segundo lugar no número de incidências.

Para Montgomery, Pink e Perry (1994), Agre (1995), Reider (1996), Clanton e Coupe (1998) e Cameron, Adams e Maher (2003) o fato de estes músculos serem bi-articulares, 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”, os tornam músculos predisponentes à lesão neste tipo de atleta.

Ekstrand e Gillquist (1982), já alertavam para importância do conhecimento do trabalho deste grupo muscular para que o treinamento melhorá-se a condição física e evita-se este tipo de lesão no atleta de futebol.

O estudo das lesões deste grupo muscular com a utilização do dinamômetro isocinético mostra a importância deste aparelho, como no trabalho de Knapik et al. (1991) onde os autores observaram em atletas do sexo feminino lesionadas, uma diferença de 15% na relação do torque entre os Grupos Ísquiotibiais e Quadríceps Femoral. Os resultados foram semelhantes aos encontrados por Orchard et. al. (1997) com jogadores de futebol australiano. Jonhagen, Németh e Eriksson (1994) encontraram em corredores lesionados menores valores de torque, tanto na ação excêntrica quanto na concêntrica em baixa velocidade (30°/s) com relação a corredores não lesionados.

Em seus resultados Heiser et al. (1984) apresentaram o uso do dinamômetro isocinético como fator fundamental para a prevenção de estiramento e reabilitação muscular dos Ísquiotibiais em jogadores de futebol americano. Ele atribui a estes resultados três fatores: 1) a detecção e correção de desequilíbrios musculares; 2) segurança e possibilidade de modulação da velocidade para treinamento e recuperação; 3) avaliações objetivas para determinar o tempo de retorno do atleta às atividades competitivas.

Pinto e Arruda (2001) avaliando a articulação do joelho de atletas de futebol profissional, atentaram para a importância de um melhor conhecimento das características do a-

atleta brasileiro, ou seja, criar um banco de dados com informações de atletas nacionais. Para Parkkari, Kujala e Kannus (2001) este tipo de intervenção é primordial para se obter resultados satisfatórios com atletas de alto nível, mostrando que a literatura aponta para a necessidade do conhecimento apurado das características específicas dos atletas para cada modalidade esportiva.

O presente estudo objetivou analisar o comportamento dos sinais EMG dos músculos Bíceps Femoral (cabeça longa) e Semitendíneo e o torque articular do joelho, durante a realização de movimentos no dinamômetro isocinético. O estudo foi desenvolvido com a participação de atletas de futebol da categoria Juniores, os quais foram submetidos a um protocolo de cinco repetições de flexão (ação concêntrica e excêntrica) do joelho esquerdo em 3 velocidades (60, 180 e 300 graus/segundo).

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura disserta sobre o grupo muscular denominado Ísquiotibiais, estudos eletromiográficos e trabalhos com o uso de dinamometria isocinética sincronizada com a eletromiografia.

### 2.1 Grupo muscular Ísquiotibiais

Os Ísquiotibiais são considerados um dos grupos musculares com funcionamento mais complexo do corpo humano, estando envolvido na locomoção e estabilização dos membros inferiores (TURL; GEORGE, 1998).

Este grupo muscular é formado pelos seguintes músculos: Semitendíneo, Semimembranoso, Bíceps Femoral cabeça longa e cabeça curta, sendo este último ventre muscular o único uniarticular do grupo muscular (FENER; STAUBERAND; SOBOTTA, 1993; KENDALL; KENDALL; PROVANCE, 1995; TERRY; LA PRADE, 1996; KAPANDJI, 2000).

Devido ao fato de estarem relacionados com o movimento da articulação do quadril e também do joelho, estes músculos são denominados músculos bi-articulares, conforme Hall (2000), característica que os tornam músculos distribuidores de trabalho, ou seja, durante movimentos dinâmicos eles atuam distribuindo o trabalho muscular entre as articulações (JACOBS; BOBBERT; VAN INGEN SCHENAU, 1993).

O trabalho de Montgomery, Pink e Perry (1994) que através de uma análise eletromiográfica de 11 músculos do quadril e do joelho de corredores recreacionais, encontrou uma maior atividade eletromiográfica desta musculatura, durante a fase excêntrica no controle do movimento de flexão do quadril e um aumento desta atividade com o aumento da velocidade da corrida. Hamill e Knutzen (1999) afirmam que o trabalho desta musculatura é maior na articulação do quadril, devido a um maior braço de alavanca, contudo eles afirmam também que o grupo muscular dos Ísquiotibiais é o maior responsável pelo movimento de flexão do joelho, Perrin (1993) cita a ação excêntrica deste grupo muscular essencial para a desaceleração do movimento de extensão do joelho durante a corrida.

Dinamicamente, reforçam a estabilização medial (Semitendíneo) e lateral (Bíceps Femoral) do joelho e juntamente com o ligamento cruzado anterior (LCA), limita a translação tibial anterior durante a extensão do joelho (ANDREWS; HARRELSON; WILK, 1998; GLESSON et al., 1998).

Os Ísquiotibiais também controlam a pelve tracionando a tuberosidade isquiática criando uma inclinação posterior da pelve, sendo também responsáveis pela postura ereta (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Contudo, estes mesmos autores citam que a ação dos músculos bi-articulares do quadril e do joelho não é tão simples. O estudo das funções de cada um desses músculos, em separado, é insuficiente para explicar todos os fenômenos observados no movimento dinâmico do membro inferior, devido aos músculos trabalhar em grupos e efetuarem movimentos coordenados.

## **2.2 Dinamômetro Isocinético**

O conceito do exercício isocinético surgiu da necessidade de pesquisadores da área desportiva em buscar uma avaliação eficaz da capacidade de força do músculo esquelético (PERRIN 1993). Segundo Andrews, Harrelson e Wilk (1998) o conceito do isocinético foi introduzido na literatura por James Perrine (1967), porém na década de 80 houve um processo de popularização da utilização do isocinético no esporte.

A dinamometria é uma área que utiliza instrumentos de medidas como os dinamômetros isocinéticos, que proporcionam informações quanto à dinâmica, isto é, movimento e desempenho mecânico dos grupos musculares (DVIR, 1995). O dinamômetro isocinético é um aparelho ativo que possui um sistema servo motor hidráulico ou eletromecânico acoplado a um computador que permite gerar força em um movimento angular com uma velocidade pré-determinada, a qual pode variar de 0°/s a 600°/s (HAMILL; KNUTZEN 1999). Quando o movimento é igual ou acima da velocidade limite, o dinamômetro produz uma força igual de contenção para manter constante o movimento, característica esta que estimula o músculo em 100% de sua capacidade motora (PERRIN 1993).

A avaliação isocinética nos permite ter informações dos parâmetros da função muscular como o torque articular, o trabalho, a potência e a resistência muscular. O torque articular é definido pelo produto de uma força pelo comprimento do braço de alavanca onde atua esta força, ou seja,  $\text{Torque} = \text{Força} \times \text{Distância}$  e pode ser avaliado através do pico de torque (maior valor encontrado na curva do torque) ou pela média dos valores do torque durante a realização do ou dos movimentos (SHINZATO; BATISTELA 1996).

Perrin (1993) afirma que independente da idade ou atividade exercida, a relação de força entre os grupos musculares como Quadríceps e Ísquiotibiais tende a ser de 5 a 10%, sendo essencial tanto para a ação concêntrica quanto para a excêntrica, mesmo sabendo que na excêntrica o torque é maior para ambos os grupos musculares. Em baixas velocidades (60°/s), o valor do torque dos Ísquiotibiais tende ser em torno de 60% do valor do torque do Quadríceps, lembrando que para comparações o valor do torque é sempre normalizado pelo peso corpóreo do indivíduo. Este autor relata ainda que a posição de decúbito ventral no dinamômetro isocinético é a posição que mais se aproxima de atividades funcionais como andar e correr, para o estudo ou treinamento dos músculos Ísquiotibiais. Assim, de acordo com essas informações é que esta posição foi escolhida para a realização do estudo.

Vários autores, entre os quais Gould III (1993), Reider (1996), Kisner e Colby (1998), Clanton e Coupe (1998) destacam a importância do dinamômetro para avaliar, treinar e reabilitar, principalmente a articulação do joelho no caso de atletas. No caso deste grupo muscular, Worrell (1994) e Kujala, Orava e Järvinen (1997) afirmam a importância deste tipo de exercício para prevenção e reabilitação.

Shinzato e Battistella (1996), foram provavelmente os primeiros autores a relatarmos sua experiência e a importância deste recurso em nosso país. Eles citam também a possibilidade de se realizarem trabalhos com a eletromiografia de forma sincronizada com o dinamômetro isocinético. Terreri, Greve e Amatuzzi (2001) destacam o pouco tempo deste aparelho e sua utilização no Brasil (aproximadamente 15 anos), citando que a avaliação isocinética permite quantificar em valores absolutos algumas variáveis da função muscular como o torque, o trabalho muscular, a potência, a resistência e a relação agonista / antagonista, relação esta de fundamental importância para a prevenção de lesões, tanto articulares quanto musculares, como mostram os trabalhos de Croisier et al. (2002) e Cameron, Adams e Maher (2003).

Andrews, Harrelson e Wilk (1998) destacam as principais vantagens do dinamômetro isocinético, como eficiência, segurança, acomodação da resistência, escolha da velocidade, o modo concêntrico e excêntrico de realização do exercício e a documentação do trabalho. Porém destacam também as desvantagens que são, apesar da modulação da velocidade, a não representação da atividade funcional do atleta e o alto custo do equipamento, desvantagens também citadas por Hamill e Knutzen (1999).

A seguir, relatamos alguns trabalhos abordando estudos musculares realizados conjuntamente com o dinamômetro isocinético. Tendo em vista a escassez de trabalhos com o grupo muscular Ísquiotibiais, referimo-nos, também a pesquisas com outros músculos.

No trabalho de Griffin et al. (1993) com homens e mulheres não treinados, objetivando avaliar a ação excêntrica nas articulações do cotovelo e do joelho no dinamômetro isocinético nas velocidades de 30°/s e 120°/s, foi observado através da média de torque da ação excêntrica que não houve alteração significativa entre as duas velocidades, enquanto que a média de torque da ação concêntrica diminuiu com o aumento da velocidade. Foi observado também que a média de torque da ação excêntrica foi maior em todas as velocidades.

Kawabata et al. (2000) utilizou o dinamômetro isocinético para o estudo do processo de fadiga muscular em atletas. A investigação contou 18 atletas de beisebol, 12 atletas de futebol e 13 maratonistas. Em todos os sujeitos o pico de torque dos músculos extensores foi maior que dos flexores, na articulação do joelho, sendo que os extensores apresentaram um alto índice de fadiga e uma rápida recuperação, já os flexores apresentaram um baixo índice de fadiga e uma lenta recuperação. Os maratonistas apresentaram o menor índice de fadiga entre as modalidades, tanto para flexores quanto para os extensores.

Pinto e Arruda (2001) estudaram o comportamento de atletas de futebol profissional brasileiros na avaliação isocinética do joelho. Os autores avaliaram a articulação do joelho na posição sentada em três velocidades: 60°/s (lenta), 180°/s (intermediária) e 300°/s (rápida), no modo concêntrico, tanto para a extensão quanto para flexão do joelho. Trabalho semelhante realizado por Le Gall, Laurent e Rochcongar (1999), com atletas franceses, porém com resultados diferentes, mostrando a importância de se criar um banco de dados com informações de atletas nacionais.

Kellis (2001) utilizando o dinamômetro isocinético e dois métodos dimensionais matemáticos, avaliou as forças na articulação Tíbio-Femoral de 10 indivíduos durante três movimentos máximos concêntricos e excêntricos em quatro velocidades: 30°/s, 90°/s, 120°/s e 150°/s, concluindo que exercícios isocinéticos dos flexores induzem ao aumento de forças compressivas nesta articulação, especialmente durante a ação excêntrica, onde seus resultados mostram que durante os movimentos concêntricos rápidos as forças compressivas são menores que movimentos mais lentos, enquanto que na ação excêntrica não houve diferença significativa entre as velocidades. O autor cita ainda, que não existem estudos prévios que avaliam a força muscular entre cada um dos componentes dos Ísquiotibiais.

### **2.3 Estudos eletromiográficos**

Montgomery et al. (1994) descreveram a ação de 11 músculos do quadril e do joelho em 30 corredores recreacionais, tendo como resultado o trabalho dos Ísquiotibiais atuando nas ações concêntrica e excêntrica durante a flexão do quadril.

Pinnington et al. (2005) estudaram através do sinal EMG os músculos Semi-membranoso, Bíceps Femoral, Vasto Lateral, Vasto Medial, Reto Femoral e Tensor da Fáscia Lata de oito corredores durante corridas de 8km/h e 11km/h, realizadas em piso rígido e em piso de areia seca. Eles concluíram que para ambas as velocidades o sinal EMG dos Ísquiotibiais foi maior no piso de areia seca, o que explicaria o maior gasto energético neste tipo de piso comparado com o piso rígido.

Através de eletrodos de superfície, Hanon, Thépaut-Mathieu e Vanderwalle (2005), estudaram o comportamento dos músculos Glúteo Máximo, Bíceps Femoral, Vasto Lateral, Reto Femoral, Tibial Anterior e Gastrocnêmio, durante o processo de fadiga em corridas de curta duração com alta intensidade. Os autores observaram através do sinal Integrado EMG, que os músculos: Reto Femoral e Bíceps Femoral apresentavam alterações antes dos demais músculos, sugerindo uma maior susceptibilidade à fadiga, fato explicado pela ação bi-articular de ambos durante a corrida.

Nakajima, Kawaruma e Takeda (2003) com o objetivo de avaliar a resposta da coativação entre os grupos musculares Quadríceps Femoral e Ísquiotibiais, estudaram através do

sinal EMG normalizado pela máxima contração isométrica, os músculos: Glúteo Máximo, Vasto Medial, Reto Femoral, Vasto Lateral, Semitendíneo e Bíceps Femoral (cabeça longa) durante a realização de exercícios de extensão isométrica do joelho com o indivíduo em decúbito dorsal. Os autores relatam haver um aumento significativo do sinal dos Ísquiotibiais e do Glúteo Máximo ipsilateral (mesmo lado), quando o indivíduo fletia o membro contralateral a 90 graus na articulação do quadril e joelho. Eles concluíram que este tipo de “manobra” é importante para o treino de coativação muscular no início da reabilitação de indivíduos submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior, pois diminuiria o “stress” no enxerto causado pela contração isolada do Quadríceps Femoral sem a respectiva manobra.

Pöyhönen et al. (2001), através de eletrodos de superfície, coletou o sinal dos músculos Bíceps Femoral e Semitendíneo do membro inferior esquerdo, em movimentos de flexo-extensão do joelho embaixo da água e encontrou uma maior ativação eletromiográfica destes músculos durante o início do movimento de flexão concêntrica do joelho.

O trabalho de Eisner et al. (1999), com a utilização de uma bicicleta ergométrica e a captação do sinal EMG dos músculos Vasto Medial, Vasto Lateral, Reto Femoral, Bíceps Femoral, Semitendíneo, Tibial Anterior e Gastrocnêmio, do membro inferior direito de 12 indivíduos, durante os movimentos de pedalar para frente e para trás, encontrou maior ativação do sinal EMG do Bíceps e do Semitendíneo durante o movimento de pedalar para trás, concluindo que este seria um importante recurso para reabilitação do joelho por diminuir a pressão patelo-femoral e o “stress” no ligamento cruzado anterior.

Nesta linha de pesquisa encontramos trabalhos como o de Tsuda et al. (2001), que em 9 indivíduos inseriu, via artroscópio, um eletrodo do tipo agulha no ligamento cruzado anterior e eletrodos de superfície nos músculos Bíceps Femoral e Semitendíneo. Ao estimular eletricamente o ligamento observou aumento da atividade eletromiográfica dos músculos. Depois, anestesiou a articulação do joelho e estimulou novamente o ligamento e observou que não havia resposta da musculatura monitorada, confirmando a existência de um arco reflexo entre estes músculos e o ligamento cruzado anterior.

Fonseca et al. (2004) através do sinal EMG captado dos músculos Vasto lateral e Bíceps Femoral, estudaram a co-ativação entre os músculos, e em 10 indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior e em 10 indivíduos sem história de problemas na articulação do joelho.

lho. Os indivíduos foram analisados durante a marcha normal e durante a marcha alterada em cima de uma plataforma de instabilidade. Eles concluíram que os indivíduos com lesão ligamentar apresentavam através do sinal EMG uma menor co-ativação, tanto na marcha normal quanto na marcha alterada pela plataforma de instabilidade.

Em um trabalho recente, Kingma, Aalbersberg e Dielën (2004) mensuraram a atividade EMG dos extensores e flexores do joelho de 10 sujeitos, os seus resultados mostraram um aumento da EMG do Bíceps Femoral e Semitendíneo relacionados com o momento da extensão do joelho, suportando a idéia da proteção destes músculos ao ligamento cruzado anterior.

Hortobágyi et al. (2005) compararam a co-ativação entre os grupos musculares Quadríceps (Vasto Lateral) e Ísquiotibiais (Bíceps Femoral) em indivíduos com grau II de Osteoartrose, indivíduos adultos e adultos jovens sem problemas de joelho, durante a caminhada, a subida e a descida de escada. Eles observaram que os indivíduos com Osteoartrose apresentaram maior co-ativação dos músculos avaliados seguidos pelos adultos e adultos jovens respectivamente. Eles acreditam que a maior ativação do sinal do Bíceps Femoral nestes indivíduos se dá pela “fraqueza” dos músculos do Quadríceps como resultado da patologia.

Na literatura também encontramos pesquisadores que trabalham com a EMG de superfície e este grupo muscular durante o processo de fadiga em sujeitos com e sem problemas no ligamento cruzado anterior. No trabalho de Tho, Gunnar e Ejnar (1997) foi realizada uma análise com a eletromiografia de superfície durante a fadiga muscular dos extensores do joelho (Vasto Medial, Vasto Lateral e Reto Femoral) e flexores (Bíceps Femoral, Semitendíneo e Gastrocnêmio) durante contrações isométricas com 80% da máxima contração voluntária. Os autores concluíram que houve uma adaptação do grupo Ísquiotibiais dos pacientes com deficiência do ligamento, devido um rápido restabelecimento da função comparando com o mesmo grupo muscular dos sujeitos sem problemas ligamentares, fato que eles atribuem aos episódios recorrentes de falseio articulares destes sujeitos.

Hautier et al. (2000), estudaram o comportamento do músculo Bíceps Femoral durante a realização de vários “sprints” em um cicloergômetro e observaram a alteração do sinal eletromiográfico durante a fadiga. Concluíram que a fadiga diminuía o trabalho de coativação entre os músculos do joelho e que o melhor posicionamento do pé no pedal poderia “melhorar” o

trabalho do antagonista, no caso o Bíceps Femoral, minimizando o efeito do processo de fadiga e otimizando a produção de força muscular.

Piazza e Delp (1996) através de um estudo com um modelo matemático e dos dados do trabalho de Perry (1992) utilizando sinais EMG captados por eletrodos tipo agulha dos músculos envolvidos durante a marcha, dentre eles, a cabeça curta do músculo Bíceps Femoral e dos outros Ísquiotibiais, observando que no início da marcha o aumento da atividade do músculo Reto Femoral “inibia” a amplitude do movimento de flexão do joelho, servindo como modulador do movimento de flexão do joelho durante a marcha.

Ramsey et al. (2003) através da EMG de superfície analisou os músculos: Reto Femoral, Semitendíneo, Bíceps Femoral e Gastrocnêmio Lateral, com o objetivo de verificar a funcionalidade de “Braces Funcionais” (aparelhos de uso externo para a estabilização articular) em indivíduos que apresentavam deficiência do Ligamento Cruzado Anterior durante a marcha. Eles observaram que com a utilização do “Brace”, a atividade EMG do Semitendíneo diminuiu 17%, do Bíceps Femoral 44% e do Reto Femoral aumentou 21%, antes do pé tocar o solo, não havendo redução consistente na anteriorização da tíbia. Eles concluíram que é necessário um trabalho de propriocepção e coordenação muscular combinado com a utilização do Brace para a melhora da estabilidade articular.

McCrory et al. (2004) com o propósito de avaliarem o efeito do uso da órtese de joelho denominada “Protonics TM”, em mulheres com síndrome patelo-femoral, avaliaram o sinal EMG do Bíceps Femoral e Glúteo Médio durante a marcha e a realização de exercícios de “step” lateral, concluindo que a utilização do aparelho não alterou de forma significativa a duração e nem a ativação do sinal Integrado EMG de ambos os músculos avaliados.

Em recente estudo Karamanidis, Arampatzis e Brüggeman (2004) analisaram a reprodução do sinal EMG e a força de reação do solo em 12 mulheres corredoras de longa distância, durante três velocidades diferentes, avaliaram os músculos: Gastrocnêmio, Vasto Lateral, Tibial Anterior e os Ísquiotibiais. Observaram que a força de reação do solo tinha pequena variação entre as velocidades. Já o sinal EMG parecia ser dependente da atividade realizada para todos os músculos avaliados.

Com o objetivo de avaliar a influência da estimulação elétrica nos motoneurônios do tipo II do músculo Semitendíneo, aferentes do nervo Tibial, Roujeau, Decq & Lefau-

cheur (2004), concluíram que a EMG de superfície provê mais informações destes tipos de motoneuronios que o estudo de apenas uma Unidade Motora, tornando-se um valioso recurso para um melhor entendimento do processo de espasticidade do Membro Inferior.

Buurke et al. (2004) avaliaram o tempo de ativação muscular do Semitendíneo e do Vasto lateral em crianças portadoras de paralisia cerebral, que pela patologia apresentavam hipertonía muscular, dificuldade de marcha, contraturas musculares e alterações do crescimento. Através de eletrodos de superfície, foi avaliado o sinal EMG durante a marcha antes e depois destas crianças serem submetidas a procedimento cirúrgico de liberação articular de partes moles. Com o objetivo de justificar o procedimento cirúrgico destes pacientes, eles observaram que após a cirurgia o tempo de ativação de ambos os músculos havia diminuído, de forma que o procedimento possibilitou uma melhor realização da marcha nestes pacientes.

O estudo de Shultz et al. (2005) avaliou a resposta do reflexo extensor do joelho durante baixos níveis de anteriorização da tíbia. Dentre os músculos observados eles captaram o sinal EMG do Semitendíneo e do Bíceps Femoral. Utilizando um aparato que aplicava uma força de anteriorização da tíbia em decúbito lateral sem ação da gravidade e sem descarga de peso, eles observaram que o reflexo de ativação foi rápido tanto para o grupo Quadríceps quanto para os Ísquiotibiais, porém a magnitude do reflexo do Quadríceps foi maior que dos Ísquiotibiais. Eles reconhecem que a falta da ação da gravidade e da descarga de peso influencia nos resultados.

Shin et al. (2004) através do sinal EMG dos músculos Multifídios, Dorsal Longo, Íliocostal, Reto Femoral, Vasto Medial, Vasto Lateral, Bíceps Femoral e Gastrocnêmio, em oito indivíduos, observaram nas angulações de 30°, 50°, 70° e 90° de flexão do tronco com os joelhos a 0°, 20° e 40° de flexão, sem carga e com 50% de carga da máxima contração voluntária de extensão de tronco, que a angulação da flexão do joelho influenciava a resposta EMG dos extensores do tronco, principalmente na flexão do tronco a 90° e que os indivíduos com pouca flexibilidade dos Ísquiotibiais, mensurados pelo teste de sentar-e-alcançar (sit and reach), apresentavam grande ativação do sinal EMG dos extensores do tronco independente da angulação de flexão.

Na literatura encontramos recentes trabalhos envolvendo a eletromiografia com este grupo muscular, como o trabalho de Coorevits et al. (2005) que avaliou qual o melhor mode-

lo estatístico para descrever o processo de fadiga através da Frequência Mediana dos sinais EMG de músculos da coluna Lombar e do quadril dentre eles o Bíceps Femoral, durante contrações isométricas. Dentre os modelos estatísticos eles avaliaram o linear, o logaritmo e o quadrático ou exponencial, e concluíram que os modelos não apresentavam informações adicionais, apenas aumentavam o grau de complexidade da análise, e validaram a técnica de regressão linear simples no estudo da fadiga destes músculos com a Frequência Mediana do sinal EMG.

Tirosh e Sparrow (2005) compararam o sinal EMG de alguns músculos do membro inferior, entre os quais o Bíceps Femoral, em sujeitos jovens e idosos durante três velocidades de marcha com um estímulo visual de parada abrupta, concluindo que os sujeitos idosos davam em média mais dois passos para parar em relação aos sujeitos jovens e recrutavam mais os músculos Sóleo, Vasto Lateral e Glúteo Médio para parar, enquanto os sujeitos jovens recrutavam todos os músculos avaliados.

O trabalho de Marchand-Pauvert et al. (2005) avaliou a excitação dos motonêuronios dos músculos Vasto Lateral, Tibial Anterior, Semitendíneo e Gastrocnêmio Medial durante posturas de alongamento anterior. Paralelo a realização da postura, eles estimularam eletricamente para estimar a excitabilidade dos motonêuronios e observaram que esta estimulação no Vasto Lateral primeiro excitava os aferentes do tipo I e depois do tipo II enquanto que no Semitendíneo apenas o tipo II, estas alterações se devem ao fato da manutenção do equilíbrio durante as diferentes posições.

Em pesquisa de Marque et al. (2005) realizada através da estimulação elétrica do nervo Tibial (próximo ao tornozelo), foi observada uma grande excitabilidade dos motonêuronios aferentes do tipo II dos músculos Vasto Lateral e Vasto Intermédio, Tibial Anterior e Fibular Curto, em relação aos músculos Bíceps Femoral e Semitendíneo em sujeitos na posição sentada.

## **2.4 Dinamômetro Isocinético / Estudos Eletromiográficos**

A utilização da dinamometria isocinética e da eletromiografia de forma conjunta é conhecida como sincronização, descrita por Shinzato e Battistella (1996) e tem sido extensi-

vamente utilizada para o estudo da função muscular. A seguir abordaremos estudos relacionando a eletromiografia e o dinamômetro isocinético.

Vários autores como Weir et al. (1998), Kellis (1999), Kellis e Kellis (2001), Mullany et al. (2002) e So et al. (2002), estudaram o comportamento do grupo muscular Ísquiotibiais como antagonista no movimento de extensão do joelho e a coativação com o Quadríceps, sob condições de fadiga e as implicações que este processo acarreta na estabilização da articulação do joelho. No trabalho de Pinniger, Steele e Groeller (2000) é relatado o estudo do processo de fadiga destes músculos em atletas com o objetivo de tentar diminuir a incidência de lesões musculares.

Larsson et al. (2003) estudaram o grau de confiabilidade e reprodutibilidade da reavaliação de um teste após uma semana, avaliando o sinal eletromiográfico e o pico de torque através das variáveis do sinal EMG como a RMS (Root Mean Square) e a Frequência Média e o processo de fadiga durante um teste de resistência, onde 20 indivíduos (10 homens e 10 mulheres) realizaram 100 movimentos de extensão concêntrica do joelho em posição sentada na velocidade de 90°/s. Foram analisados os sinais dos músculos: Reto Femoral, Vasto Lateral, Vasto Medial e Bíceps Femoral no papel de antagonista. Eles concluíram que a reavaliação apresentou um grau satisfatório de reprodutibilidade em relação à primeira avaliação, entretanto o que chamou atenção foi o fato de eles assumirem que o estudo do sinal EMG do Bíceps Femoral no dinamômetro isocinético, poderia ter sofrido alterações devido à realização do movimento na posição sentada.

Nesta linha de pesquisa, porém sem estudar os efeitos da fadiga, Osternig et al. (1984) estudaram a coativação dos Ísquiotibiais (Bíceps Femoral) e do Quadríceps (Vasto Lateral) no movimento de flexão-extensão do joelho através de eletrodos de superfície no aparelho isocinético em quatro velocidades (100, 200, 300 e 400°/s) onde foi observado que o músculo Bíceps Femoral mostrou-se mais ativo no papel de antagonista da extensão do joelho que o Vasto Lateral na flexão. Porém, não foi encontrada diferença na atividade eletromiográfica entre as diferentes velocidades analisadas. Os dados EMG foram normalizados pela máxima contração voluntária.

Já o trabalho de Hagood et al. (1990) estudou a relação da EMG dos Ísquiotibiais durante sua ação como antagonista em velocidades que variaram de 15°/s a 240°/s, onde en-

contraram um aumento da atividade eletromiográfica com o aumento da velocidade e uma maior ativação nos 40° finais do movimento de extensão do joelho. Eles normalizaram o sinal EMG através da máxima contração voluntária durante cada ângulo, quando o músculo atuava como agonista do movimento.

O trabalho de Kellis e Baltzopoulos (1996), também encontrou maior atividade EMG do Bíceps Femoral como antagonista em relação ao Vasto Lateral, onde os autores afirmam que devido o grupo Quadríceps ser mais forte que os Ísquiotibiais é necessário uma maior ativação do antagonista durante a coativação. Neste trabalho, eles comprovaram a maior eficiência da normalização pelo movimento dinâmico do que pela ação isométrica.

Ainda sobre Kellis e Baltzopoulos (1997) é relatada uma grande atividade eletromiográfica do músculo Bíceps Femoral nos primeiros 30° de flexão quando atuando como agonista e no papel de antagonista a atividade foi maior quando o agonista trabalha de forma concêntrica. É citada ainda uma relação quase linear entre a EMG e a força, que afirmam que esta relação depende do músculo avaliado. Ainda neste trabalho eles reportam não encontrar diferenças significativas do sinal EMG e angulação, entre os músculos do grupo Ísquiotibiais durante o movimento de flexão do joelho.

Kellis e Unnithan (1999) reportam que o momento muscular e o sinal EMG durante a ação concêntrica e excêntrica do músculo agonista podem sofrer influência da atividade do antagonista. Neste trabalho, eles confirmam a maior ativação do sinal EMG do antagonista quando o agonista trabalha de forma concêntrica. Os autores encontraram um maior momento muscular e atividade EMG durante a atividade excêntrica do Bíceps Femoral quando agonista no movimento de flexão, dados que vão de encontro com o estudo de Seger e Thorstensson (1994) citados por eles neste trabalho, os quais obtiveram os mesmos resultados, porém com o estudo dos extensores. Resultados diferentes são reportados no trabalho de Kellis e Baltzopoulos (1996), onde a EMG foi maior na concêntrica que na excêntrica num estudo com o grupo Quadríceps Femoral.

Kellis (1998) com um trabalho sobre o mesmo tema (co-ativação), observou que as forças excêntricas eram maiores que as concêntricas com relação ao momento ou força muscular, afirmando que a EMG e a força muscular são diferentes entre as ações concêntricas e

excêntricas e que a normalização do sinal eletromiográfico tanto do agonista quanto do antagonista tem que ser com o mesmo tipo de ação.

Kellis e Baltzopoulos (1998), estudaram as diferenças entre a ativação muscular durante exercícios excêntricos e concêntricos no dinamômetro isocinético, durante o movimento de flexão-extensão na posição sentada do joelho de 12 mulheres observando o sinal EMG Integrado dos agonistas (Vasto Medial, Vasto Lateral e Reto Femoral) e do antagonista, no caso o Bíceps Femoral, em velocidades que variaram de 30°/s a 150°/s. Dentre seus resultados encontraram o momento muscular maior durante a fase excêntrica do movimento, porém o sinal eletromiográfico integrado foi menor. Eles afirmam que não há informação sobre a atividade EMG dos flexores durante os diferentes tipos de contração, que os resultados deste estudo são específicos para estes grupos musculares em atividades isocinéticas e que eles podem ser influenciados por fatores como o nível de treinamento dos sujeitos e a familiarização dos sujeitos com o dinamômetro isocinético.

Snow et al. (1995) compararam através de movimentos de flexão-extensão concêntrica e excêntrica, a atividade antagonista dos grupos Ísquiotibiais e do Quadríceps Femoral nas mesmas condições e velocidades (30° e 60°). Concluiu-se que o nível de co-contratação do Quadríceps foi baixo, variando de 5-8% quando comparado com os Ísquiotibiais que variou de 17-32%. É relatada que a atividade EMG dos Ísquiotibiais é dependente da velocidade, da angulação e do tipo de contração. A atividade do grupo Quadríceps Femoral não depende das mesmas variáveis, exceto durante a ação excêntrica que foi similar a dos Ísquiotibiais. Segundo os autores estas diferenças podem ser explicadas pela própria biomecânica da articulação, pela diferença da composição do tipo de fibras musculares e pela diferença do controle motor entre os músculos.

Kubo et al. (2004) investigaram a influência da angulação da articulação do joelho na relação agonista (Quadríceps Femoral) e antagonista (Bíceps Femoral, cabeça longa). Foram avaliadas as máximas contrações isométricas do grupo muscular Quadríceps dos 40° aos 110° de flexão do joelho, dividindo em intervalos de 10°. Concomitantemente eles avaliaram o sinal integrado EMG do músculo Bíceps Femoral como antagonista, normalizando este sinal pelo valor encontrado quando este músculo atuava como agonista na mesma angulação. Encontrando uma maior ativação do sinal IEMG tanto para o agonista quanto para o antagonista entre a

angulação de 80° a 110° de flexão, ou seja, a co-ativação entre o grupo muscular Quadríceps Femoral e o músculo Bíceps Femoral, foi maior durante os maiores graus de flexão do joelho.

Fato é que os autores acima citados e mais trabalhos de Baratta et al. (1988), Li et al. (1999) e Cresswell e Ovendal (2002) são unânimes em afirmar a importância do estudo da coativação, devidos ao importante papel que o antagonista desenvolve auxiliando os ligamentos a manterem a estabilidade articular e equalizando a distribuição da pressão sobre a superfície articular.

Kellis e Baltzopoulos (1999) afirmam que no caso específico dos Ísquiotibiais, eles diminuem a força de cisalhamento causada pela ação do Quadríceps, o que torna o assunto de suma importância para o tratamento de paciente com problema no Ligamento Cruzado Anterior.

Hwang e Abraham (2001) realizaram um trabalho com o objetivo de investigar a coativação sinérgica entre os músculos do joelho em movimentos isocinéticos da articulação do tornozelo em quatro diferentes velocidades: 30°/s, 60°/s, 120°/s e 240°/s. Foram avaliados os sinais eletromiográficos dos músculos Reto Femoral ipsi e contralateral e o Bíceps Femoral ipsi e contralateral, através de eletrodos de superfície. Eles dividiram os resultados em dois trabalhos: na primeira parte analisaram o tempo da amplitude do sinal e encontraram através da média expressa em RMS do sinal EMG uma grande ativação do Bíceps Femoral ipsilateral e com quase a mesma proporção o contralateral durante o movimento de flexão plantar do tornozelo. Com o aumento da velocidade observou-se que ambas as ativações, ipsi e contralateral diminuíram, porém no músculo contralateral esta diminuição foi menor e manteve-se menos variável durante o aumento da velocidade, apesar de ser considerada insignificante para os autores. Na segunda parte do trabalho eles analisaram o tempo de frequência do sinal EMG e com relação ao músculo Bíceps Femoral não foi encontrada alteração significativa.

O trabalho de Miller et al. (2000) analisou a coativação recíproca entre os Ísquiotibiais Mediais (Semitendíneo) e Laterais (Bíceps Femoral) e o Quadríceps Medial (Vasto Medial) e Lateral (Vasto Lateral) de 14 mulheres utilizando o membro dominante, na posição sentada realizando-se seis movimentos de contração concêntrica máxima de flexão e extensão do joelho nas velocidades 60°/s e 180°/s e 30 repetições á 300°/s. Através de eletrodos de superfície, eles avaliaram os sinais eletromiográficos expressos em RMS (Root Mean Square) e da Frequên-

cia Mediana durante as três velocidades e com relação ao processo de fadiga. Os dados foram discutidos através da Velocidade/RMS. Os autores citam a difícil comparação entre outros trabalhos devido à utilização do sinal integrado em alguns e o RMS em outros. São citadas três diferenças entre a atividade antagonista do Quadríceps e dos Ísquiotibiais. Primeiramente, a atividade do Quadríceps como antagonista foi aproximadamente 56% menor que a dos Ísquiotibiais; a segunda diferença foi que a atividade do Quadríceps como antagonista variou menos entre os sujeitos; a terceira diferença relatada é que o efeito da velocidade variou pouco entre os músculos, com exceção do Bíceps Femoral. Analisando a relação Velocidade/Freqüência Mediana, eles acreditam que através da Freqüência Mediana é possível se traçar o mecanismo de estratégia do recrutamento das unidades motoras. Neste estudo, encontrou-se um efeito da velocidade na Freqüência Mediana dos Ísquiotibiais não do Quadríceps, sugerindo que os Ísquiotibiais utilizam diferentes estratégias de recrutamento entre os movimentos. A Freqüência Mediana do Bíceps diminuiu com o aumento da velocidade do movimento enquanto que no Semitendíneo houve um aumento, colocando que o Semitendíneo recrutou maiores unidades motoras e o Bíceps Femoral menores durante o aumento da velocidade. A possível explicação, segundo os autores, é que o Bíceps Femoral aumenta a sua ativação com o aumento da velocidade e o Semitendíneo apenas aumenta a ativação das grandes unidades motoras. A análise da relação Fadiga/RMS/Freqüência Mediana não demonstrou alteração no RMS, tanto do Quadríceps quanto dos Ísquiotibiais. Os autores afirmaram que o estudo deste processo é mais bem avaliado pela Freqüência Mediana, onde foi encontrada uma diminuição desta Freqüência no Vasto Lateral e no Semitendíneo e nenhuma alteração no Vasto Medial e Bíceps Femoral.

Dentre as conclusões do trabalho, os autores citam ainda, que o Bíceps Femoral foi mais ativo na coativação que o Semitendíneo, que a Freqüência Mediana do Bíceps Femoral diminuiu com o aumento da velocidade e que durante exercícios isocinéticos de flexão-extensão do joelho existe uma diferente estratégia de recrutamento entre os Ísquiotibiais.

O trabalho de Bishop et al. (2000) avaliou através de eletrodos de superfície a diferença do controle motor durante sobrecarga concêntrica e excêntrica máxima em 17 sujeitos de ambos os sexos. O sinal eletromiográfico do músculo flexor do cotovelo (Bíceps Braquial) do membro dominante, captado durante a realização de três máximas contrações concêntricas e três excêntricas em um dinamômetro isocinético com a velocidade de 70°/s com o propósito de identificar as diferenças entre o controle motor excêntrico e concêntrico, comparando o pico do sinal

EMG e a média do sinal EMG durante esforços máximos de flexão de cotovelo. Eles concluíram que a máxima carga excêntrica resultaria em grandes picos do sinal EMG, os quais eram maiores que a concêntrica e que a média do sinal EMG era menor na excêntrica. Os autores relatam ainda que a relação Pico / Média foi maior na ação excêntrica.

Exemplificando, os autores mostraram os resultados de um sujeito, onde o pico do sinal EMG na ação concêntrica foi de 1,47 mV e a média do sinal EMG foi de 0,22 mV, tendo uma relação pico/média de 6,7. O pico do sinal EMG na ação excêntrica foi de 1,63 mV e a média do sinal EMG foi de 0,16 mV com uma relação pico/média de 10,2. Estes dados sugerem que a ativação contínua é diminuída durante o movimento excêntrico para evitar um excessivo desgaste muscular, porém a presença de grandes picos do sinal EMG apresenta uma outra estratégia de controle motor. Eles normalizaram o sinal EMG através da contração concêntrica e afirmam que os resultados encontrados são referente ao músculo Bíceps Braquial.

O trabalho de Ghori et al. (1995) avaliou o sinal EMG integrado do músculo Vasto Lateral durante cinco movimentos concêntricos e excêntricos de flexão-extensão do joelho na velocidade de 30°/s entre a angulação de 80 a 20° de flexão em 15 atletas. Os dados da média do sinal EMG Integrado foi conseguida dividindo-se a angulação em três partes: a inicial (25-44°), a média (45-54°) e a final (55-74°). Os dados foram normalizados pelo valor máximo concêntrico na angulação média. Eles não encontraram diferenças significativas entre o sinal EMG integrado entre os membros (direito/esquerdo), nem entre os dois tipos de contrações. Entretanto, foram encontradas diferenças no torque entre as angulações e entre os tipos de contração, onde o torque excêntrico foi maior que o concêntrico, fato que eles atribuem aos elementos elásticos das fibras musculares, que atuam durante o estiramento da fibra enquanto, e na fase concêntrica apenas à atuação dos sarcômeros.

Kay et al. (2000), estudaram as diferenças no recrutamento neuromuscular durante as ações excêntricas, concêntricas e isométricas, em 12 sujeitos (11 homens e 1 mulher) que praticavam esportes de forma recreacional. Eles realizaram séries de 100 s para cada tipo de contração, avaliando através de eletrodos de superfície o sinal integrado EMG do músculo Reto Femoral. A contração isométrica foi avaliada com o joelho a 60° de flexão e a velocidade usada no isocínético foi de 120°/s para as contrações dinâmicas. Em seus resultados eles encontraram o maior pico de torque e a maior resistência ao processo de fadiga durante a contração excêntrica

deste músculo, fato atribuído à presença dos componentes elásticos do tecido conectivo muscular. Citando o trabalho de Tesch et al. (1990) onde há a suposição de que durante este tipo de contração as fibras musculares não são totalmente recrutadas, o que possibilitaria poupar algumas fibras para a continuidade do esforço. Contudo o sinal EMG integrado foi menor na ação excêntrica e maior na ação concêntrica, ou seja, o inverso do pico de torque.

Em recente estudo, Doorenbosch e Harlaar (2004) avaliaram o sinal EMG dos músculos: Reto Femoral, Vasto Lateral, Vasto Medial, Bíceps Femoral (cabeça Longa) e Semi-tendíneo de seis indivíduos durante contrações máximas concêntricas dos movimentos de extensão e flexão do joelho em sete velocidades diferentes, com o objetivo de validar a relação da mensuração do sinal expresso em RMS com o momento de força muscular a cada três graus durante a amplitude de movimento, onde foram observadas nas velocidades de 120° e 150° que este método de comparar a relação EMG/Força (valor do RMS normalizado pelo valor absoluto do momento angular em N/m) provê uma boa estimativa de ativação de cada músculo durante a resultante de força articular.

Grabiner e Owings (2002) avaliaram o sinal Integrado EMG dos músculos: Vasto Medial, Vasto Lateral, Reto Femoral e do grupo muscular dos Ísquiotibiais (eles não especificaram qual dos músculos) onde os sujeitos realizaram uma breve contração máxima isométrica antes de realizarem movimentos de extensão do joelho, na fase concêntrica e excêntrica em posição sentada na velocidade de 60°/s. Os resultados apresentados mostraram uma menor ativação do sinal EMG Integrado antes da contração excêntrica do que antes da contração concêntrica, mostrando a diferença no controle motor antes de se realizar o movimento máximo concêntrico ou excêntrico no dinamômetro isocinético. Eles ainda afirmam que não houve alteração significativa do sinal EMG dos Ísquiotibiais, como antagonista durante a realização do estudo.

Em trabalho semelhante, Linamo et al. (2003) estudaram a ativação de unidades motoras em quatro níveis de força durante ações concêntricas e excêntricas, com e sem pré-ativação de contração isométrica, durante movimentos de flexão do cotovelo, avaliando o sinal EMG com eletrodos de superfície e mais quatro pares de eletrodos tipo agulha, inseridos próximos aos eletrodos de superfície, no músculo Bíceps Braquial. Eles obtiveram os seguintes resultados: a média de amplitude dos picos de EMG foi baixa e a média de frequência dos picos foi alta, com a pré-ativação isométrica nas fases concêntrica e excêntrica; quando o movimento co-

meçou com a pré-ativação, a média dos picos tende a aumentar com o aumento da força na ação concêntrica mais que na excêntrica; quando o movimento começou sem a pré-ativação, o recrutamento aumentou com o aumento de forças durante a fase excêntrica; em baixos níveis de força, sem a pré-ativação, é maior a média de amplitude dos picos na ação excêntrica do que na concêntrica, o que indica uma seletiva ativação de unidades motoras rápidas; em situação máxima, tanto a força máxima quanto a sua média foram menores durante os movimentos sem pré-ativação.

Osternig, James e Bercades (1996) estudaram o sinal EMG dos músculos flexores do joelho (Bíceps Femoral e Gastrocnêmio Medial) em sujeitos normais e em sujeitos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior, através do torque produzido pela articulação do joelho durante contrações excêntricas em quatro diferentes velocidades no aparelho isocinético (15°, 30°, 45° e 60°/s). Os sujeitos realizaram o teste na posição de decúbito ventral, sendo avaliada a angulação de 70° a 20° de flexão do joelho. O sinal EMG foi normalizado pelo percentual da atividade quando estes músculos realizavam a contração concêntrica. Neste estudo são apresentadas as seguintes conclusões: os sujeitos operados apresentaram um menor torque excêntrico que os não operados a 60°/s; O torque excêntrico aumentou com o aumento da velocidade para ambos os grupos, porém eles afirmam que a máxima velocidade realizada é considerada baixa; O sinal EMG foi menor na fase concêntrica que na excêntrica em todos os grupos e velocidades. Eles concluem que existe uma relação entre o torque excêntrico e o sinal EMG dos flexores, porém a magnitude do torque não pode ser diretamente estimada pela atividade EMG.

Onishi et al. (2002) investigaram a relação sinal EMG-angulação durante máximas contrações voluntárias isométricas e de flexão concêntrica de joelho, observando o comportamento dos três músculos Ísquiotibiais (Bíceps Femoral - cabeças longa e curta, Semitendíneo e Semimembranoso) na posição de decúbito ventral com 0° de flexão do quadril e rotação neutra da tíbia. O teste isométrico foi realizado durante quatro repetições de cinco segundos nos ângulos de 60° e 90° de flexão. O teste dinâmico foi realizado no dinamômetro isocinético com duas repetições a 30°/s de flexão concêntrica. Os sinais EMG foram captados através de eletrodos, tipo agulha, inserido nos ventres dos respectivos músculos.

Com relação aos resultados eles encontraram na contração isométrica o torque maior em 60° do que em 90°; a média do pico de torque ocorreu entre 15° e 30° de flexão e di-

minuiu com o aumento da angulação; a atividade EMG variou entre os músculos com as mudanças de angulação, exceto a cabeça curta do Bíceps Femoral durante o teste isométrico; durante o teste isométrico o sinal EMG Integrado do Semitendíneo e Semimembranoso foi menor a 60° que 90°; durante a máxima contração isocinética o sinal EMG Integrado do Semitendíneo, Semimembranoso e a cabeça curta do Bíceps aumentaram entre 0° a 105° de flexão; por outro lado o sinal EMG Integrado da cabeça longa do Bíceps foi maior no teste isométrico a 60° e durante o teste dinâmico este sinal foi maior entre 15° a 30° de flexão. Eles concluíram ainda que a atividade EMG durante a máxima contração isométrica e isocinética concêntrica variou com a alteração do comprimento muscular, ou angulação e que a atividade da cabeça longa do Bíceps Femoral difere consideravelmente dos outros músculos Ísquiotibiais.

Nuyens et al. (2000) investigaram o torque dos flexores e extensores de joelho em trinta pessoas saudáveis (15 homens e 15 mulheres), no modo passivo do dinamômetro, ou seja, sem contração muscular voluntária dos sujeitos, nas velocidades 60°, 180° e 300°. Através de eletrodos de superfície, eles monitoraram o músculo Reto Femoral e Bíceps Femoral durante o movimento de extensão do joelho. O objetivo foi avaliar a tonicidade destes grupos musculares através da EMG e do Isocinético para futura comparação com indivíduos patológicos. Em seus resultados eles encontraram em 10 repetições de flexão do joelho a 180°/s e 300°/s, uma variação no torque nos dois primeiros movimentos e depois uma estabilização no Reto Femoral. Já o Bíceps Femoral manteve-se constante nas três velocidades.

Lindström, Gerdle e Forsgren (1998) avaliaram através do pico de torque (N/m), da amplitude do sinal (RMS) e da Frequência média do sinal os músculos Reto Femoral, Vasto Lateral, Semitendíneo e Bíceps Femoral de um grupo de sujeitos saudáveis e outro de sujeitos que sofreram um Acidente Vascular Cerebral Isquêmico. Foram realizados 10 movimentos máximos de flexão-extensão na posição sentada no dinamômetro a 90°/s. Dentre os resultados relatados encontramos dados como a média do pico de torque (N/m) que apresentou diferença entre o grupo controle (sujeitos saudáveis) e o grupo patológico, sendo a média menor para este grupo e principalmente no membro afetado nos primeiros movimentos; a frequência média apresentou uma diminuição para todos os músculos de ambos os grupos havendo diferença entre o músculo Semitendíneo do membro afetado e não afetado. O RMS dos flexores do joelho foi diferente entre os grupos estudados com um aumento significativo em todos os músculos, com exceção do músculo Semitendíneo.

Mohamed, Perry e Hislop (2002) estudaram o efeito da alteração do comprimento muscular no torque e no sinal EMG dos músculos flexores do joelho, durante contrações isométricas em nove diferentes posições da articulação do quadril e do joelho. Utilizando eletrodos tipo agulha, foram avaliados 19 sujeitos, captando-se os sinais eletromiográficos dos músculos Semitendíneo, Semimembranoso, Cabeça Longa e Curta do Bíceps Femoral, Grácil e Sartório. Eles relatam que de fato a angulação das articulações varia durante o movimento. Este é um problema quando se avalia este efeito na alteração do comprimento muscular, no sinal EMG e no torque. Na discussão eles relatam que o comprimento dos Ísquiotibiais entre os sujeitos não apresentou diferença nos resultados em nenhuma das posições. Eles encontraram o menor torque isométrico quando os sujeitos estavam em posição com o quadril a  $0^{\circ}$ . De forma geral, o torque e a atividade EMG aumentaram para todos os músculos quando em posição alongada, porém a variação dos valores presentes nos sinais EMG não foi significativa, com relação aos músculos biarticulares (Semitendíneo, Semimembranoso e Cabeça Longa do Bíceps).

Com o objetivo de estudar as diferenças entre as adaptações neuromusculares após diferentes tipos de treinamento, Wojtys et al. (1996) estudaram através de eletrodos de superfície, colocados nos músculos Semitendíneo, Bíceps Femoral, Gastrocnêmio, Vasto Lateral e Vasto Medial, o tempo de reação muscular após a utilização de um artrômetro (aparelho utilizado para mensurar a frouxidão ligamentar) após uma anteriorização da tíbia e o tempo de obtenção do pico de torque no aparelho isocinético a  $60^{\circ}/s$ . Os autores dividiram os sujeitos em grupos que realizaram treinamento isocinético, isotônico, de agilidade e controle, os quais foram posteriormente reavaliados. O grupo que treinou somente agilidade foi o que apresentou melhores resultados.

Em um estudo semelhante, Klinge et al. (1997) observaram através de eletrodos de superfície e avaliação isométrica isocinética, o comportamento dos Ísquiotibiais de 10 sujeitos, onde um membro só realizava treinamento isométrico no dinamômetro e o outro membro além deste treinamento realizava trabalho de flexibilidade para este grupo muscular, durante 13 semanas. O torque de ambos os grupos aumentou e o sinal EMG também, porém não se alterou durante o estresse passivo para avaliar as propriedades viscoelásticas do membro que realizou treinos de flexibilidade.

## **3 OBJETIVOS**

### **3.1 Objetivo geral**

- Analisar o torque articular do joelho e a atividade eletromiográfica dos músculos Bíceps Femoral (cabeça longa) e Semitendíneo do membro inferior esquerdo de atletas de futebol, durante a realização de movimentos de flexão de joelho em três velocidades diferentes utilizando um dinamômetro isocinético.

### **3.2 Objetivos específicos**

- Verificar a atividade EMG dos músculos Bíceps Femoral (cabeça longa) e Semitendíneo durante movimentos de flexão do joelho esquerdo (fases concêntrica e excêntrica) na posição de decúbito ventral, no dinamômetro isocinético entre diferentes velocidades de execução do movimento.
- Verificar os valores de torque articular entre as diferentes velocidades e nas ações concêntricas e excêntricas.
- Analisar o sinal EMG com os resultados do torque articular.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Sujeitos

A amostra foi constituída por 14 atletas de futebol, do sexo masculino, na faixa etária de 19 a 20 anos, com massa corporal média de  $71,24 \pm 6,53$  kg e estatura média de  $176,59 \pm 6,44$  cm. Os atletas pertenciam à equipe de futebol da categoria Juniores da Equipe da Associação Atlética Ponte Preta, da cidade de Campinas, São Paulo.

Como critério de inclusão para a participação no experimento, os atletas deviam estar envolvidos no treinamento desde o início da temporada (fevereiro de 2005) e serem destros. Para que os resultados não sofressem interferência de outras atividades, os atletas foram orientados a não treinarem no dia do experimento.

No início de temporada, os atletas treinaram diariamente, sendo um período de treinamento físico e outro período de treinamento técnico-tático.

Também contou como requisito de inclusão para participar do experimento, o fato de o atleta 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. Antes do experimento, os atletas e os seus responsáveis no clube foram informados sobre o estudo e aos procedimentos aos quais os atletas seriam submetidos. Posteriormente, preencheram e assinaram o termo de consentimento autorizando a utilização dos dados para pesquisa.

### 4.2 Equipamentos

Para a coleta de dados e análise do sinal eletromiográfico foi empregado um eletromiógrafo com um amplificador diferencial bipolar de oito canais da marca Noraxon (USA), modelo MyoSystem 1400 (Figura 1), utilizando-se para esta pesquisa os canais 1, 2, 3 e 8 (canal 8 para sincronização com o aparelho isocinético – canal 3 para o eletrodo terra).

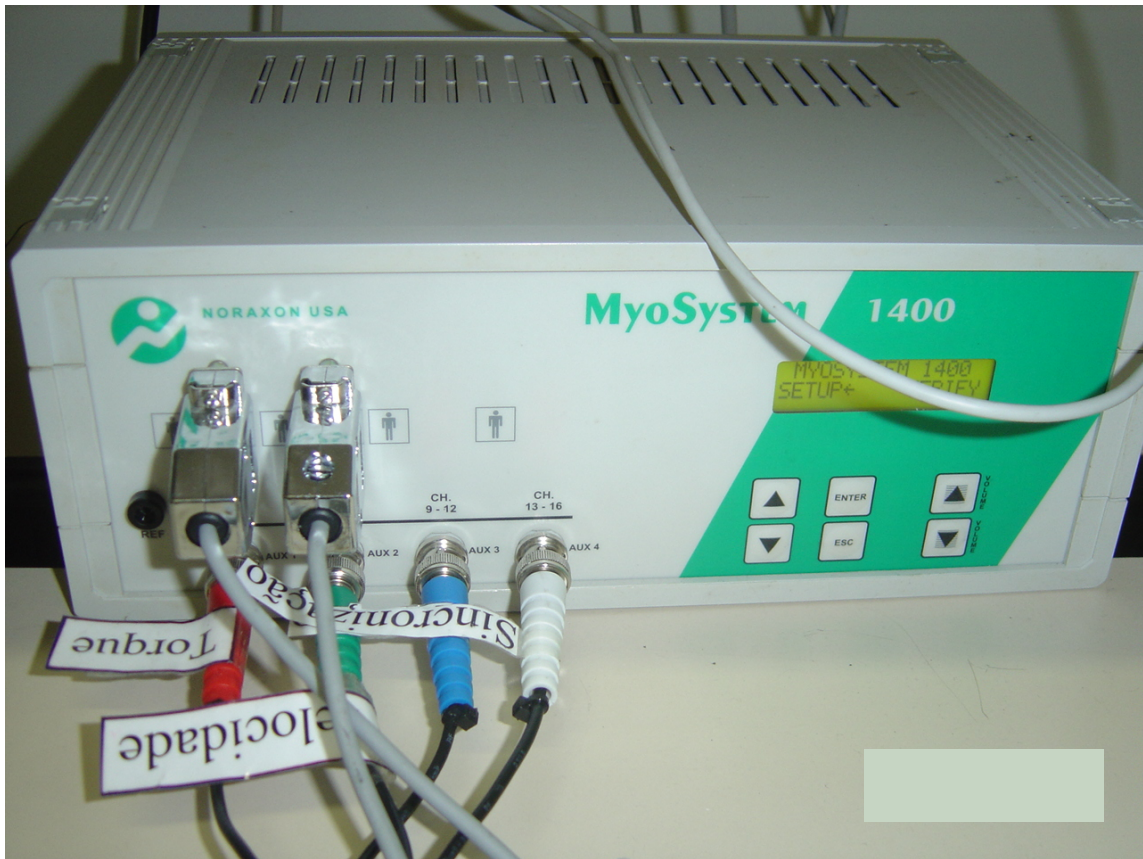


Figura 1. Equipamento utilizado para a aquisição de sinais eletromiográficos.

Estabeleceu-se a frequência de 1.000 Hz para aquisição dos registros eletromiográficos. O eletromiógrafo foi calibrado com ganho de 1.000 Hz, filtro passa banda de 10 e 500 Hz, com modo de rejeição (CMRR):  $> 85$  dB, impedância de entrada:  $10\text{M}\Omega$ , taxa de ruído:  $< 1\mu\text{V RMS}$ .

O dinamômetro isocinético utilizado para sincronização foi o Biodex System 3 (Figura 2) da marca Biodex Medical Systems (USA), com frequência de amostragem de 1.000Hz.



Figura 2. Dinamômetro isocinético utilizado para a mensuração do torque.

#### 4.3 Procedimentos e aquisição de dados

A coleta dos dados eletromiográficos referentes aos músculos superficiais do grupo denominado Ísquiotibiais (Semitendíneo e Bíceps Femoral - cabeça longa), bem como as medidas antropométricas (estatura e peso corpóreo) foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Movimento Humano da Universidade São Judas Tadeu, na cidade de São Paulo. Os sujeitos receberam instruções prévias em relação aos testes a que se submeteriam e ao protocolo de exercícios que executariam. O objetivo foi familiarizá-los com os procedimentos a serem adotados.

Os atletas trajavam uniforme do clube, camiseta e calção e ficaram descalços para efetuar as medidas antropométricas. Para a obtenção da massa corporal, utilizou-se uma balança da marca “Filizola”. Esta medida é essencial para a programação do exercício no dinamô-

metro isocinético, devido á necessidade de correção da gravidade no dinamômetro (PERRIN 1993). A estatura foi medida na própria balança com um braço, com escala em milímetros.

Para a captação dos potenciais de ação, foram utilizados eletrodos de superfície (eletrodo tipo disco descartável de 20 mm de diâmetro, prata/cloreto de prata, composto de hidrogel condutor pré-pastado da marca MEDITRACE). Os pares de eletrodos foram colocados nos ventres dos músculos com distância centro a centro de 35mm, conforme Kellis e Baltzopoulos (1997).

Para a colocação de eletrodos foram observados os seguintes parâmetros:

**Bíceps Femoral (Figura 3):** partindo-se da Tuberosidade Isquiática com uma fita métrica até a cabeça da fíbula, na metade da distância entre os dois pontos foram colocados os eletrodos, (Leis e Trapani, 2000, Senian CD Rom, Biomed II-Program of the European Union) correspondentes ao canal 1.

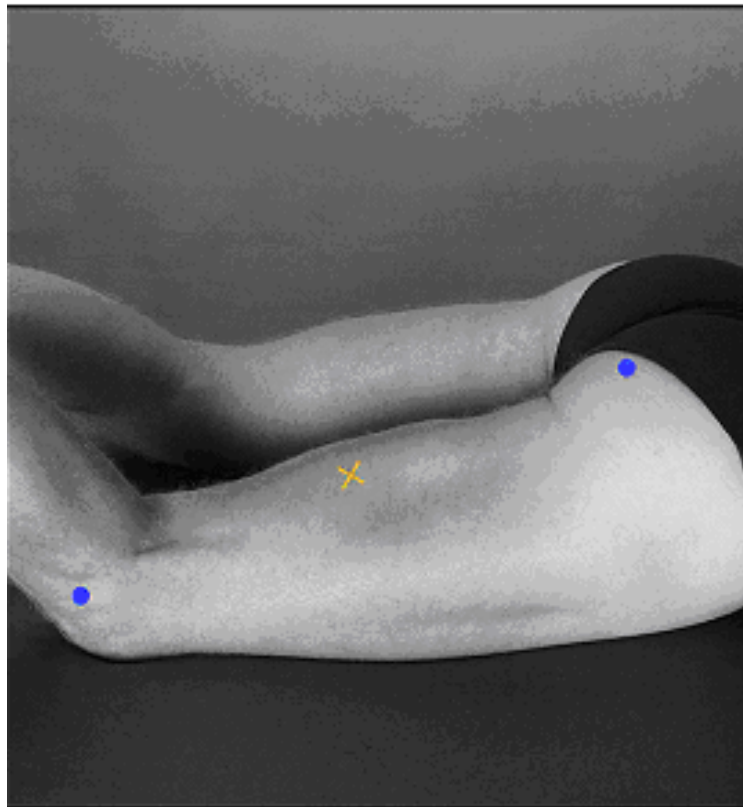


Figura 3. Localização anatômica para colocação de eletrodos no músculo Bíceps Femoral.

**Semitendíneo (Figura 4):** partindo-se da Tuberosidade Isquiática com uma fita métrica até o Epicôndilo Medial da Tíbia, na metade da distância entre os dois pontos foram colocados os eletrodos (Leis & Trapani, 2000, Senian CD Rom, Biomed II-Program of the European Union) correspondentes ao canal 2.

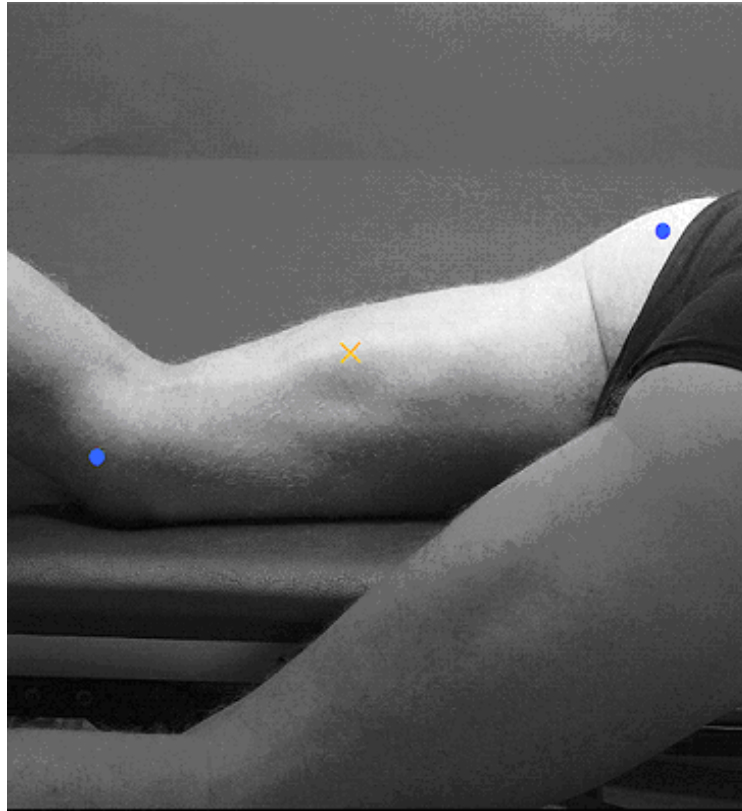


Figura 4. Localização anatômica para colocação de eletrodos no músculo Semitendíneo.

Os pontos de colocação dos eletrodos foram demarcados com caneta hidrográfica “Faber Castell”, estando os sujeitos em decúbito ventral. Foi solicitada uma máxima contração voluntária isométrica para melhor visualização dos músculos, propiciando a certificação de que os eletrodos estariam sobre os ventres musculares. Para análise eletromiográfica utilizou-se o membro inferior esquerdo, sendo que para a avaliação destes músculos em decúbito ventral foi necessário adaptar o dinamômetro, o qual está direcionado para a avaliação do quadril. Desta forma, o eixo do dinamômetro só permitiu a avaliação com amplitude completa de flexão do membro inferior esquerdo. O eletrodo terra (referência) foi fixado no maléolo lateral da fibula do mesmo membro. Nas regiões de colocação de eletrodos, efetuou-se tricotomia com aparelho de

barbear da marca “Gillette”, a fim de evitar possíveis interferências quanto à existência de pêlos, fazendo-se ainda a assepsia com algodão e álcool. Os eletrodos foram fixados com o auxílio de fita adesiva tipo esparadrapo da marca “Cremer”, para evitar que os eletrodos se soltassem durante o movimento, pela sudorese e que o composto de hidrogel de cada eletrodo não vazasse e entrasse em contato com o outro eletrodo, podendo interferir no registro eletromiográfico.

Os atletas realizaram um trabalho de aquecimento e alongamento prévio de cinco minutos (SHINZATO; BATTISTELLA 1996; TERRERI; GREVE; AMATUZZI, 2001). Após este aquecimento 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 equipamento e obtenção do pico de torque máximo (a partir da terceira repetição é possível a obtenção do pico de torque) para programação do trabalho isocinético excêntrico no aparelho durante os testes (PERRIN, 1993). Durante a realização do teste os atletas foram incentivados a realizarem a máxima contração voluntária através do encorajamento verbal, conforme descrito por Perrin (1993). Para melhor acomodação foram colocados dois travesseiros de algodão em baixo da região pélvica.

Após obtenção do pico de torque, a seqüência das velocidades foi sorteada, para que não houvesse interferência nos resultados. Os atletas foram posicionados no 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. O aparelho foi regulado nesta angulação devido à dificuldade da realização da mudança do tipo de contração no final do movimento, no caso a Zero grau. Com a seqüência já determinada eles realizaram cinco repetições de flexão concêntrica do joelho e extensão excêntrica do mesmo, em três diferentes velocidades: 60°/s (lenta), 180°/s (intermediária) e 300°/s (rápida). Foi utilizado o número de cinco repetições baseando-se nos trabalhos de Shinzato e Battistella (1996), Terreri, Greve e AmatuZZi (2001) e Pinto e Arruda (2001). Para evitar que o processo de fadiga instalasse nestes músculos utilizamos três minutos como tempo de repouso entre as séries (KELLIS; BALTZOPOULOS (1998), BISHOP (2000), HWANG; ABRAHAM (2001) e ONISHI et al. (2002).

#### 4.4 Avaliação e interpretação dos resultados

Os dados referentes ao torque (N/m) nas velocidades de 60, 180 e 300°/s nas fases concêntrica e excêntrica e os potenciais de ação referentes aos músculos Bíceps Femoral e Semitendíneo foram analisadas por meio dos registros eletromiográficos e demonstrados numericamente, expressos em RMS (“*root-mean-square*”). A RMS é um modelo matemático empregado também para expressar em números o nível de atividade elétrica muscular, conforme proposto por Basmajian e De Luca (1985). Os dados foram analisados utilizando-se o software AcqKnowledge 3.7.1.

A utilização dos dados normalizados do sinal eletromiográfico em amplitude permite a comparação entre diferentes sujeitos, bem como quando as coletas são realizadas em dias diferentes. A normalização geralmente é efetuada através de algum valor máximo, considerado como 100%. Para movimentos cíclicos, a normalização pode ser feita pelo maior valor ou pela média dos maiores valores encontrados (KELLIS E BALTZOPOULOS 1996, ERVILHA et al. 1998). Para nosso trabalho utilizamos como 100% o sinal máximo de cada tipo de contração (excêntrica/ concêntrica) durante as repetições em cada velocidade.

#### 4.5 Tratamento estatístico

A RMS (root mean square) dos valores dos registros EMG foi calculado para as cinco repetições (ação concêntrica e excêntrica) de cada velocidade.

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.

## 5 RESULTADOS

Na tabela 1 são apresentados os valores (RMS) referentes às respostas eletromiográficas dos músculos Bíceps Femoral e Semitendíneo durante os protocolos realizados com diferentes velocidades na fase concêntrica.

TABELA 1 – Respostas eletromiográficas (RMS) dos músculos **Bíceps Femoral (BF)** e **Semitendíneo (ST)** durante esforços realizados em diferentes velocidades (**Fase Concêntrica**). Valores expressos em mediana  $\pm$  semi-amplitude interquartilica.

|               | 1 Rep                        | 2 Rep                        | 3 Rep                        | 4 Rep                      | 5 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 $\Psi$ ( $\pm 11,60$ ) | 79,65 $\Psi$ ( $\pm 10,26$ ) | 79,36* $\Psi$ ( $\pm 9,99$ ) | 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 $\S$ ( $\pm 10,86$ )   | 76,28 $\S$ ( $\pm 10,17$ )   | 76,70 $\S$ ( $\pm 12,21$ ) | 73,77 $\S$ ( $\pm 8,18$ ) |

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

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

$\S$  Diferença significativa das demais velocidades na mesma repetição e mesmo músculo ( $P < 0,05$ )

Para ambos os músculos, no protocolo realizado com velocidade de 60°/s não houveram diferenças estatisticamente significantes nos valores de RMS com o decorrer das repetições. No entanto, quando comparados os resultados obtidos pelos dois músculos, o Bíceps Femoral foi o que apresentou menores valores em todas as repetições. Com relação ao protocolo realizado na velocidade de 180°/s, o músculo Bíceps Femoral apresentou diferenças estatisticamente significantes entre os valores de RMS obtidos nas repetições, sendo as três primeiras diferentes da última repetição (quinta repetição). Por outro lado, para o músculo Semitendíneo não houve diferenças estatísticas entre as repetições executadas. Quanto à comparação entre os músculos, houve diferença estatisticamente significativa apenas na terceira repetição, sendo que o músculo Bíceps Femoral apresentou valores de RMS menor.

No que diz respeito ao protocolo realizado em velocidade de 300°/s, para ambos os músculos, não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de RMS com o decorrer das repetições assim como entre os músculos.

No tocante às respostas eletromiográficas obtidas pelos músculos nos protocolos adotando diferentes velocidades de execução (tabela 1), verificou-se que o músculo Semitendíneo apresentou um menor nível de recrutamento na velocidade de 300°/s quando comparado com as velocidades de 60°/s e de 180°/s. Vale destacar que as diferenças ocorreram em todas as repetições excetuando a primeira repetição (300°/s < 180°/s,  $P < 0,05$ ; 300°/s < 60°/s,  $P < 0,05$ ; 180°/s = 60°/s,  $P > 0,05$ ). Por outro lado, para o músculo Bíceps Femoral não foi verificado efeito da velocidade de execução sobre os níveis de ativação muscular, independentemente da repetição analisada (60°/s = 180°/s = 300°/s;  $P > 0,05$ ), ou seja, as velocidades não interferiram significativamente nas respostas eletromiográficas.

A tabela 2 apresenta os valores expressos em RMS dos músculos Bíceps Femoral e Semitendíneo obtidos durante a fase excêntrica.

TABELA 2 – Respostas eletromiográficas (RMS) dos músculos Bíceps Femoral (BF) e Semitendíneo (ST) durante esforços (cinco repetições sucessivas) realizados em diferentes velocidades (Fase Excêntrica). Valores expressos em mediana  $\pm$  semi-amplitude interquartilica.

|               | 1Rep                         | 2 Rep                       | 3 Rep                 | 4 Rep                       | 5 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 $\Psi$ ( $\pm 12,22$ ) | 68,79 $\Psi$ ( $\pm 4,51$ ) | 74,65 ( $\pm 8,01$ )  | 72,13 $\Psi$ ( $\pm 9,56$ ) | 80,53 ( $\pm 9,39$ )  |
| <b>ST</b>     | 71,56 $\Psi$ ( $\pm 9,67$ )  | 68,49 $\S$ ( $\pm 7,10$ )   | 73,81 ( $\pm 3,25$ )  | 72,67 ( $\pm 9,83$ )        | 74,73 ( $\pm 11,46$ ) |

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

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

Nos protocolos realizados nas velocidades de 60°/s e de 180°/s, ambos os músculos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes nos valores em RMS com o decorrer das repetições. Da mesma forma, não houve diferença significativa entre os valores de RMS obtidos pelos dois músculos, independentemente da repetição.

Com relação ao protocolo realizado na velocidade de 300°/s, o músculo Bíceps Femoral apresentou diferença estatisticamente significativa entre os valores de RMS obtidos durante as repetições. As repetições um, dois e quatro apresentaram valores de RMS inferiores aos obtidos na quinta repetição. Quanto ao músculo Semitendíneo, houve diferença estatisticamente significativa entre a primeira e a quinta repetição, sendo a última maior que a primeira. Além disso, foram encontradas diferenças estatísticas entre a repetição dois e as repetições três, quatro e cinco, com maiores valores verificados nestas últimas. Em relação aos resultados encontrados pelos dois músculos, não houve diferença significativa entre os valores de RMS independentemente da repetição.

Considerando o efeito da velocidade de execução sobre o padrão de ativação muscular do Bíceps Femoral e do Semitendíneo na fase excêntrica (tabela 2), não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre os resultados obtidos pelos protocolos empregando diferentes velocidades de execução ( $60^{\circ}/s = 180^{\circ}/s = 300^{\circ}/s$ ;  $P > 0,05$ ).

Na tabela 3 são apresentados os resultados referentes ao torque obtido durante o protocolo de esforço (cinco repetições sucessivas) em diferentes velocidades (60, 80 e 300°/s) e ações musculares (concêntrica e excêntrica).

TABELA 3 – Média do Torque obtido (N/m) durante esforços (cinco repetições sucessivas) realizados em diferentes velocidades (60, 180 e 300°/s) nas fases **concêntrica e excêntrica**. Valores expressos em mediana  $\pm$  semi-amplitude interquartílica.

|               | 1Rep                                 | 2 Rep                                | 3 Rep                                | 4 Rep                                | 5 Rep                                |
|---------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| <b>60°/s</b>  |                                      |                                      |                                      |                                      |                                      |
| <b>CON</b>    | 105,83 <sup>*a</sup> ( $\pm 19,85$ ) | 111,06 <sup>*a</sup> ( $\pm 21,92$ ) | 100,57 <sup>♠a</sup> ( $\pm 20,48$ ) | 94,40 <sup>*b</sup> ( $\pm 18,46$ )  | 81,97 <sup>b</sup> ( $\pm 15,82$ )   |
| <b>EXC</b>    | 142,53 <sup>*a</sup> ( $\pm 20,83$ ) | 129,90 <sup>b</sup> ( $\pm 31,39$ )  | 123,91 <sup>c</sup> ( $\pm 29,23$ )  | 121,04 <sup>c</sup> ( $\pm 14,18$ )  | 107,91 <sup>♠d</sup> ( $\pm 16,93$ ) |
| <b>180°/s</b> |                                      |                                      |                                      |                                      |                                      |
| <b>CON</b>    | 80,02 <sup>♠a</sup> ( $\pm 27,73$ )  | 90,49 <sup>b</sup> ( $\pm 23,06$ )   | 91,10 <sup>b</sup> ( $\pm 23,60$ )   | 83,21 <sup>a</sup> ( $\pm 17,90$ )   | 82,63 <sup>a</sup> ( $\pm 18,32$ )   |
| <b>EXC</b>    | 117,96 <sup>a</sup> ( $\pm 29,57$ )  | 129,07 <sup>b</sup> ( $\pm 32,38$ )  | 124,14 <sup>b</sup> ( $\pm 26,92$ )  | 119,17 <sup>a</sup> ( $\pm 25,28$ )  | 115,94 <sup>a</sup> ( $\pm 24,41$ )  |
| <b>300°/s</b> |                                      |                                      |                                      |                                      |                                      |
| <b>CON</b>    | 55,90 <sup>a</sup> ( $\pm 13,78$ )   | 88,59 <sup>b</sup> ( $\pm 13,03$ )   | 86,51 <sup>b</sup> ( $\pm 9,80$ )    | 82,59 <sup>b</sup> ( $\pm 11,50$ )   | 81,87 <sup>b</sup> ( $\pm 10,99$ )   |
| <b>EXC</b>    | 109,55 <sup>a</sup> ( $\pm 21,71$ )  | 130,49 <sup>b</sup> ( $\pm 20,31$ )  | 130,43 <sup>b</sup> ( $\pm 13,95$ )  | 123,76 <sup>bc</sup> ( $\pm 15,65$ ) | 118,91 <sup>c</sup> ( $\pm 23,65$ )  |

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 concêntricas e excêntricas ( $P < 0,01$ )

Com relação à velocidade de 60°/s, houve diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ) entre as repetições com o decorrer do esforço tanto na ação muscular concêntrica quanto na excêntrica. Para a fase concêntrica, o torque obtido nas três primeiras repetições foram superiores aos encontrados nas quarta e quinta repetição. Já na fase excêntrica, foram verificadas diferenças estatisticamente significativa entre todas as repetições com exceção das repetições três ( $123,91 \pm 29,23$ ) e quatro ( $121,04 \pm 14,18$ ).

No que se refere à velocidade de 180°/s, independentemente da ação muscular (concêntrica ou excêntrica), foram verificadas diferenças estatisticamente significativa entre as repetições. Considerando os esforços realizados nas fases concêntrica e excêntrica, o torque obtido nas repetições dois e três foram superiores aos encontrados nas demais repetições.

Da mesma forma como observado nos protocolos adotando velocidades de 60 e 180°/s, houve diferenças estatisticamente significativa entre as repetições realizadas na velocidade

de 300°/s. Na fase concêntrica, o torque obtido na primeira repetição foi inferior aos verificados nas demais repetições que, por sua vez, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Considerando a fase excêntrica, os valores de torque encontrado na primeira repetição foram inferiores aos obtidos nas demais repetições. Além disso, as repetições dois e três apresentaram torque superior à repetição cinco. Os valores de torque obtidos na repetição quatro se diferiram somente da primeira repetição.

No tocante as comparações entre as ações musculares concêntricas e excêntricas, foram verificadas diferenças estatisticamente significante entre os valores de torque obtidos em todas as repetições e velocidades de execução.

## 6 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo sugerem que nestas condições metodológicas, o músculo Bíceps Femoral (cabeça longa), de maneira geral não sofreu alteração de seu comportamento EMG com relação à alteração da velocidade e nem do tipo de contração durante o movimento de flexão/extensão do joelho na posição de decúbito ventral no dinamômetro isocinético.

A relação RMS/Velocidade deste trabalho é semelhante aos resultados do trabalho de Osternig et al. (1984), que não encontrou alteração no sinal EMG do Bíceps Femoral durante a flexão concêntrica de joelho, na posição sentada no dinamômetro isocinético, entre as velocidades de 100°/s, 200°/s, 300°/s e 400°/s. Resultados semelhantes foram relatados por Kellis & Baltzopoulos (1998), que não encontraram diferenças significativas entre a atividade EMG e o aumento da velocidade da realização dos movimentos dos músculos agonistas durante todas as condições isocinéticas avaliadas (variação das velocidades, ação concêntrica e excêntrica). Porém os autores utilizaram como forma de mensurar o sinal a maneira integrada, sendo o movimento realizado na posição sentada, o que difere do presente trabalho onde utilizamos o RMS e a posição de decúbito ventral.

Lindström, Gerdle e Forsgren (1998), avaliando o sinal EMG de um grupo controle (indivíduos saudáveis) e de pacientes com seqüelas de acidente vascular cerebral, observaram uma pequena variação do RMS do Bíceps Femoral durante 10 repetições concêntricas de flexão do joelho nos indivíduos do grupo controle. O resultado do grupo controle se assemelha aos resultados deste estudo, onde houve alteração do RMS do Bíceps Femoral (cabeça longa) entre as repetições, porém esta semelhança é apenas na velocidade de 180°. Entretanto existem diferenças metodológicas em relação ao presente trabalho. Os autores avaliaram os indivíduos na posição sentada com flexão do quadril a 20° (fase concêntrica do movimento), realizaram 10 repetições e utilizaram apenas a velocidade de 90°/s.

O trabalho de Miller et al. (2000) reporta diferenças entre o valor do RMS entre o músculo Bíceps Femoral e o músculo que eles chamam de Ísquiotibiais mediais, não especificando exatamente qual músculo eles avaliaram, durante o aumento da velocidade da execução do

movimento, comparando com o presente estudo também houve diferença entre o RMS entre os músculos estudados, porém somente a velocidade de 60°/s na fase concêntrica da flexão do joelho. Eles utilizaram as mesmas velocidades do presente estudo, 60°/s, 180°/s e 300°/s, contudo, a realização dos movimentos foi na posição sentada e o objetivo do trabalho foi avaliar o comportamento destes músculos, quando antagonistas do movimento de extensão do joelho no dinamômetro isocinético, e dentre as suas conclusões eles afirmam que houve uma diferença na estratégia de recrutamento do sistema nervoso entre os Ísquiotibiais.

Resultados semelhantes aos encontrados no presente trabalho foram demonstrados por Snow et al. (1995) que utilizaram quatro repetições durante movimentos de flexão concêntrica e excêntrica em duas velocidades no aparelho isocinético, 30 e 90°/s, relatando que a atividade EMG do Bíceps Femoral era dependente da velocidade, angulação e tipo de contração. Eles também estudaram a atividade deste músculo como antagonista ao movimento de extensão do joelho e com os indivíduos na posição sentada. Assim como no trabalho de Hagood et al. (1990) que também relata alteração na relação EMG/Velocidade, utilizando as velocidades de 30, 60, 120 e 240°/s, porém não especifica exatamente qual músculo do grupo muscular Ísquiotibiais foi estudado, o trabalho também teve como objetivo avaliar este grupo muscular como antagonista ao movimento de extensão concêntrica do joelho.

Com relação à revisão da literatura realizada neste trabalho, a maioria dos estudos com estes músculos, principalmente o Bíceps Femoral utilizando a eletromiografia e o dinamômetro isocinético, tem como principal objetivo analisar o papel antagonista desta musculatura durante movimentos de extensão da articulação do joelho. Os trabalhos de Weir et al. (1998), Kellis (1999), Kellis e Kellis (2001), Mullany et al. (2002) e So et al. (2002), avaliaram os músculos como antagonistas sob condições de fadiga e outros como Kellis e Baltzopoulos (1996), Kellis e Baltzopoulos (1997), Kellis e Baltzopoulos (1998), Kellis e Unnithan (1999) também estudaram o Bíceps Femoral como antagonista, porém sem condições de fadiga.

Na maioria dos trabalhos pesquisados, os sujeitos foram estudados na posição sentada, sendo Larsson et al. (2003) o único autor admitir que esta posição poderia proporcionar alterações no sinal EMG destes músculos, devido à colocação dos eletrodos entre a cadeira e os próprios músculos, sofrendo influência do movimento e do peso do próprio membro avaliado. Na posição de decúbito ventral, apenas os trabalhos de Osternig, James e Bercades (1996) e Oni-

sh et al. (2002) estudaram estes músculos como agonistas do movimento de flexão. Nesta revisão, a posição de execução do movimento foi semelhante ao presente estudo, porém as velocidades foram diferentes.

Osternig, James e Bercades (1996), avaliando o sinal do Bíceps Femoral em decúbito ventral na fase concêntrica e excêntrica do movimento de flexão-extensão do joelho observaram que não houve alteração do sinal integrado EMG do músculo entre as diferentes velocidades realizadas (15°/s, 30°/s, 45°/s e 60°/s), resultados semelhante aos encontrados no presente estudo, porém houve alteração do sinal entre as diferentes contrações avaliadas, fato que difere do presente estudo, que não encontrou diferenças entre os dois tipos de contração estudados. Estas diferenças talvez possam ser explicadas pela diferente metodologia aplicada entre os trabalhos, onde os autores normalizaram o sinal pela máxima contração concêntrica, enquanto neste trabalho utilizou-se como normalização a máxima contração de cada tipo específico de contração, ou seja, para a fase concêntrica a máxima concêntrica e para a fase excêntrica a máxima excêntrica. Outra diferença é que a máxima velocidade realizada no trabalho deles foi de 60°/s, o que representa a mínima velocidade utilizada neste estudo.

Através dos resultados expressos em RMS referente ao músculo Semitendíneo, podemos observar as seguintes diferenças: na fase concêntrica houve alteração significativa na velocidade de 60°/s nas quatro últimas repetições em relação ao RMS do músculo Bíceps Femoral, na velocidade de 300°/s houve uma diferença das quatro últimas repetições com relação às duas outras velocidades, 60 e 180°/s; na fase excêntrica houve apenas uma alteração na velocidade de 300°/s.

De forma geral, o músculo Semitendíneo mostrou pouca variação em relação ao RMS, tanto em relação à variação da velocidade quanto aos dois tipos de contração, apresentando um comportamento semelhante ao Bíceps Femoral (cabeça longa) nesta pesquisa. Na revisão da literatura encontramos poucos trabalhos que avaliaram o sinal EMG do Semitendíneo no dinamômetro isocinético, em comparação ao número de trabalhos publicados com o músculo Bíceps Femoral. O único trabalho encontrado nesta revisão que avaliou o RMS do Semitendíneo foi o trabalho de Lindström, Gerdle e Forsgren (1998) que relata não ter ocorrido variação no RMS durante as repetições do estudo no músculo Semitendíneo. Porém a metodologia utilizada foi diferente da empregada em nosso estudo.

Comparando com o RMS do Bíceps Femoral, o músculo Semitendíneo mostrou-se mais ativo nas quatro últimas repetições a 60°/s na fase concêntrica, porém durante esta revisão não se encontrou estudos que comparassem os sinais EMG e a mudança velocidade entre os dois músculos. Nas outras velocidades e repetições os dois músculos mostraram-se semelhante no comportamento do RMS, durante o movimento de flexão-extensão do joelho no aparelho isocinético, apesar de todas as diferenças morfológicas citadas por Hamill e Knutzen (1999) e Onishi et al. (2002).

Este fato talvez se explique pela posição da realização do movimento mantendo o quadril e o joelho em posição neutra, ou seja, sem movimentos rotacionais, o que não favoreceria a atuação apenas de um dos músculos durante a execução do movimento, pois segundo Rasch e Burke (1977) e Kapandji (2000) a rotação externa de ambas as articulações exigiria uma maior ativação do Bíceps Femoral, por outro lado, a rotação interna favoreceria a ativação do Semitendíneo.

Com relação ao sinal EMG e os tipos de contração, Kellis e Baltzopoulos (1998) já discutiam a falta de trabalhos que avaliassem o sinal EMG dos diferentes músculos que compõem o grupo muscular Ísquiotibiais, durante os diferentes tipos de contração. No presente estudo não houve alteração significativa entre os tipos de contração, resultados semelhantes ao trabalho de Ghorri et al. (1995) que avaliou o músculo vasto lateral na velocidade de 30°/s, contudo, diferentes do trabalho de Kay et al. (2000) com o músculo Reto Femoral, e do trabalho de Linamo et al. (2003) com o Bíceps Braquial que encontraram comportamentos diferentes do sinal EMG entre os diferentes tipos de contração (isométrica, concêntrica e excêntrica).

É importante salientar que a principal função de ambos os músculos está relacionada com o movimento de extensão da articulação do quadril, apesar de estes músculos também serem motores primários da flexão do joelho (MONTGOMERY; PINK; PERRY, 1994; HAMILL; KNUTZEN 1999), porém este movimento tem a participação dos outros músculos chamados Ísquiotibiais (Semimembranoso e Bíceps Femoral - cabeça curta) e dos músculos Gastrocnêmios (medial e lateral) e do músculo poplíteo, todos também responsáveis pela flexão do joelho (FENER; STAUBERAND, 1993; KENDALL, KENDALL; PROVANCE, 1995; TERRY; LA PRADE, 1996; KAPANDJI, 2000). Estas características, talvez expliquem porque não houve alteração significativa da RMS de ambos os músculos avaliados, tanto em relação ao tipo de con-

tração e nem entre as três velocidades estudadas nesta posição (decúbito ventral) no dinamômetro isocinético.

Com relação ao torque articular, o presente estudo encontrou resultados semelhantes aos da literatura citados na revisão prévia, ou seja, com relação aos dois tipos de contração estudados, o torque foi maior independentemente da velocidade de execução bem como da repetição. Os achados foram semelhantes aos estudos conduzidos por Perrin (1993), Griffin et al. (1993), Ghorri, Donne e Luckwill (1995), Kellis e Baltzopoulos (1997), Kellis e Baltzopoulos (1998), Kellis (1998), Kellis e Baltzopoulos (1999), Kellis e Unnithan (1999), Bishop et al. (2000), Kay et al. (2000) e Linamo et al. (2003). Acredita-se que o mecanismo fisiológico que pode explicar está atrelado à atuação de elementos elásticos durante a fase excêntrica enquanto que na fase concêntrica, há apenas a atuação dos sarcômeros. Estes elementos elásticos servem para absorver, transmitir e armazenar energia, são divididos em componentes em série encontrados nos tendões e nas pontes de actina e miosina, e em componentes elásticos em paralelos encontrados no sarcolema e no tecido conectivo ao redor dos músculos (endomísio, perimísio e epimísio), esta característica parece ser observada em diferentes grupos musculares (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Através destes resultados acreditamos que a utilização do exercício isocinético excêntrico é fundamental para a melhora no torque deste grupo muscular, tendo o objetivo de melhorar a função do mesmo no atleta de futebol, porém, no caso específico da reabilitação de alguma patologia articular, parece prudente utilizá-lo na fase final do programa de reabilitação tendo em vista que este tipo de exercício isocinético ocasiona um aumento das forças compressivas articulares durante a execução do movimento, o que não seria prudente em uma fase inicial de reabilitação (KELLIS; BALTZOPOULOS, 1999).

Entre as velocidades investigadas, observamos a seguinte situação: a 60°/s o valor do torque foi maior do que as velocidades de 180 e 300°/s durante a fase concêntrica. Durante a fase excêntrica, o torque não sofreu alterações com a variação da velocidade de execução. Este comportamento de diminuição do torque na fase concêntrica e a manutenção dos valores na fase excêntrica com a variação de velocidade de execução vão ao encontro dos achados de Griffin et al. (1993) e Osterning, James e Bercades (1996).

Perrin (1993) afirma que a aplicação prática destes resultados seria que, durante o aumento da velocidade de execução na fase concêntrica é necessário um número menor de formação de pontes cruzadas nas miofibrilas, resultando em menor produção de força, enquanto que na fase excêntrica 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.

Quando comparamos os valores do torque encontrados com a literatura, encontramos valores menores, pois no trabalho de Le Gall, Laurent e Rochngar (1999) realizado com atletas de futebol de alto nível francês, da mesma faixa etária dos atletas do presente estudo, verificou-se valor médio de pico de torque dos flexores do joelho na ordem de 175 N/m, durante o movimento concêntrico (velocidade de 60°/s). Por outro lado, Pinto e Arruda (2001) avaliando atletas profissionais brasileiros encontraram um torque médio de 194,2% do peso corpóreo (utilizando uma forma diferente de medida).

No presente estudo, o valor encontrado foi de 111 N/m. Esta diferença pode ser explicada pela posição de execução do movimento, pois os outros trabalhos foram realizados na posição sentada, enquanto que neste estudo foi empregada a posição em decúbito ventral. Neste sentido, Mohamed, Perry e Hislop (2002), compararam o torque obtido durante uma contração isométrica máxima de flexão do joelho, adotando nove diferentes posições. Os autores verificaram que o menor torque foi obtido na posição com a articulação do quadril neutra, semelhante à utilizada no presente estudo. Por outro lado, os maiores valores foram encontrados na posição sentada. Aparentemente, esta posição acarretaria num valor de torque maior devido à flexão da articulação do quadril, que por sua vez, favoreceria os Ísquiotibiais, por serem músculos bi-articulares, a obter maior pico de torque. No entanto, esta posição não é tão próxima das atividades funcionais do atleta como correr (PERRIN, 1993). Nesta mesma posição (decúbito ventral) Onishi et al.(2002) encontrou um pico de torque de 121 N/m, porém eles avaliaram uma contração isométrica com o joelho fletido a 60°, não podendo comparar pois no presente estudo utilizou-se um movimento dinâmico da articulação.

Entre as repetições, o que chamou atenção foi o fato de que na fase concêntrica, na velocidade de 60°/s, as 3 primeiras repetições apresentaram valores estatisticamente diferentes das duas últimas sendo superiores. Tal fato pode ser explicado, possivelmente, pela instauração de um processo de fadiga dos músculos envolvidos na realização do movimento, embora

tenham sido adotadas estratégias quanto aos procedimentos metodológicos para se evitar este processo (descritos previamente).

Quando verificamos o comportamento dos valores expressos em RMS relacionado aos dois músculos avaliados com o comportamento dos valores do torque articular, observamos que os valores expressos em RMS dos músculos não apresentaram alterações estatisticamente significantes entre as duas fases da contração muscular e entre as velocidades de execução do movimento. Considerando a velocidade, o torque mostrou-se maior na velocidade de 60°/s, durante a fase concêntrica. Isto significa que nestas condições de avaliação tanto a cabeça longa do Bíceps Femoral quanto o Semitendíneo não alteram o seu comportamento eletromiográfico com as alterações nos valores de torque articular, ou seja, esta relação RMS/Torque para os dois músculos estudados nestas condições não foi linear. Esses achados vão de encontro às afirmações de Basmajian e De Luca (1985), que para músculos grandes, esta relação não apresenta um comportamento linear.

Novamente relacionamos estes resultados com as próprias características biomecânicas destes músculos, como citados anteriormente e com relação ao torque é importante destacar que esses valores correspondem a uma resultante de força articular, e que o movimento de flexão do joelho é realizado por outros músculos com o Gastrocnêmios, o Poplíteo, o Semimembranoso e a cabeça curta do Bíceps Femoral (FENER; STAUBERAND, 1993; KENDALL; KENDALL; PROVANCE, 1995; TERRY; LA PRADE, 1996; KAPANDJI, 2000).

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados encontrados e dentro das condições experimentais do presente trabalho podemos concluir:

1. Os músculos participaram ativamente durante a realização dos movimentos;
2. Com relação aos valores expressos em RMS houve alteração entre os músculos em algumas repetições na fase concêntrica a  $60^{\circ}/s$ ;
3. De forma geral os valores em RMS não se alteraram durante as três velocidades executadas e nem entre os dois tipos de contrações avaliadas;
4. O torque apresentou valores maiores na velocidade de  $60^{\circ}/s$  nos dois tipos de contração e foi maior na fase excêntrica em todas as velocidades executadas;
5. O músculo Semitendíneo apresentou menor nível de recrutamento na velocidade de  $300^{\circ}/s$ ;
6. O músculo Bíceps Femoral (cabeça longa) não sofreu alteração de seu comportamento EMG com relação à alteração da velocidade e nem do tipo de contração durante o movimento de flexão/extensão do joelho;
7. Foram verificadas diferenças no torque articular em todas as velocidades e repetições, bem como nas ações excêntricas e concêntricas.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGRE, J. C. Hamstring Injuries, Proposed Aetiological Factors, Prevention and Treatment. **Sports Medicine**, v. 2, n. 2, p. 21-33, 1985.

ANDREWS, R. J.; HARRELSON, L. G.; WILK, E. K. **Physical Rehabilitation of the Injured Athlete**, 2 ed. USA, Saunders Company, 1998.

BARATTA, R.; SOLOMONOW, M.; ZHOU, B. H.; LETSON, D.; CHUINARD, R.; D'AMBROSIA, R. Muscular coactivation the role of antagonist musculature in maintaining knee stability. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 16, n. 2, p. 113-122, 1988.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscle alive: their functions revealed by electromyography**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.

BISHOP, M. D.; TRIMBLE, M. H.; BAUER, J. A.; KAMINSKI, T. W. Differential control during maximal concentric and eccentric loading revealed by characteristics of the electromyogram. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 399-405, 2000.

BUURKE, H. J.; HERMENS, J. H.; ROETENBERG, D.; HARLAAR, J.; ROSENBAUM, D.; KLEISSEN, M. F. R. Influence of hamstring lengthening on muscle activation timing. **Gait and Posture**, v. 20, p. 48-53, 2004.

CAMERON, M.; ADAMS, R.; MAHER, C. Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australian Football. **Physical Therapy in Sports**, v. 4, p. 159-166, 2003.

CLANTON, T. O.; COUPE, K. J. Hamstring Strain in Athletes: Diagnosis and Treatment. **The American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 6, n. 4, p. 237-248, 1998.

COHEN, M.; ABDALLA, J. R.; EJNISMAN, B.; AMARO, T., J., Lesões ortopédicas no futebol. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32. n. 12, Dezembro, 1997.

COOREVITS, M. L. P.; DANNEELS, A. L.; RAMON, H.; VAN AUDEKERCKE, R.; CAMBIER, C.D.; VANDERSTRAETEN, G. G. Statistical modelling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 15, p. 444-451, 2005.

CRESSWELL, A. G.; OVENDAL, H. A. Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 42, n.1, 2002.

CROISIER, J. L.; FORTHOMME, B.; NAMUROIS, M. H.; VANDERTHOMMEN, M.; CRIELAND, J. M., Hamstring Muscle Strain Recurrence and Streng-Performance Disorders. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 30, n. 02, p. 199-203, 2002.

DOORENBOSCH, M. A. C.; HARLAAR, J. Accuracy of practicable EMG to force model for knee muscles. **Neuroscience Letters**, n. 368, p. 78-81 2004.

DVIR, Z. **Isokinetics- muscle testing, interpretationand clinical applications**. Ed.Churchill, Livingstone, 1995.

EISNER, W. D.; BODE, S. D.; NYLAND, J.;CARBON, D. N. Electromyographic timing analysis of forward and backward cycling. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 31, n.3, p. 449-455, 1999.

EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. The frequency of muscle tightness and injuries in soccer players. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 10, n. 2, p. 75-78., 1982.

ERVILHA, F.V.; DUARTE, M.; AMADIO, C. A. Estudo sobre Procedimentos de Normalização do Sinal Eletromiográfico Durante o movimento Humano. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n.1, 1998.

FERNER, R., STAUBERAND, J. **SOBOTA Atlas de anatomia**, 19 ed., Rio de Janeiro, Ed. Guanabara Koogan, 1993.

FONSECA, T. S.; SILVA, P. L. P.; OCARINO, M. J.; GUIMARÃES, B. R.; OLIVEIRA, C. T. M.; LAGE, A.C. Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 14, p. 239-247, 2004.

GHORI, G. M. U.; DONNE, B.; LUCKWILL, R.G. Relationship Between Torque and EMG Activity of a Knee Extensor Muscle During Isokinetic Concentric and Eccentric Actions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 5, n. 2, p. 109-115, 1995.

GLESSON, P. N.; REILLY, T.; MERCER, T. H.; RAKOWSKI, S.; REES D. Influence of acute endurance activity on leg neuromuscular and musculoskeletal performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 30, n. 4, p. 596-608, 1998.

GOULD III, A. J. **Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte**, 2d., São Paulo: Manole, 1993.

GRABINER, M. D.; OWINGS, T. M. EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset. **Exp Brain Research**, v. 145, p. 505-511, 2002.

GRIFFIN, W. J.; TOOMS, E. R.; ZWAAG, V. R.; BERTORINI, E.T.; O'TOOLE, L. M. Eccentric muscle performance of elbow and knee muscle groups in untrained men and women. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 25, n. 8, p. 936-944, 1993.

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. **The American Journal Sports Medicine**, v. 18, n. 2, p. 182-187, 1990.

HALL, J. S. **Biomecânica Básica**. 3 Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento**, 1 Ed., São Paulo, 1999.

HAUTIER, C. A.; ARSAC, L. M.; DEGHDEGH, K.; SOUQUET, J.; BELLI, A.; LACOUR, J. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 4, p. 839-843, 2000.

HANON, C.; THÉPAUT-MATHIEU, C.; VANDEWALLE, H. Determination of muscular fatigue in elite runners. **European Journal Applied Physiology**, n. 94, p. 118-125, 2005.

HEISER, T. M.; WEBER, J.; SULLIVAN, G. Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. **The American Journal Sports Medicine**, v. 12, p. 368-370, 1984.

HERZOG, W. Muscle Function in Movement and Sports. **The American Journal Sports Medicine**, v. 24, n. 6, 1996.

HORTOBÁGYI, T.; WESTERKAMP, L.; BEAM, S.; MOODY, J.; GARRY, J.; HOLBERT, D.; DEVITA, P. Altered hamstring-quadiceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. **Clinical Biomechanics**, n.20, p. 97-104, 2005.

HWANG, I. S.; ABRAHAM, L. D. Quantitative EMG analysis to investigate synergistic coactivation of ankle and knee muscles during isokinetic ankle movement, Part 1: time amplitude analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 319-325, 2001.

HWANG, I. S.; ABRAHAM, L. D. Quantitative EMG analysis to investigate synergistic coactivation of ankle and knee muscles during isokinetic ankle movement, Part 2: time frequency analysis **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 327-335, 2001.

ITURRI, J. J. G. Lesiones musculares y deporte. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.4, n.2, p. 39-44, 1998.

JACOBS, R.; BOBBERT, M. F.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Function of mono- and biarticular muscles in running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 25, n. 10, 1163-1173, Oct, 1993.

JÖNHAGEN, S.; NÉMETH, G.; ERIKSSON, E. Hamstrings Injuries in Sprinters, The role of concentric and Eccentric Hamstring Muscle Strength and Flexibility. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 22, n.2, p. 262-266, 1994.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular**. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, 150 p.

KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G-P. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. **Gait and Posture**, n. 19, p. 115-132, 2004.

KAWABATA, Y.; SENDA, M.; OKA, T.; YAGATA, Y.; TAKAHARA Y.; NAGASHIMA, H.; INOUE, H. Measurement of fatigue in knee flexor and extensor muscles. **Acta Medica Okayama**, n. 54, v. 2, p. 85-90, 2000.

KAY, D.; ST CLAIR, A.; MITCHELL, M. J.; LAMBERT, M. I.; NOAKES, T. D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 425-431, 2000.

KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. The Effects of Normalization Method on Antagonistic Activity Patterns during Eccentric and Concentric Isokinetic Knee Extension and Flexion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 6, n. 4, p. 235-245, 1996.

KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. The effects of the antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. **European Journal Applied Physiology**, v. 76, p. 253-259, 1997.

KELLIS, E. Quantification of Quadriceps and Hamstring Antagonist Activity. **Sports Medicine**, v. 25, n.1, p. 37-62, 1998.

KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. **Medicine Science in Sports Exercise**, v. 30, n. 11, p. 1616-1623, 1998.

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. 191-199, 1999.

KELLIS, E.; BALTZOPOULOS, V. The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. **Journal of Biomechanics**, v. 32, p. 19-25, 1999.

KELLIS, E.; UNNITHAN, B. V. Co-activation of vastus lateralis and biceps femoris muscles in pubertal children and adults. **European Journal Applied Physiology**, v. 79, p. 504-511, 1999.

KELLIS, E. Tibio Femoral joint forces during maximal isokinetic eccentric and concentric efforts of the knee flexors, **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 229-236, 2001.

KELLIS, E.; KELLIS, S. Effects of agonist and antagonist muscle fatigue on musclecoactivation around the knee in pubertal boys. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 307-318, 2001.

KENDALL, F. P.; KENDALL, E.; PROVANCE, P. G. **Músculos Provas e Funções**. São Paulo: Manole, 1995, p.209.

KINGMA, I.; AALBERSBERG, S.; DIELËN, J. H. Are hamstrings activivated to counteract shear forces during isometric knee extension efforts in healthy subjects?. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 307-315, 2004.

KISNER, C.; COLBY, L.A. **Exercícios Terapêuticos, Fundamentos e Técnicas**. São Paulo: Manole, 1998, p. 82-83.

KLINGE, K.; MAGNUSSON, P. S.; SIMONSEN, B. E.; AAGAARD, P., KLAUSEN, K.; KJAER, M. The Effect of Strength and Flexibility Training on Skeletal Muscle Electromyographic Activity, Stiffness, and Viscoelastic Stress Relation Response. **The American Orthopaedic Society for Sports Medicine**, v. 25, n. 5, 1997.

KNAPIK, J. J.; BAUMAN, L. C.; JONES, H. B.; HARRIS, M. J.; VAUGHAN, L. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes, **The American Journal of Sports Medicine**, v. 19, n. 1, 1991.

KUBO, K.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. **European Journal Applied Physiology**, v. 91, p. 349-352, 2004.

KUJALA, U. M.; ORAVA, S.; JARVINEN, M. Hamstring Injuries, Current trends in treatment and Prevention. **Sports Medicine**, v. 23, n. 6, p. 397-404, 1997.

LADEIRA, C. E. Incidência de lesões no futebol: um estudo prospectivo com jogadores masculinos adultos amadores canadenses. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 4, n. 1, p. 39-47, 1999.

LARSSON, B.; KARLSSON, S.; ERIKSSON, M.; GERDLE, B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extension. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 281-287, 2003.

LE GALL, F.; LAURENT, T.; ROCHCONGAR, P., Évolution de la force musculaire des fléchisseurs et extenseurs du genou mesurée par dynamomètre isocinétique concentrique chez le footballeur de haut niveau. **Science&Sports**, v. 14, p. 167-172, 1999.

LEIS, A. A.; TRAPANI, V.C. **Atlas of Electromyography**. New York:Oxford, 2000.

LI, G.; KAUFMAN, R. K.; CHAOS, Y. E.; RUBASH, E. H. Prediction of antagonistic Muscles Forces Using Inverse Dynamic Optimization During Flexion/Extension of the Knee. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 121, p. 316-322, 1999.

LINAMO, V.; MORITANI, T.; NICOL, C.; KOMI, P.V. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 93-101, 2003.

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. **Scandinavica Journal Rehabilitation Medicine**, v. 30, p.47-54, 1998.

MARCHAND-PAUVERT, V.; NICOLAS, G.; MARQUE, P.; IGLESIAS, C.; PIERROT-DESEILLIGNY, E. Increase in group II excitation from ankle muscles to thigh motoneurons during human standing. **Journal of Physiology**, v. 566, n. 1, p. 257-271, 2005.

MARQUE, P.; NICOLAS, G.; SIMONETTA-MOREAU, M.; PIERROT-DESEILLIGNY, E.; MARCHAND-PAUVERT, V. Group II excitations from plantar foot muscles to human leg and thigh motoneurons. **Exp Brain Research**, n. 161, p. 486-501, 2005.

McCRORY, L. J.; QUICK, E. N.; SHAPIRO, R.; BALLANTYNE, T. B.; DAVIS, M. I. The effect of a single treatment of the Protonics TM system on biceps femoris and gluteus medius activation during gait and lateral step up exercise. **Gait and Posture**, n. 19, p. 148-153, 2004.

MILLER, J. P.; CROCE, R. V.; HUTCHINS, R. Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed movements. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 233-239, 2000.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 569-579, 2002.

MONTGOMERY, W. H.; PINK, M.; PERRY, J. Electromyographic Analysis of Hip and Knee Musculature During Running. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 22, n. 2, p. 272-278, 1994.

MULLANY, H.; MALLEY, M.; GIBSON, A.; VAUGHAN, C. Agonist-antagonist common drive during fatiguing knee extension efforts using surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, p. 375-384, 2002.

NAKAJIMA, M.; KAWAMURA, K.; TAKEDA, I. Electromyographic analysis of a modified maneuver for quadriceps femoris muscle setting with co-contraction of the hamstrings. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 21, p. 559-564, 2003.

NUYENS, G.; DE WEERDT, W.; SPAEPEN, A.; JANSSENS, L.; KETELAER, P.; BOGAERTS, K. Reliability of Torque Measurements During Passive Isokinetic Knee Movements in Healthy Subjects. **Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine**, v. 32, p. 61-65, 2000.

ONISHI, H.; YAGI, R.; OYAMA, M.; AKASAKA, K.; IHASHI, K.; HANDA, Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscle during maximum knee flexion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, p. 399-406, 2002.

ORCHARD, J.; MARSDEN, J.; LORD, S.; GARLICK, D. Preseason Hamstring Muscle Weakness Associated with Hamstring Muscle Injury in Australian Footballers. **The American Journal of Sports and Medicine**, v. 25, n. 1, 1997.

OSTERNIG, R. L.; HAMILL, J.; CORCOS, M. D; LANDER, J. Electromyographic Patterns Accompanying Isokinetic Exercise Under Varying Speed and Sequencing Conditions, **American Journal of Physical Medicine**, v. 63, n. 6, 1984.

OSTERNIG, R. L.; JAMES, R. C.; BERCADES, T. D. Eccentric knee flexor torque following anterior cruciate ligament surgery. **Medicine Science Sports Exercise**, v. 28, n. 10, p. 1229-1234, 1996.

PARKKARI, J.; KUJALA, M. U.; KANNUS, P. Is it Possible to Prevent Sports Injuries? Review of Controlled Clinical Trials and Recommendations for Future Work. **Sports Medicine**, v. 31, n. 14, p. 985-995, 2001.

PERRIN, H. D. **Isokinetic Exercise and Assessment**, Human Kinetics Publishers, 1993.

PIAZZA, J. S.; DELP, L. S. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 723-733, 1996.

PINNIGER, G.; STEELE, R. J.; GROELLER, H. Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 32, n. 3, p. 647-653, 2000.

PINNINGTON, C. H.; LLOYD, G. D.; BEISER, F. T.; DAWSON, B. Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. **European Journal Applied Physiology**, n. 94, p. 242-253, 2005.

PINTO, S. S.; ARRUDA, A. C. Avaliação isocinética de flexores e extensores de joelho em atletas de futebol profissional. **Fisioterapia em Movimento**, v. XII, n. 2, p. 37-43, Outubro 2000 / Março 2001.

PÖYHÖNEN, T.; KYSÖLÄINEN, H.; KESKINEN, L. K.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKÄÄ, E. Electromyographic and Kinematic analysis of therapeutic knee exercises under water. **Clinical Biomechanics**, v. 16, p. 496-504, 2001.

RASCH, P. J.; BURKE, R. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 5ed. Rio de Janeiro : Ed.Guanabara Koogan, 1977.

RAMSEY, K. D.; WRETENBERG, F. P.; LAMONTAGNE, M.; NÉMETH, G. Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. **Clinical Biomechanics**, n. 18, p. 28-34, 2003.

REIDER, B. **The School Age Athlete**, 2ed. USA, Saunders Company, 1996.

ROUJEAU, T.; DECQ, P.; LEFAUCHEUR, P. J. Surface EMG recording of heteronymous reflex excitation of semitendinosus motoneurons by group II afferents. **Clinical Neurophysiology**, v. 115, n. 6, p. 1313-1319, 2004.

SHIN, G; SHU, Y; LI, Z; JIANG, Z; MIRKA, G. Influence of knee angle and individual flexibility on the flexion-relaxation response of the low back musculature. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 485-494, 2004.

SHINZATO, T. G.; BATTISTELA, R. L. Exercício Isocinético-Sua utilização para Avaliação e Reabilitação Músculo-Esquelética. **Revista Âmbito Medicina Desportiva**, v. 1, p.11-18, 1996.

SHULTZ, J. S.; WINDLEY, C. T.; KULAS, S. A.; SCHMITZ, J. R.; McLEOD, V. C. T.; PERRIN, H. D. Low levels of anterior tibial loading enhance knee extensor reflex response characteristics. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 1, p. 61-71, 2005.

SO, R.; CHAN, K.; SIU, O. EMG power frequency spectrum shifts during repeated isokinetic knee and arm movements. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 73, n. 1, p. 98-106, 2002.

SNOW, J. C.; COOPER, J.; QUANBURY, O. A.; ANDERSON, E. J. Antagonist Cocontraction of Knee Extensors During Constant Velocity Muscle Shortening and Lengthening. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 5, n. 3, p. 185-192, 1995.

TERRERI, A. P. S. A.; GREVE, M. D. J.; AMATUZZI, M. M. Avaliação Isocinética no joelho do atleta. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 7, n. 2, p. 62-66, Mar-Abr 2001.

TERRY, G. C.; LaPRADE, R. f. The biceps femoris muscle complex at the knee. Its anatomy and injury patterns associated with acute anterolateral-anteromedial rotatory instability. **The American Journal Sports Medicine**, v. 24, n.1, p. 2-8, 1996.

THO, K.; GUNNAR, N.; EJNAR, E. Electromyographic analysis of muscle fatigue in anterior cruciate ligament deficient knees. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 340, p.142-151, 1997.

TIROSH, O.; SPARROW, A. W. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. **Gait and Posture**, n. 21, p. 279-288, 2005.

TSUDA, E.; OKAMURA, Y.; OTSUDA, H.; KOMATSU, T.; TOKUYA, S. Direct Evidence of the Anterior Cruciate Ligament-Hamstring Reflex Arc in Humans. **The American Journal Sports Medicine**, v. 29, n. 1, p. 83-87, 2001.

TURL, S.; GEORGE, K. Adverse neural tension: A factor in repetitive hamstring strains. **Journal Orthopaedics Sports Physiotherapy**. v. 27, n. 1, p. 16-21, 1998.

WEINECK, J. **Futebol Total: O treinamento físico no futebol**. São Paulo: Phorte, p.555. 2000.

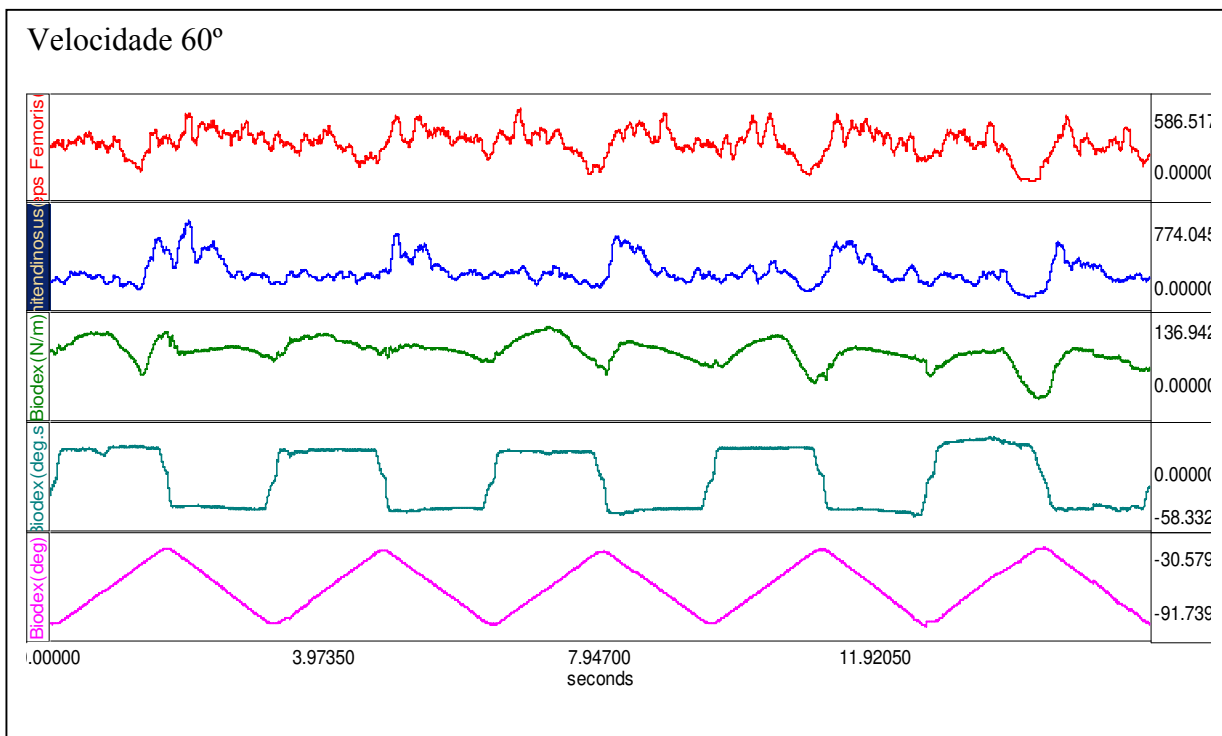
WEIR, P. J.; KEEFE, A. D.; EATON, F. J.; AUGUSTINE, T. R.; TOBIN, M. D. Effect of fatigue on hamstring coactivation during isokinetic knee extensions. **European Journal Applied Physiology**, v. 78, p. 555-559, 1998.

WOJTYS E. M.; HUSTON, L. J.; TAYLOR, P. D.; BASTIAN, S. D. Neuromuscular Adaptions in Isokinetic, Isotonic, and Agility Training Programs. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n.2, p. 187-92, 1996.

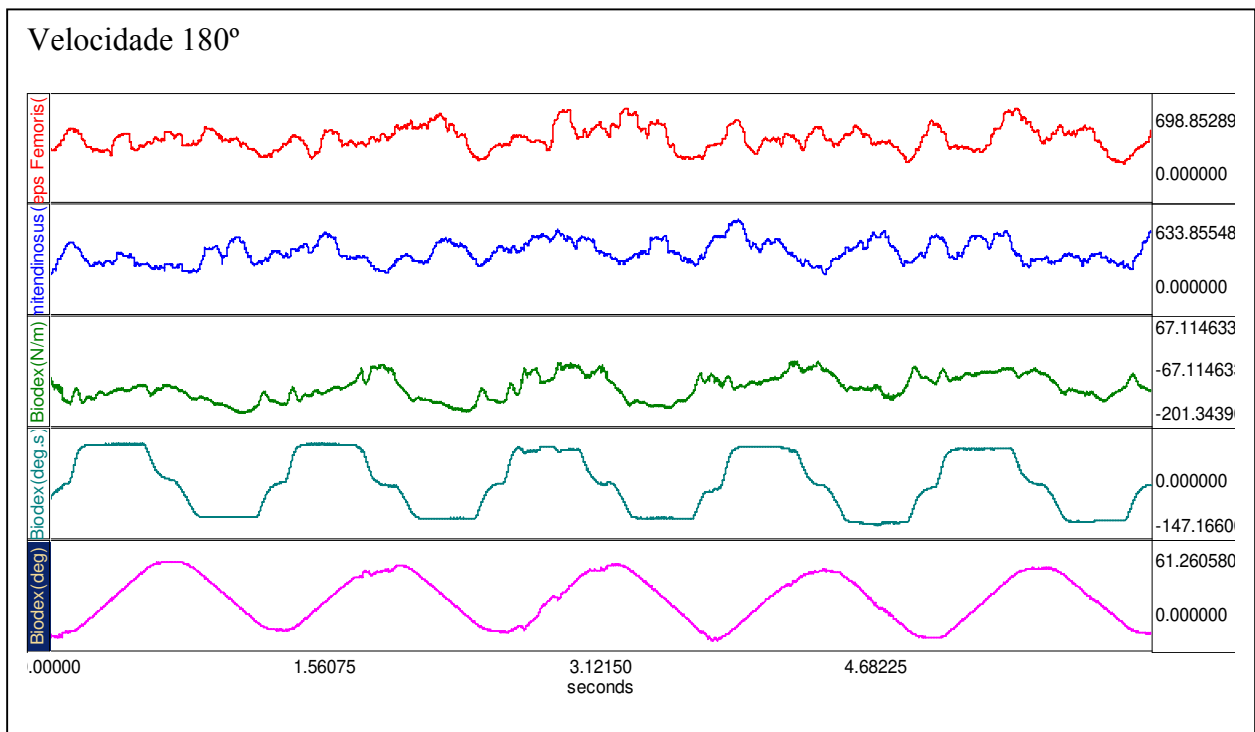
WORREL, T. W. Factors associated with hamstring injuries, an approach to treatment and preventative measures. **Sports Medicine**, v. 17, n.5, p. 338-345, 1994.

## ANEXOS

### Registros eletromiográfico (individual) referente à carga – velocidade 60°/s



### Registros eletromiográfico (individual) referente à carga – velocidade 180°/s



### Registros eletromiográfico (individual) referente à carga – velocidade 300°/s

