

MARIA DE FÁTIMA SANT'ANNA

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MM BICEPS FEMURIS
(CAPUT LONGUM), SEMITENDINOSUS E SEMIMEMBRANOSUS
NOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO E EXTENSÃO DA
PERNA EM MESA FLEXORA**

Orientador: Prof. Dr. FAUSTO BÉRZIN

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental, área de Anatomia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Ciências.

PIRACICABA - SP
1988

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

"Há homens cuja lembrança inspira serenidade, sabedoria e presença forte, assim a memória de meu pai a quem dedico de maneira especial este trabalho".

À minha mãe, pelo sentido de responsabilidade que sempre procurou nos transmitir ...

À meus irmãos, irmãs, cunhados e cunhadas, pela partilha de cada momento importante de nossas vidas ...

Ao Dr. FAUSTO BÉRZIN, Professor Livre-Docente do Departamento de Morfologia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela compreensão e amizade com que conduziu a orientação deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

- Aos voluntários cuja colaboração foi indispensável para que pudéssemos concretizar esta pesquisa;
- à Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas, na pessoa de seu Diretor Dr. AFRÂNIO CAIAFA DE MESQUITA, pelo afastamento concedido;
- ao PICD - Programa Institucional de Capacitação Docente, pela concessão da bolsa de estudos;
- aos Professores do Departamento de Morfologia da Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas, de modo muito especial aos Profs. Drs. ARMANDO ALVES BORGES JÚNIOR, JOSÉ RONALDO VIEIRA DA COSTA e JANIRA DIAS RIBEIRO, pela amizade, apoio e incentivo constantes;
- ao Prof. Dr. JOSÉ RENAN VIEIRA DA COSTA, responsável pelo nosso ingresso na vida profissional e científica na Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas;
- ao Prof. VALDEMAR DE FREITAS, Titular do Depto. de Anatomia do Instituto de Biociências de Botucatu - UNESP, pelo apoio e incentivo;
- aos Professores do Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da FOP-UNICAMP, pelos conhecimentos científicos transmitidos;
- à Pórtico Artigos Esportivos Ltda., pelo empréstimo do Aparelho mesa flexora;
- ao Dr. PAULO ROBERTO CURI, Prof. Adjunto do Serviço de Estatística da Faculdade Veterinária e Zootecnia de Botucatu - UNESP, pela execução das análises estatísticas;
- ao funcionário JOÃO BATISTA LEITE DE CAMPOS, técnico da Disciplina de Anatomia do Depto. de Morfologia da FOP-UNICAMP,

pela colaboração prestada durante a fase experimental;

à Sra. MARIA APARECIDA NALIN, secretária do Depto. de Morfologia da FOP-UNICAMP, pelos serviços datilográficos e pela atenção e disponibilidade com que sempre nos atendeu;

ao funcionário ELISEO APARECIDO BERTTI, responsável pelo Centro de Recursos para Aprendizagem da FOP-UNICAMP, pela confecção dos desenhos e pela convivência amiga durante o curso;

aos funcionários ADÁRIO CANGIANI e PEDRO SÉRGIO JUSTINO, do Setor de Fotografia do Centro de Recursos para Aprendizagem da FOP-UNICAMP, pelos serviços fotográficos;

à Sra. IVANY DO CARMO GUIDOLIM GEROLA, Bibliotecária Chefe da Biblioteca da FOP-UNICAMP, pelas correções das referências bibliográficas;

ao Sr. JOSÉ ALVIM, técnico em eletrônica, pela confecção do sistema eletrônico;

as funcionárias IVANI ODAS DEMÉTRIO, MARIA APARECIDA SANTIAGO VARELLA E ELIENE APARECIDA O. NARVAES, do Depto. de Morfologia da FOP-UNICAMP, e LUCIANE APARECIDA DUARTE e ELZA ANTONIO DRESSANO, da Biblioteca da FOP-UNICAMP, pelo prestativo atendimento e convivência amiga durante o transcorrer do curso;

aos companheiros e amigos de curso, de modo especial DENISE TOSTES OLIVEIRA, GERSON EDUARDO ROCHA CAMPOS, VANESSA MONTEIRO PEDRO e FRANCISCO J. GUIMARÃES, pela presença e amizade verdadeiras em cada passo dessa nossa caminhada.

ÍNDICE

INTRODUÇÃO	1
REVISÃO DA LITERATURA	4
MATERIAL E MÉTODOS	16
RESULTADOS	27
DISCUSSÃO	52
CONCLUSÕES	76
RESUMO	78
SUMMARY	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80

INTRODUÇÃO

Os músculos bíceps da coxa, semitendíneo e semimembrânico estão situados na região posterior da coxa constituindo um grupo denominado de músculos isquiotibiais. As duas cabeças do bíceps da coxa formam o grupo lateral, enquanto que o semitendíneo e o semimembrânico o grupo medial dos músculos isquiotibiais. Exceto a cabeça curta do bíceps da coxa, todos eles trabalham sobre a articulação do quadril e do joelho, sendo portanto músculos biarticulares.

De todas as articulações do corpo, a do joelho é talvez a mais vulnerável e susceptível a lesões. A vulnerabilidade desta articulação se deve principalmente à instabilidade anatômica causada pela pequena superfície articular oferecida pela epífise proximal da tíbia. Embora os meniscos forneçam alguma estabilidade, a integridade da articulação do joelho depende principalmente de ligamentos e tendões musculares (GRIMM, 1963; CAMPBELL & GLENN, 1982).

Os músculos que atuam diretamente nos movimentos e ajudam a estabilizar a articulação do joelho são o quadríceps e os isquiotibiais (GRIMM, 1963). Para uma maior estabilização da articulação do joelho deve existir um balanço de forças entre estes dois grupos musculares, que, por terem inervação recíproca, permitem junto com outros músculos, a realização de movimentos sincronizados característicos desta articulação (GRIMM, 1963; CAMPBELL & GLENN, 1982; WATKINS et alii, 1983). Entretanto, tanto o quadríceps, quanto os isquiotibiais podem sofrer atrofia quando a articulação do joelho é lesada (CAMPBELL & GLENN, 1982), também, por sua natureza biarticu-

lar, estão sujeitos à distensões e rupturas (BREWER, 1960; GRAIG, 1973).

Segundo AGRE (1985), as lesões dos músculos isquiotibiais ocorrem principalmente em atletas que se dedicam a corridas de distância e de velocidade. A causa básica destas lesões seria o acentuado decréscimo da fase de apoio que ocorre no ciclo da corrida e o aumento das forças envolvidas na realização dos movimentos do quadril, joelho e tornozelo, decorrentes do aumento da velocidade do passo. Entre os fatores etiológicos das lesões dos isquiotibiais estariam: a falta de flexibilidade, onde o músculo seria estirado além de sua capacidade para se alongar, resultando em ruptura; a força e resistência inadequadas, o que provocaria um desequilíbrio no balanço de forças isquiotibiais/quadríceps; contração não sinérgica, onde os isquiotibiais agiriam com muita força no momento inadequado; aquecimento insuficiente; estilo pobre de corrida, em que o atleta exerceria um "stress" excessivo sobre os músculos; e, retorno precoce ao esporte após uma lesão. O melhor tratamento para estas lesões (AGRE, 1985) seria um bom programa de prevenção que incluísse exercícios de alongamento, fortalecimento e treinamento de resistência, para aumentar a flexibilidade, força e resistência dos músculos isquiotibiais.

Os exercícios de fortalecimento da musculatura do membro inferior têm sido realizados com a ajuda de aparelhos como a bicicleta. Vários autores têm estudado, através da eletromiografia, a atuação desta musculatura durante o ciclo de pedalar bicicleta ergométrica (HOUTZ & FISCHER, 1959; JOSÉ & FURLANI, 1984; ERICSON et alii, 1985; MARCO, 1985).

JOSÉ & FURLANI (1984), estudando a ação dos músculos

isquiotibiais durante a flexão da perna no movimento de pedalar bicicleta ergométrica, verificaram que a atividade dos músculos bíceps da coxa, semitendíneo e semimembrânico foi diferentemente influenciada pela posição do pé no pedal. Com o pé na posição normal os três músculos tiveram uma participação efetiva na flexão do joelho, enquanto que, nas posições de eversão e inversão, os músculos bíceps da coxa e semimembrânico foram respectivamente inativos.

A mesa flexora tem sido um outro aparelho adotado para os exercícios de fortalecimento da musculatura posterior da coxa. Entretanto, sua utilização se baseia mais em métodos e indicações empíricas, uma vez que não existem na literatura estudos sobre a atuação dos músculos do membro inferior nos exercícios nela realizados. Em vista disso, e, observando-se o fato de que a posição do pé pode ter importância nos exercícios de fortalecimento dos músculos isquiotibiais, pretendemos fazer um estudo para:

a) determinar a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrânico, nos movimentos de flexão e extensão da perna realizados em mesa flexora;

b) verificar o efeito da posição do pé (normal, evertido e invertido) sobre a atividade elétrica dos isquiotibiais nestes movimentos;

c) verificar o perfil de ação dos músculos isquiotibiais em intervalos de ângulos pré estabelecidos da articulação do joelho, durante os movimentos de flexão e extensão.

REVISÃO DA LITERATURA

O estudo eletromiográfico dos músculos isquiotibiais tem sido feito principalmente no que se refere a manutenção da postura ereta e a cinética da locomoção humana. Assim, a literatura será apresentada em itens conforme os aspectos sob os quais os músculos isquiotibiais têm sido investigados. A maioria destes estudos são realizados no grupo muscular como um todo e não em cada músculo separadamente.

a) MANUTENÇÃO DA POSTURA

Foi demonstrado eletromiograficamente que os isquiotibiais não têm ação na manutenção da postura ereta, desde que seja mantida a linha do centro de gravidade do corpo. Entretanto, com o deslocamento do centro de gravidade para frente, através de movimentos como inclinação do tronco para frente ou elevação dos braços, observou-se atividade elétrica neste grupo muscular (JOSEPH & NIGHTINGALE, 1954; JOSEPH et alii, 1955; JOSEPH & NIGHTINGALE, 1956; PORTNOY & MORIN, 1956).

JOSEPH & NIGHTINGALE (1954) verificaram que, na inclinação do tronco para frente, os músculos isquiotibiais contraem-se principalmente para prevenir a flexão do quadril; e, segundo PORTNOY & MORIN (1956) esta contração seria isométrica, pois pouca mudança foi observada no comprimento dos músculos.

PORTNOY & MORIN (1956) estudaram ainda o movimento de flexão e extensão do tronco e o de sentar e ficar de pé a partir da posição sentada. Segundo estes autores, na flexão do tronco os músculos isquiotibiais trabalham junto com o ere

tor da espinha e, enquanto a atividade deste músculo cessa em um ponto crítico da flexão, a dos isquiotibiais persiste até a flexão completa, indicando que este movimento ocorre principalmente no quadril. Na extensão do tronco a amplitude da atividade aumenta, depois diminui e então cessa quando o movimento é completado. Os isquiotibiais foram ativos também no movimento de sentar e ficar de pé a partir da posição sentada, mas nenhuma atividade foi registrada durante a posição sentada.

b) LOCOMOÇÃO

A função primária dos membros inferiores é a locomoção. Os movimentos do membro inferior na locomoção do corpo são causados pela atividade cíclica de vários músculos, dentre eles os isquiotibiais. Muitos estudos têm sido feitos para determinar a ação destes músculos no ciclo da marcha.

ARIENTI (1948) afirmou que o músculo semitendíneo e a cabeça curta do músculo bíceps da coxa agem durante a fase de oscilação como flexores, e os músculos semimembrâneo e a cabeça longa do bíceps da coxa na fase de apoio como extensores. CARLSOON (1956) usando eletrodos de fio, estudou a atividade de alguns músculos do membro inferior na transição da posição ereta para a posição de locomoção. Verificou que o músculo bíceps da coxa foi ativo na fase de apoio para ajudar na estabilização da perna.

No ciclo da marcha, o grupo dos isquiotibiais atuam principalmente na segunda metade da fase de oscilação e início da fase de apoio, embora alguns indivíduos apresentem um segundo período de atividade na transição da fase de apoio para a fase de oscilação (HIRSCHBERG & NATHANSON, 1952; BATTYE & JOSEPH, 1966; JOSEPH, 1968; TOWNSEND et alii, 1978; TO-

KUHIRO et alii, 1985).

Segundo BATTYE & JOSEPH (1966), a contração dos isquiotibiais no primeiro período seria para prevenir a flexão excessiva da coxa antes do contato do pé no chão e ajudar o movimento do corpo sobre o membro de sustentação; no segundo período agiriam prevenindo a flexão do tronco. De acordo com TOWNSEND et alii (1978), este segundo período de atividade teria a função de flexionar o joelho para sobrepujar a atividade do reto femoral.

KRAMER & REID (1981) fizeram um estudo cinematográfico e eletromiográfico da "marcha ré" (backward walking), observando os deslocamentos do centro de gravidade do corpo, as excursões das articulações e a atividade eletromiográfica de vários músculos do membro inferior durante esta marcha. Verificaram que os músculos isquiotibiais controlam a flexão do joelho que ocorre como preparação para a oscilação da perna para trás, no final da fase de apoio. No início da fase de oscilação eles agem estendendo o quadril e flexionando o joelho.

GHORI & LUCKWILL (1985) estudando os efeitos do carregamento de cargas sobre a atividade dos músculos no ciclo da marcha, observaram que os isquiotibiais mediais (semitendíneo e semimembrânico) têm uma atividade prolongada na fase de apoio do ciclo quando se está carregando um peso na mão ipsilateral. Este prolongamento seria para ajudar a puxar para frente, sobre a perna de apoio, o lado do corpo com a carga. Com o peso nas costas não houve alteração na atividade dos isquiotibiais mediais no ciclo da marcha.

A atividade dos músculos isquiotibiais foi estudada também em movimentos de subir e descer escada, aclives e de-

clives com várias inclinações (JOSEPH & WATSON, 1967; TOWNSEND et alii, 1978; TOKUHIRO et alii, 1985).

Segundo JOSEPH & WATSON (1967), na subida de escadas os isquiotibiais estenderiam a coxa no quadril, agindo com outros músculos para elevar o corpo para o degrau superior. Na fase de oscilação da subida eles atuariam como flexores do joelho no início, e, controlariam a extensão do joelho no final. Na descida, sua ação foi observada no meio da fase de oscilação para controlar a extensão do joelho.

Com o objetivo de comparar o padrão de atividade muscular dos isquiotibiais de atletas e pessoas não treinadas, TOWNSEND et alii (1978) estudaram a ação destes músculos na subida e descida de escadas e, na caminhada em nível plano. Verificaram que na descida os isquiotibiais (semitendíneo) agem flexionando a perna para a liberação do pé durante o final da fase de apoio até a fase de oscilação, podendo a atividade parar no meio da fase de oscilação ou continuar até a próxima fase de apoio. Na subida, a atividade começou no meio da fase de oscilação (para posicionar a perna) e continuou até a fase de apoio.

TOKUHIRO et alii (1985), investigando através da eletromiografia telemétrica as mudanças fásicas na atividade de vários músculos do membro inferior ao descer e subir declives e aclives com inclinações de 3° , 6° , 9° e 12° , encontraram que, na subida, o músculo semitendíneo mostrou-se ativo no meio da fase de oscilação até a fase de apoio, mas a duração da atividade variou com a inclinação do aclive. A contração do semitendíneo na última metade da fase de oscilação seria para desacelerar a extensão do joelho; na fase de apoio, agindo em associação com o reto femoral e o gastrocnêmio, estabi-

lizaria o joelho e assistiria a extensão do quadril. Na descida a atividade do semitendíneo foi bifásica: da fase de oscilação para a fase de apoio, e no final da fase de apoio onde assiste o reto femoral na estabilização do joelho.

Em modalidades competitivas como corridas de velocidade e marcha atlética, os isquiotibiais foram estudados por SIMONSEN et alii (1985) e MURRAY et alii (1983) respectivamente.

MURRAY et alii (1983) observaram que o trabalho dos isquiotibiais na fase de apoio da marcha atlética seria para manter o tronco ereto, além de atuarem como ligamento para prevenir o estiramento excessivo da porção posterior da cápsula articular do joelho. No final da fase de oscilação eles atuam desacelerando a flexão do quadril, iniciando a sua extensão e, desacelerando a extensão do joelho do membro em oscilação.

As corridas de velocidade são caracterizadas por um ciclo que possui além das fases de apoio e oscilação, fases em que nenhum dos membros tocam o chão, ou seja, fases de "vôo" (flight). SIMONSEN et alii (1985) verificaram que os músculos isquiotibiais começam a atuar na metade da fase de oscilação, passando por uma das fases de vôo até a fase de apoio. Atribuíram a estes músculos um trabalho excêntrico, desde o início de sua atividade na fase de oscilação, até a fase de vôo, desacelerando a oscilação da coxa e da perna para frente e provocando a conseqüente extensão do quadril, na fase de apoio.

A atividade dos músculos isquiotibiais durante a caminhada e a corrida foi estudada também por MANN & HAGY (1980) e MANN (1982). Durante a caminhada estes músculos foram ati-

vos no final da fase de oscilação até o pé ser colocado sobre o chão (10% do ciclo). Nesta fase, eles funcionam para desacelerar o joelho em extensão antes do pé ser colocado no chão e, para assistir a extensão do quadril após o contato do pé. Na corrida, o período de atividade sofre uma mudança. Durante a primeira metade da fase de oscilação da corrida o quadril e o joelho flexionam rapidamente, mas esta flexão do joelho é passiva e resulta da rápida aceleração da coxa para frente causada pela flexão do quadril. Assim, o comprimento dos isquiotibiais não se altera. No meio da fase de oscilação, entretanto, enquanto a flexão do quadril continua, o joelho começa a se estender rapidamente. Durante a última parte da fase de oscilação (25% do ciclo) os isquiotibiais são submetidos a uma contração excêntrica para assistir a extensão do quadril ao mesmo tempo em que desaceleram a extensão do joelho, opondo-se a atividade do quadríceps. Os isquiotibiais permanecem ativos durante a primeira metade da fase de apoio produzindo a extensão do quadril e resistindo a extensão do joelho por contração concêntrica.

c) MOVIMENTOS ISOLADOS

Estudos eletromiográficos de movimentos isolados têm comprovado o papel dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrâneo como flexores do joelho e extensores do quadril (SUZUKI, 1956; FURLANI et alii, 1977; BASMAJIAN, 1978).

Alguns autores como SUZUKI (1956) e BASMAJIAN (1978) consideram o músculo bíceps da coxa um rotador lateral da tíbia no joelho. WHEATHEY & JAHNKE (1951) atribuem atividade para o bíceps da coxa na rotação lateral do quadril estendido e

na adução contra resistência do quadril abduzido. Porém FURLANI et alii (1977) observaram com eletrodos de agulha, colocados nas duas cabeças do músculo bíceps da coxa, que ele não foi sempre ativo nos movimentos de rotação lateral da perna com o joelho flexionado, rotação lateral da perna, rotação lateral da coxa com o pé fixo e flexão da coxa com o tronco flexionado. Notaram também que este músculo não participa do movimento de adução da coxa livre ou contra resistência, e na manutenção da postura ereta.

Os músculos semitendíneo e semimembranáceo foram considerados por BASMAJIAN (1978) como ativos na rotação medial da tíbia no joelho e na adução contra resistência do quadril abduzido. Na rotação medial do quadril o recrutamento foi pequeno.

FUJIWARA & BASMAJIAN (1975) observaram, em movimentos monoarticulares, quando uma das articulações foi imobilizada por outros músculos, que os isquiotibiais mediais foram mais ativos na flexão do joelho que na extensão do quadril. Nos movimentos biarticulares, a atividade destes músculos dependeu das posições em que se encontravam as articulações do quadril ou do joelho. Todavia, segundo MARKEE et alii (1955) os isquiotibiais são capazes de agir independentemente sobre qualquer uma das duas articulações sem necessitar da ação imobilizadora de outros músculos. BASMAJIAN (1957) discorda de MARKEE et alii (1955) provando com eletrodos de agulha que o ventre muscular de um músculo biarticular atua como uma unidade, qualquer que seja a articulação que esteja se movimentando.

d) EXERCÍCIOS REALIZADOS EM APARELHOS

A análise eletromiográfica deste grupo muscular em e

xercícios com a ajuda de aparelhos tem sido realizada principalmente em bicicleta ergométrica.

HOUTZ & FISCHER (1959) verificaram que a atividade dos músculos isquiotibiais no exercício de pedalar bicicleta ergométrica foi de curta duração e ocorreu principalmente no final da extensão e início da flexão da perna. ERICSON et alii (1985) observaram que o aumento da resistência aumentou a atividade dos músculos bíceps da coxa, semitendíneo e semimembranoso, enquanto que o aumento da velocidade de pedalação e da altura do selim aumentaram somente as atividades dos músculos semitendíneo e semimembranoso. ERICSON et alii (1985) notaram também que as posições anterior ou posterior do pé no pedal não alteraram a atividade elétrica deste grupo muscular. Porém, JOSÉ & FURLANI (1984) verificaram que houve uma variação na participação de cada músculo isquiotibial na flexão da perna durante o ciclo de pedalar, conforme o pé estivesse nas posições normal, evertido ou invertido. Assim, na posição normal os três músculos participaram efetivamente na flexão da perna, enquanto que na posição de eversão não houve participação do músculo bíceps da coxa, e na posição de inversão, o músculo inativo foi o semimembranoso.

e) ESTUDOS BIOMECÂNICOS E CINESIOLÓGICOS

Muitos pesquisadores têm associado a eletromiografia à análises biomecânicas e cinesiológicas no estudo dos músculos que atuam na articulação do joelho.

Estudando a magnitude das forças que atuam sobre as estruturas do joelho durante movimentos fortes como chutar bola, WAHRENBERG et alii (1978) fizeram uma correlação entre a atividade muscular e o momento de força muscular máxima. Os

resultados mostraram que na preparação para o chute a flexão do joelho foi produzida principalmente por uma contração concêntrica dos isquiotibiais e excêntrica do quadríceps, que atingiu seu pico de atividade na flexão máxima do joelho. Quando a flexão mudou para extensão, o quadríceps passou a agir concêntricamente até cessar sua atividade, enquanto isso, houve um aumento contínuo na atividade dos isquiotibiais, que agiram excêntricamente até atingir seu pico máximo no momento do impacto com a bola.

Em um estudo sobre a relação existente entre o comprimento muscular, a atividade eletromiográfica e o torque produzido pelo músculo bíceps da coxa durante contrações isométricas, mantendo-se os joelhos em 60° de flexão e variando-se as posições do quadril em 0° , 45° , 90° e 135° de flexão, LUNNEN et alii (1981) mostraram que as mudanças no comprimento do músculo influenciam diferentemente a atividade eletromiográfica e a produção de torque. No encurtamento muscular a atividade eletromiográfica aumenta e a produção de torque diminui, enquanto que o oposto ocorre quando o músculo é alongado.

Os efeitos de cargas sobre as estruturas da articulação do joelho foram observados por EKHOLM et alii (1984). Estes autores fizeram um estudo onde o indivíduo levantava uma caixa de 12,8 kg de três maneiras diferentes: com o joelho em extensão, com o joelho flexionado e a carga em frente aos joelhos, e com os joelhos flexionados e a carga entre os joelhos. Os resultados indicaram que os músculos bíceps da coxa, semitendíneo e semimembrâneo foram ativos no início do levantamento com os joelhos em extensão, onde eles atuam como extensores do quadril. Com os joelhos em flexão eles foram ativos

no meio do levantamento, contribuindo com o momento muscular de extensão e agindo em sinergismo com o músculo quadríceps na extensão do joelho.

Entre os trabalhos não eletromiográficos estão o de HOUTZ et alii (1957) que estudaram o efeito das posições do joelho e do quadril sobre as forças dos músculos flexores e extensores do joelho. Verificaram que, com o indivíduo sentado, a força desenvolvida por ambos os grupos musculares foi máxima no meio do movimento de flexão. Nas posições supino e prono, a força exercida pelos músculos flexores foi maior próximo à posição de extensão (0°). WILLIAMS & STUTZMAN (1959) investigando como as forças produzidas por um músculo em contração voluntária isométrica máxima variam em um arco de movimento, verificaram que, com a articulação do joelho em ângulo reto, a força de flexão é relativamente pequena. Concluíram que, para os músculos flexores, o fator comprimento-tensão parece ser mais importante que o comprimento do braço de força no desenvolvimento do torque. Estes autores verificaram também que as forças de flexão do joelho são maiores quando o quadril está flexionado.

Através de análises biomecânicas dos movimentos de flexão e extensão do joelho, SMIDT (1973) estudou as forças que atuam sobre as junções patelo-femoral e tíbio-femoral em exercícios ativos e resistidos e o torque desenvolvido pelos músculos flexores e extensores durante contrações excêntrica, isométrica e concêntrica. Com relação ao torque gerado pelos músculos flexores do joelho, verificou que, na flexão isométrica, o pico ocorreu próximo a extensão. Na flexão excêntrica, o torque máximo foi registrado entre 30° e 53° e, na flexão concêntrica, entre 20° e 35° da articulação do joelho.

los semitendíneo e semimembrânico como extensores do quadril e flexores do joelho. As duas cabeças do músculo bíceps da coxa são consideradas também rotadores externos, e os músculos semitendíneo e semimembrânico rotadores internos da tibia no joelho (KELLEY, 1971; WELLS, 1971; KAPANDJI, 1977; RASCH & BURKE, 1977; KENDALL et alii, 1980; WIRHED, 1986; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

KELLEY (1971), RASCH & BURKE (1977), KENDALL et alii (1980), LEHMKUHL & SMITH (1987) atribuem à cabeça longa do músculo bíceps da coxa e aos músculos semitendíneo e semimembrânico uma função acessória na rotação externa e interna do quadril respectivamente.

Segundo KELLEY (1971) a cabeça longa do músculo bíceps da coxa atua ainda na adução do quadril abduzido e os músculos semitendíneo e semimembrânico na adução do quadril contra resistência.

MATERIAL E MÉTODOS

O estudo eletromiográfico dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrânico, foi realizado em 20 voluntários (10 do sexo feminino e 10 do sexo masculino) com idades variando entre 17 e 30 anos, sem história de doenças articulares e musculares da região.

Os potenciais elétricos dos músculos foram captados através de eletrodos de agulha coaxiais simples, ligados a um eletromiógrafo TECA, modelo T-4*, de dois canais, equipado com monitor de raios catódicos, sistema de áudio sincronizado e câmara fotográfica para documentação dos registros dos potenciais elétricos.

Os eletrodos foram implantados na porção média do ventre dos músculos do membro inferior esquerdo (BASMAJIAN, 1957), considerando-se os seguintes pontos de referência:

- a) para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa): 2,0 cm lateralmente à linha mediana da coxa;
- b) para o músculo semitendíneo: 1,5 cm medialmente à linha mediana da coxa;
- c) para o músculo semimembrânico: 2,0 cm medialmente ao músculo semitendíneo.

Estes locais de colocação dos eletrodos foram confirmados pela dissecação prévia dos músculos em cadáveres.

Antes de implantados, os eletrodos foram esterilizados em solução de álcool/éter a 1:1, solução esta utilizada

*Equipamento doado ao Depto. de Morfologia da FOP-UNICAMP, pela FAPESP (Proc.Méd. 70/511) e CNPq (Proc. 3838/70).

também para a assepsia da pele no local da implantação. Uma vez implantados, o fio de cada eletrodo foi fixado sobre a pele com fita adesiva Baby-fix (3M), para impedir seu deslocamento durante os movimentos e evitar ruídos indesejáveis no eletromiógrafo.

Como o eletromiógrafo está equipado com apenas dois canais ativos, foi necessário realizar a análise eletromiográfica em duas etapas: foram analisados primeiro os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e o semitendíneo e, posteriormente, o músculo semimembrânico. O eletrodo do músculo semitendíneo foi mantido como referência para a colocação do eletrodo do músculo semimembrânico. Ao se conectar os eletrodos nos pré amplificadores do eletromiógrafo, foi observado sempre a seguinte disposição: canal superior: músculo bíceps da coxa (cabeça longa) e músculo semimembrânico; canal inferior - músculo semitendíneo.

Para facilitar a leitura, a calibração do eletromiógrafo variou de 200 μ V a 1000 μ V, conforme a necessidade. A velocidade de deslocamento do feixe foi de 370 ms/divisão.

Os movimentos estudados foram os de flexão e extensão da perna realizados em mesa flexora* (Leg flexion, modelo AP 107).

A mesa flexora (Fig. 1-A) é um aparelho utilizado para o fortalecimento da musculatura posterior da coxa que permite a aplicação de uma resistência constante previamente escolhida. Consta de uma mesa estreita, com uma inclinação de 20° (Fig. 1-A.a) próximo à sua extremidade posterior. Presa ao meio desta extremidade há uma barra de tração com um par de almofadas (Fig. 1-A.b) que se movimenta ao longo do eixo

*Aparelho cedido pela Pórtico - Artigos Esportivos Ltda.

longitudinal da barra de modo a se ajustar ao comprimento da perna do indivíduo. Este conjunto, barra de tração e almofadas, está conectado por meio de um sistema de roldanas (Fig. 1-A.c), a um sistema de pesos (1-A.d) localizado na extremidade anterior da mesa. O sistema de pesos é regulável e consta de placas com aproximadamente 3 kg cada uma, com exceção da primeira que pesa cerca de 5 kg. Para se obter a resistência desejada introduz-se uma trava no orifício da última placa selecionada, formando-se assim um só bloco que pode ser elevado. Na realização do movimento as pernas elevam as almofadas e a barra de tração, e, conseqüentemente, pelo sistema de roldanas, os pesos selecionados, que se mantêm constante durante todo o movimento.

Os movimentos estudados na mesa flexora foram executados contra uma resistência oferecida pela 1ª placa do sistema de pesos (4,750 kg) somada ao peso das almofadas (3,100 kg), num total de 7,850 kg. Estes movimentos foram realizados com o indivíduo deitado em decúbito ventral, de modo que a articulação do quadril acompanhasse a inclinação da mesa e as almofadas do sistema de tração ficassem ajustadas sobre a articulação do tornozelo, ao nível do tendão calcanear.

A inclinação da mesa permitindo um certo grau de flexão do quadril, obedece aos tratados de cinesiologia que afirmam que a flexão do joelho acompanhada de flexão do quadril faz com que os isquiotibiais se alonguem sobre o quadril quando este movimento é realizado. Este alongamento resulta em relações favoráveis de comprimento e tensão, ao passo que, na flexão do joelho com o quadril em extensão, o indivíduo tem dificuldades para completar o movimento. Desse modo, a tensão dos isquiotibiais desenvolvida pela flexão do quadril aumenta

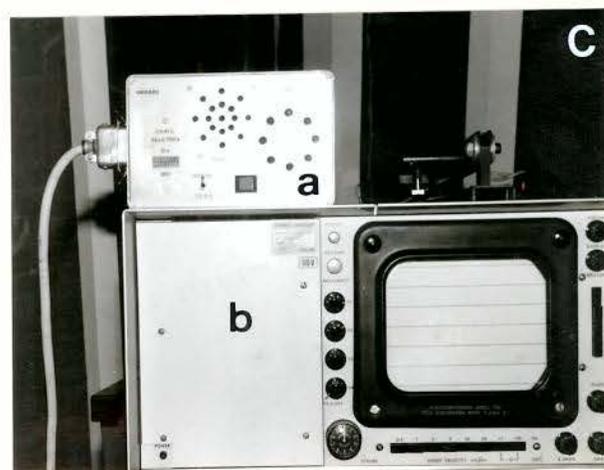
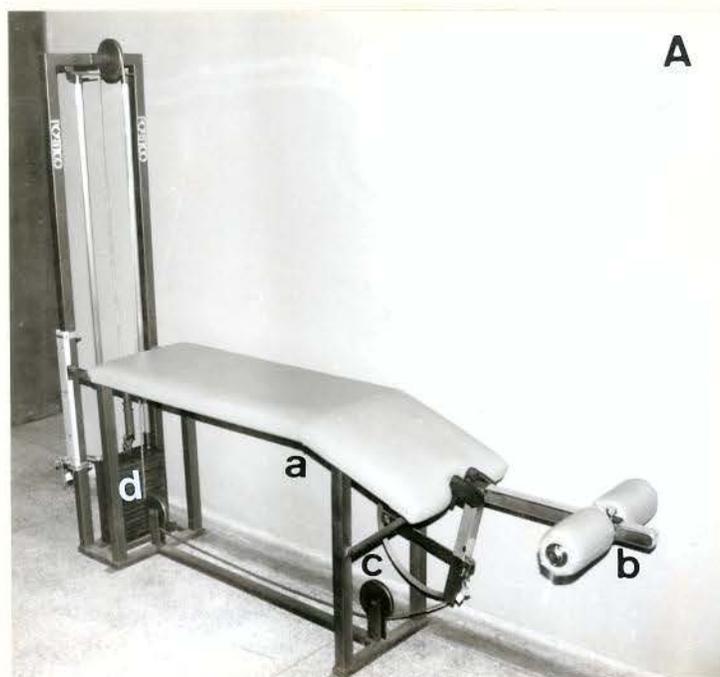


FIGURA 1-A - mesa flexora: a) inclinação; b) barra de tração; c) sistema de roldanas; d) sistema de pesos.

B - unidade sensora acoplada ao sistema de pesos da mesa flexora.

C - a) unidade de leitura e indicação; b) eletromiógrafo.

a eficácia destes músculos como flexores do joelho (KAPANDJI, 1977).

Os movimentos de flexão e extensão da perna foram estudados com o pé nas seguintes posições: normal, evertido e invertido.

Além da posição do pé, foi estudado também o efeito do ângulo da articulação do joelho sobre os potenciais de ação dos músculos durante a flexão e a extensão da perna. No estudo dos movimentos de flexão foram estabelecidos os seguintes intervalos de ângulos: abaixo de 30° , de 30° a 60° , de 60° a 90° e acima de 90° ; e nos movimentos de extensão: acima de 60° , de 60° a 30° e abaixo de 30° (Figs. 2 e 3).

Um dispositivo eletrônico permitiu detectar, junto com os registros eletromiográficos, o grau de flexão ou extensão em que se encontrava a articulação do joelho. Este dispositivo eletrônico era composto de dois módulos:

- 1) unidade sensora (Fig. 1-B);
- 2) unidade de leitura e indicação (sinalizadora) (Fig. 1-C.a).

A unidade sensora era composta de uma placa retangular de alumínio, com quatro sensores do tipo "RED SWITCH", acoplada a barra esquerda do sistema de pesos da mesa flexora. Cada sensor correspondia a um ângulo (10° , 30° , 60° , 90° respectivamente), e era acionado pela passagem de um ímã permanente, fixado através de um suporte móvel à primeira placa do sistema de pesos. Quando esta primeira placa era elevada, o ímã passava pelos sensores acionando-os. Estes sensores enviavam, então sinais do posicionamento relativo da barra de tração e, conseqüentemente do grau de flexão ou extensão da articulação do joelho, para a unidade de leitura e indicação. Os

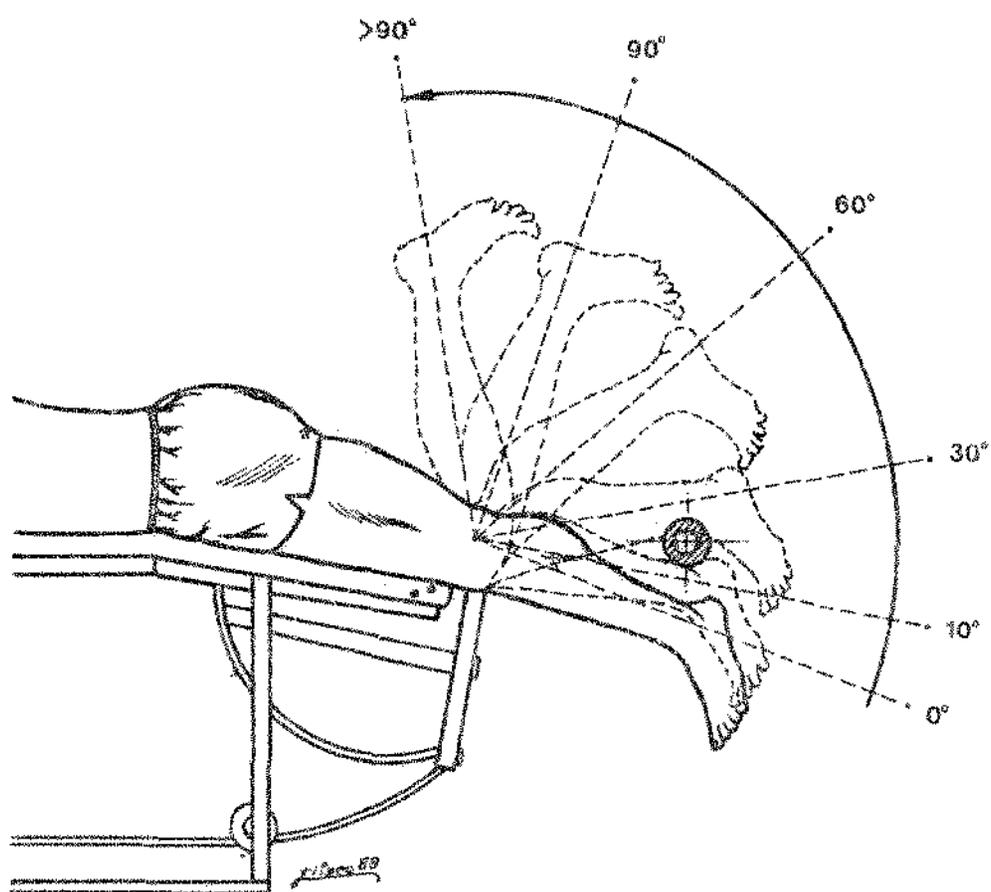


FIG. 2 - Demarcação dos intervalos de ângulos da articulação do joelho para o estudo dos movimentos de flexão da perna em mesa flexora. OBS.: a linha contínua representa a posição inicial da perna.

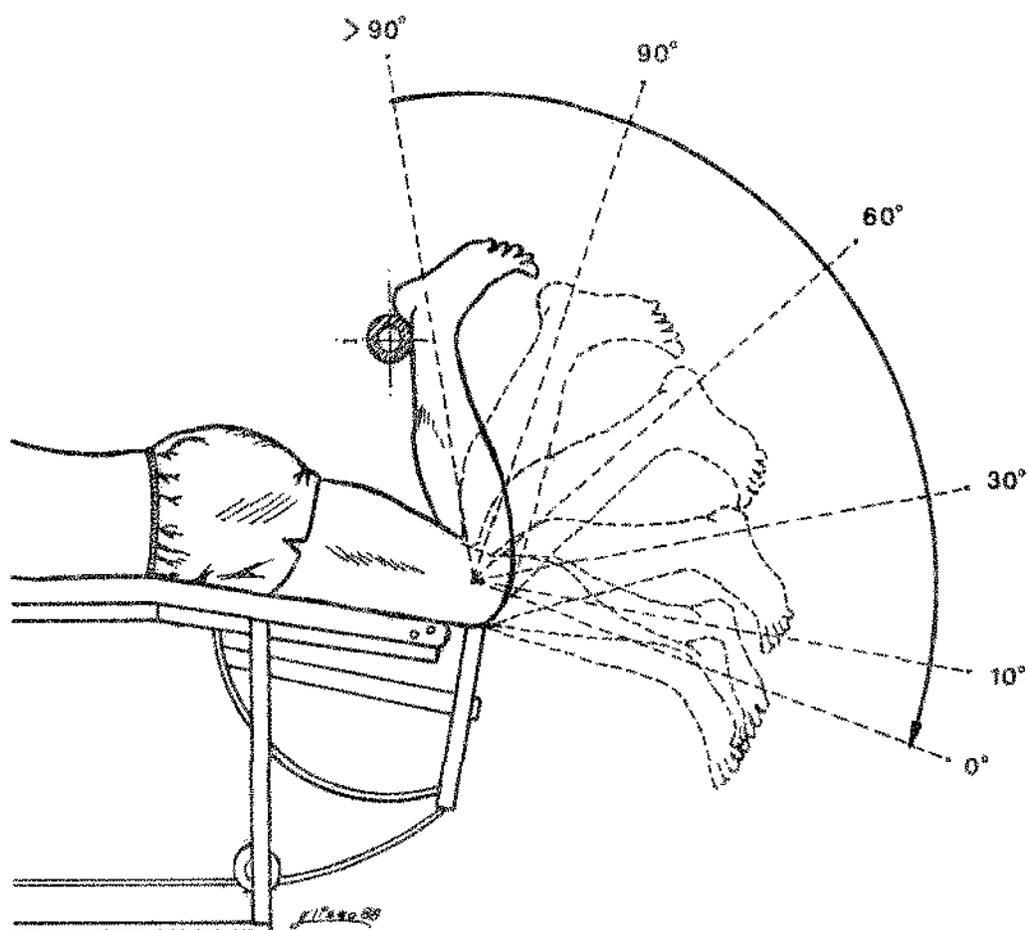


FIG. 3 - Demarcação dos intervalos de ângulos da articulação do joelho para o estudo dos movimentos de extensão da perna em mesa flexora. OBS.: a linha contínua representa a posição inicial da perna.

sinais eram enviados através de cabos blindados coaxiais de dupla isolação, completamente aterrados para evitar interferências.

Na unidade de leitura e indicação (sinalizadora) os sinais recebidos eram decodificados, fornecendo através de indicação audio visual a posição angular do movimento que estava sendo executado. Este módulo constava de uma caixa de liga metálica de material não ferroso (alumínio fundido) completamente aterrada, conectada ao cabo por conector blindado do tipo "AMPHENOL". Esta unidade possuía dois circuitos distintos, que forneciam indicação luminosa e sonora. A indicação luminosa era feita através de oito diodos (dos quais foram utilizados quatro) de luz (LED'S - light emitter diode), chaveados por transistores bipolares que funcionavam independentemente de qualquer tipo de seleção ou ajustes. A indicação sonora tinha uma operação mais complexa e podia ser feita de duas formas: ponto e faixa. Para o desenvolvimento deste trabalho foi utilizado apenas a operação ponto, em que as posições desejadas foram selecionadas através da chave seletora tipo "DIP SWITCH" de oito posições (das quais foram utilizadas quatro), de modo que, a cada passagem do imã pelos pontos selecionados, a unidade emitia um ruído (Beep).

Através destes sinais luminosos e sonoros foi possível determinar a posição da barra de tração e, conseqüentemente, o grau de flexão ou extensão em que se encontrava a articulação do joelho num dado instante do movimento.

Quando a unidade sinalizadora emitia os sinais luminoso e sonoro, o operador do eletromiógrafo ligava ou desligava o terceiro canal do aparelho, que embora não fosse ativo, tornava-se visível na tela do ecran como uma linha logo abai-

xo dos potenciais, permitindo assim, a marcação dos intervalos de ângulos. Iniciando o movimento com o terceiro canal ligado, a linha era contínua; ao primeiro sinal sonoro e luminoso o operador desligava o canal interrompendo a linha; no sinal seguinte o canal era religado e assim, sucessivamente, marcando os intervalos de ângulos. A velocidade de realização dos exercícios foi controlada de modo a conter todas as marcações dos ângulos no ecrã do eletromiógrafo.

Apesar da unidade sensora ter sido confeccionada com quatro sensores, correspondentes aos ângulos 10° , 30° , 60° e 90° , no estudo dos movimentos foram ligados apenas três sensores. O sensor correspondente a 10° foi utilizado para ajustar o sistema a cada voluntário, pois o indivíduo estando posicionado na mesa para o exercício de flexão, com o tornozelo logo abaixo das almofadas, deveria realizar 10° de flexão da perna (Fig. 2). Para verificar se os sensores estavam correspondendo aos ângulos pré estabelecidos, foram feitas, em cada voluntário medidas goniométricas do movimento de flexão. Assim, partindo-se de 0° , observava-se se ao sinal do 1º sensor (10°) o goniômetro indicava realmente 10° de flexão e se o tornozelo estava logo abaixo das almofadas. No caso de pequenas variações o suporte móvel com o imã era deslocado ligeiramente para cima ou para baixo conforme a necessidade, até se ajustar à medida goniométrica.

Os traçados eletromiográficos de todos os voluntários foram fotografados com Câmara EXA-THAGE-DRESDEN, com objetiva Isco-Gottingem-Isconar 1:2,8/50mm, acoplada a uma lente "close-up" e carregada com filme KODAK TRI-X PAN (400 ISO-24°C).

Os resultados foram analisados a partir da ampliação

em dez vezes de fotogramas, através de um aparelho de leitura de microfilmes. A amplitude média do registro dos potenciais elétricos em um intervalo de ângulo foi medida em centímetros e convertida, através de uma regra de três simples em μV conforme a calibração do aparelho.

MÉTODO ESTATÍSTICO

A análise foi efetuada separadamente para cada um dos dois movimentos (flexão e extensão), sendo o indivíduo considerado como um bloco, no qual foram combinados os fatores:

Fator A: músculo, em número de três: bíceps da coxa (cabeça longa) (BC), semitendíneo (ST) e semimembrânico (SM).

Fator B: posição do pé: normal (N), eversão (E) e inversão (I).

Fator C: ângulo, em número de quatro para a flexão: ângulo 1 - abaixo de 30° ; ângulo 2 - de 30° a 60° ; ângulo 3 - de 60° a 90° e ângulo 4 - acima de 90° . Em número de três para a extensão: ângulo 1 - acima de 60° ; ângulo 2 - de 60° a 30° e ângulo 3 - abaixo de 30° .

Para tornar a variável mais adequada para a análise foi efetuada a transformação raiz quadrada dos dados originais. As médias na escala original reconvertida foram utilizadas para a elaboração das figuras e tabelas que possibilitam uma melhor visualização dos resultados.

Foi efetuada a análise de variância para fatorial em blocos aleatorizados (SNEDECOR & COCHARAN, 1980), que possibilitou testar as seguintes hipóteses de nulidade:

H_{01} - não existe interação entre músculo (fator A), posição do pé (fator B) e ângulo (fator C). No caso de não se rejeitar H_{01} (não se constatar interação tripla significati-

va), o modelo é refeito incorporando-se a interação tripla ao resíduo.

H_{0_2} - não existe interação dupla. Esta na verdade, consiste de três hipóteses de nulidade: interação A x B ; A x C e B x C.

H_{0_3} - não existe efeito de músculo (fator A).

H_{0_4} - não existe efeito de posição do pé (fator B).

H_{0_5} - não existe efeito de ângulo (fator C).

As hipóteses H_{0_3} , H_{0_4} e H_{0_5} terão maior validade no caso de não ocorrência das interações duplas e tripla.

A estatística F calculada em cada teste foi acrescentado seu respectivo nível de significância (p). A hipótese de nulidade foi rejeitada quando $p < 0,05$, caso em que o efeito analisado foi declarado significativo.

Todas as comparações entre pares de médias foram efetuadas calculando-se a diferença mínima significativa, para $\alpha = 0,05$, pelo método de Tukey.

Foram efetuados os contrastes de médias para efeitos principais e para as combinações de dois fatores, caso este que permite um estudo mais detalhado dos efeitos quando da ocorrência de interações duplas significativas.

RESULTADOS

As tabelas 1, 2, 3, 4, 5 e 6 e as figuras 4, 5, 6 e 7 expressam os resultados obtidos para os movimentos de flexão; as tabelas 7, 8, 9, 10, 11 e 12 e as figuras 8, 9, 10 e 11 os resultados obtidos para os movimentos de extensão da perna em mesa flexora.

MOVIMENTOS DE FLEXÃO

Na tabela 2 que expressa os resultados obtidos para as hipóteses testadas para os movimentos de flexão observa-se que:

Não houve uma interrelação entre músculo, posição do pé e ângulo sobre os potenciais elétricos registrados durante os movimentos ($p > 0,50$). Entretanto, os potenciais variaram de acordo com o músculo e posição do pé ($p < 0,50$) e músculo e ângulo ($p < 0,01$), mas não variaram de acordo com a posição do pé e ângulo ($p > 0,50$).

Nos movimentos de flexão da perna foram observados os efeitos de músculo ($p < 0,001$) e ângulo ($p < 0,01$), pois um dos músculos foi significativamente mais ativo e os três músculos estudados apresentaram um maior potencial elétrico no intervalo de 30° a 60° de flexão. Porém, não houve uma posição do pé em que a atividade elétrica dos três músculos fosse significativamente maior ($p > 0,10$).

No estudo dos efeitos combinados de músculo e posição do pé e músculo e ângulo (tabelas 3, 4, 5 e 6 e figuras 4, 5, 6 e 7) os resultados indicaram que:

a) Considerando-se a posição do pé sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 3 e 4 e Figs. 4, 5, 6 e 7)

O músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou uma maior atividade no movimento com o pé em eversão quando comparado com o pé na posição de inversão, ao passo que, na posição normal, sua atividade não diferiu da atividade obtida nas outras duas posições.

Os músculos semitendíneo e semimembrânico não apresentaram diferença significativa no potencial de ação com a variação da posição do pé nos movimentos de flexão.

b) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada posição do pé (Tabs. 3 e 4 e Figs. 4, 5, 6 e 7)

Nas posições normal e inversão, os músculos semitendíneo e semimembrânico apresentaram o mesmo nível de atividade; esta atividade, no entanto, foi maior que a do músculo bíceps da coxa (cabeça longa).

Na posição de eversão a atividade elétrica do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) igualou-se a do semimembrânico e o músculo mais ativo nesta posição foi o semitendíneo.

c) Considerando-se o ângulo sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 5 e 6 e Figs. 4, 5, 6 e 7)

A atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi maior no intervalo de 30° a 60° , quando comparada com a atividade registrada nos intervalos abaixo de 30° e acima de 90° de flexão. Entretanto, o potencial registrado no período de 60° a 90° não diferiu significativamente dos potenciais registrados nos outros intervalos de ângulos.

O músculo semitendíneo apresentou uma maior ativi

dade elétrica no intervalo de 30° a 90° de flexão, enquanto que o músculo semimembrâneo foi mais ativo nos intervalos a baixo de 30° e de 30° a 60° de flexão da perna.

- d) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada intervalo de ângulo (Tabs. 5 e 6 e Figs. 4, 5, 6 e 7)

No intervalo abaixo de 30° de flexão o músculo mais ativo foi o semimembrâneo, seguido pelo semitendíneo e finalmente pelo músculo bíceps da coxa (cabeça longa). De 30° a 60° as atividades dos músculos semitendíneo e semimembrâneo foram iguais entre si e maiores que a do músculo bíceps da coxa (cabeça longa). Finalmente para os intervalos de 60° a 90° e acima de 90° de flexão, os músculos semimembrâneo e o bíceps da coxa (cabeça longa) foram igualmente ativos, mas com uma atividade menor que a do músculo semitendíneo.

MOVIMENTOS DE EXTENSÃO

Conforme os resultados expressos na tabela 8 observa se que:

Não foi constatado interação entre os fatores músculo, posição do pé e ângulo sobre a atividade eletromiográfica registrada durante os movimentos de extensão da perna em mesa flexora ($p > 0,50$).

Nas interações duplas verifica-se que, como nos movi mentos de flexão, os potenciais elétricos variaram na dependência do músculo e posição do pé ($p < 0,01$) e músculo e ângu lo ($p < 0,05$), mas não na dependência de posição do pé e ângu lo ($p > 0,50$).

Os efeitos combinados de músculo e posição do pé e

músculo e ângulo (Tabs. 9, 10, 11 e 12 e Figs. 8, 9, 10 e 11) demonstraram que:

- a) Considerando-se a posição do pé sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 9 e 10 e Figs. 8, 9, 10 e 11)

No movimento de extensão o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi mais ativo nas posições normal e eversão; o semimembrâneo nas posições normal e inversão, enquanto que o músculo semitendíneo não apresentou diferença significativa no potencial elétrico com a variação da posição do pé.

- b) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada posição do pé (Tabs. 9 e 10 e Figs. 8, 9, 10 e 11)

Com o pé na posição normal os músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrâneo tiveram o mesmo nível de atividade. Na posição de eversão, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi mais ativo que o semimembrâneo, mas não apresentou diferença significativa quando comparado com o semitendíneo. Na posição de inversão, a atividade do semimembrâneo foi igual a do semitendíneo e maior que a do músculo bíceps da coxa (cabeça longa).

- c) Considerando-se o ângulo sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 11 e 12 e Figs. 8, 9, 10 e 11)

Todos os três músculos registraram uma maior atividade eletromiográfica nos intervalos acima de 60° e de 60° a 30° de extensão.

- d) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada intervalo de ângulo (Tabs. 11 e 12 e Figs. 8, 9, 10 e 11)

No intervalo acima de 60° a atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi igual a do semimembrâneo e menor que a do semitendíneo. Nos intervalos de 60° a 30° e abaixo de 30° a atividade foi igual para os três músculos.

TABELA 1 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrânico, nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora, com o pé nas posições normal (N), evertido (E) e invertido (I), nos diferentes ângulos da articulação do joelho (os valores são médias de determinações em 20 indivíduos).

Ângulos	BÍCEPS DA COXA (cabeça longa)				SEMITENDÍNEO				SEMIMEMBRÂNCEO			
	Posições			Média de Ângulo	Posições			Média de Ângulo	Posições			Média de Ângulo
	N	E	I		N	E	I		N	E	I	
< 30°	152	260	139	180	275	290	267	277	399	379	423	400
30° a 60°	309	355	200	284	441	460	447	449	438	355	432	407
60° a 90°	235	257	189	226	429	427	430	429	235	223	243	233
> 90°	168	177	143	162	326	320	320	322	180	147	160	162
Média de Posição	211	258	166		364	371	362		303	267	303	

TABELA 2 - Resultado da análise de variância. Hipóteses testadas, estatística F e nível de significância (p) considerando-se os fatores músculo (fator A), posição do pé (fator B) e ângulo (fator C), para os movimentos de flexão da perna em mesa flexora.

HIPÓTESES	ESTATÍSTICA	COMENTÁRIOS
Ho ₁ . Interação tripla A x B x C	F = 0,33 p > 0,50	Não foi constatado interação tripla significativa
Ho ₂ . Interação A x B	F = 3,61 p < 0,05	Existe interação significativa entre músculo e posição do pé
Interação A x C	F = 10,41 p < 0,01	Existe interação significativa entre músculo e ângulo
Interação B x C	F = 0,35 p > 0,50	Não foi constatado interação significativa entre posição do pé e ângulo
Ho ₃ . Efeito do Músculo	F = 47,65 p < 0,001	BC < SM < ST
Ho ₄ . Efeito da Posição do pé	F = 1,44 p > 0,10	Não foi constatado efeito significativo
Ho ₅ . Efeito de ângulo	F = 27,34 p < 0,001	4 < (1 = 3) < 2

A hipótese foi rejeitada e o efeito analisado considerado significativo quando $p < 0,05$.

BC = Bíceps da coxa; ST = Semitendíneo; SM = Semimembrâneo

1 = < 30°; 2 = 30° a 60°; 3 = 60° a 90°; 4 = > 90°

TABELA 3 - Resultado da combinação entre os fatores músculo e posição do pé para os movimentos de flexão da perna em mesa flexora.

A) POSIÇÃO DO PÉ: NORMAL (N); EVERSÃO (E); INVERSÃO (I)

Bíceps da Coxa (porção longa) (E > I) = N

Semitendíneo N = E = I

Semimembranáceo N = E = I

B) MÚSCULOS: BÍCEPS DA COXA (BC); SEMITENDÍNEO (ST); SEMIMEMBRANÁCEO (SM)

Normal (ST = SM) > BC

Eversão ST > (SM = BC)

Inversão (ST = SM) > BC

TABELA 4 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo, nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora, nas várias posições do pé (os valores são médias de determinações em 20 indivíduos).

POSIÇÕES	BÍCEPS DA COXA (cabeça longa)	SEMITENDÍNEO	SEMIMEMBRANÁCEO	MÉDIA GERAL DA POSIÇÃO
Normal	211 ^{ab}	364 ^{cd}	303 ^{dc}	289 ^e
Eversão	258 ^{ad}	371 ^c	267 ^{da}	297 ^e
Inversão	166 ^b	362 ^{cd}	303 ^{dc}	270 ^e
MÉDIA DE MÚSCULO	210 ^f	366 ^g	291 ^h	

OBS.: Os valores com letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

As comparações foram feitas entre os três músculos em uma mesma posição e entre as três posições em um mesmo músculo.

TABELA 5 - Resultados da combinação entre os fatores músculo e ângulo para os movimentos de flexão da perna em mesa flexora.

A) ÂNGULO: ABAIXO DE 30° (1); 30° A 60° (2); 60° A 90° (3); ACIMA DE 90° (4)	
Bíceps da Coxa (porção longa)	2 > (1 = 4); 3 não difere
Semitendíneo	(2 = 3) > (1 = 4)
Semimembranáceo	(1 = 2) > 3 > 4
B) MÚSCULOS: BÍCEPS DA COXA (BC); SEMITENDÍNEO (ST); SEMIMEMBRANÁCEO (SM)	
Abaixo de 30°	SM > ST > BC
30° a 60°	(SM = ST) > BC
60° a 90°	ST > (SM = BC)
Acima de 90°	ST > (SM = BC)

TABELA 6 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrânico, nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora, nos vários ângulos da articulação do joelho (os valores são médias de determinações em 20 indivíduos).

ÂNGULOS	BÍCEPS DA COXA (cabeça longa)	SEMITENDÍNEO	SEMIMEMBRÂNCEO	MÉDIA GERAL DE ÂNGULOS
< 30°	180 ^a	277 ^c	400 ^e	279 ^h
30° a 60°	284 ^b	449 ^{de}	407 ^{ed}	377 ⁱ
60° a 90°	226 ^{abf}	429 ^d	233 ^{fab}	289 ^h
> 90°	162 ^{ag}	322 ^c	162 ^{ga}	209 ^g
MÉDIA DE MÚSCULO	210 ^k	366 ^l	291 ^m	

OBS.: Os valores com letras iguais não diferem estatisticamente entre si (p > 0,05).

As comparações foram feitas entre os três músculos em um mesmo intervalo de ângulo e entre os intervalos de ângulos em um mesmo músculo.

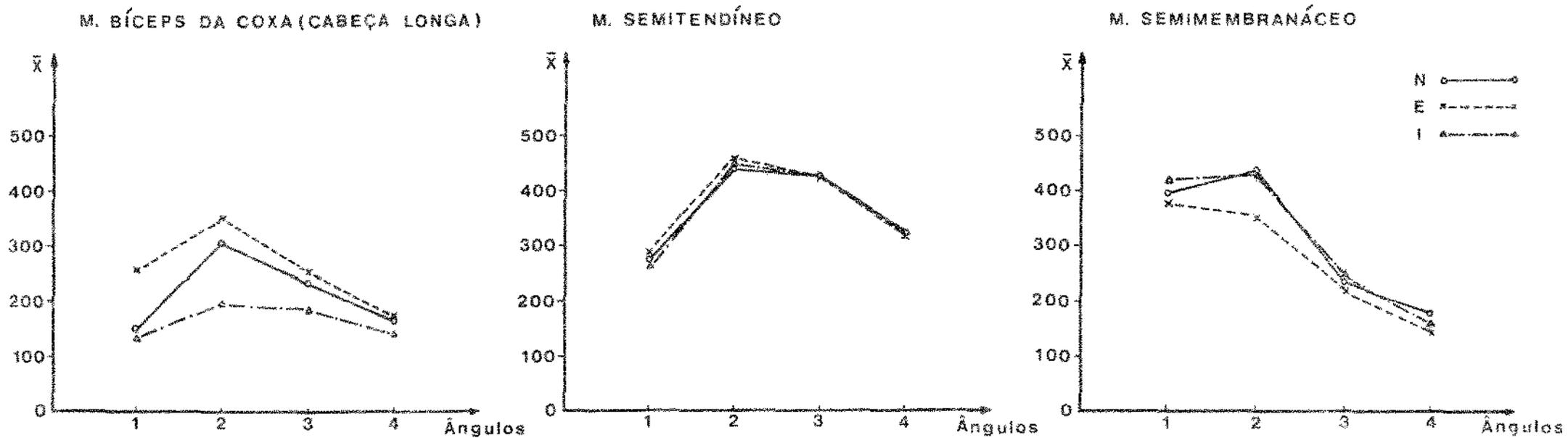


FIG. 4 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo nos movimentos de flexão da perna com o pé nas posições normal (N), evertido (E) e invertido (I), em função dos ângulos da articulação do joelho (1 - $< 30^{\circ}$; 2 - 30° a 60° ; 3 - 60° a 90° ; 4 - $> 90^{\circ}$). (os valores dos potenciais são médias de determinações em 20 indivíduos).

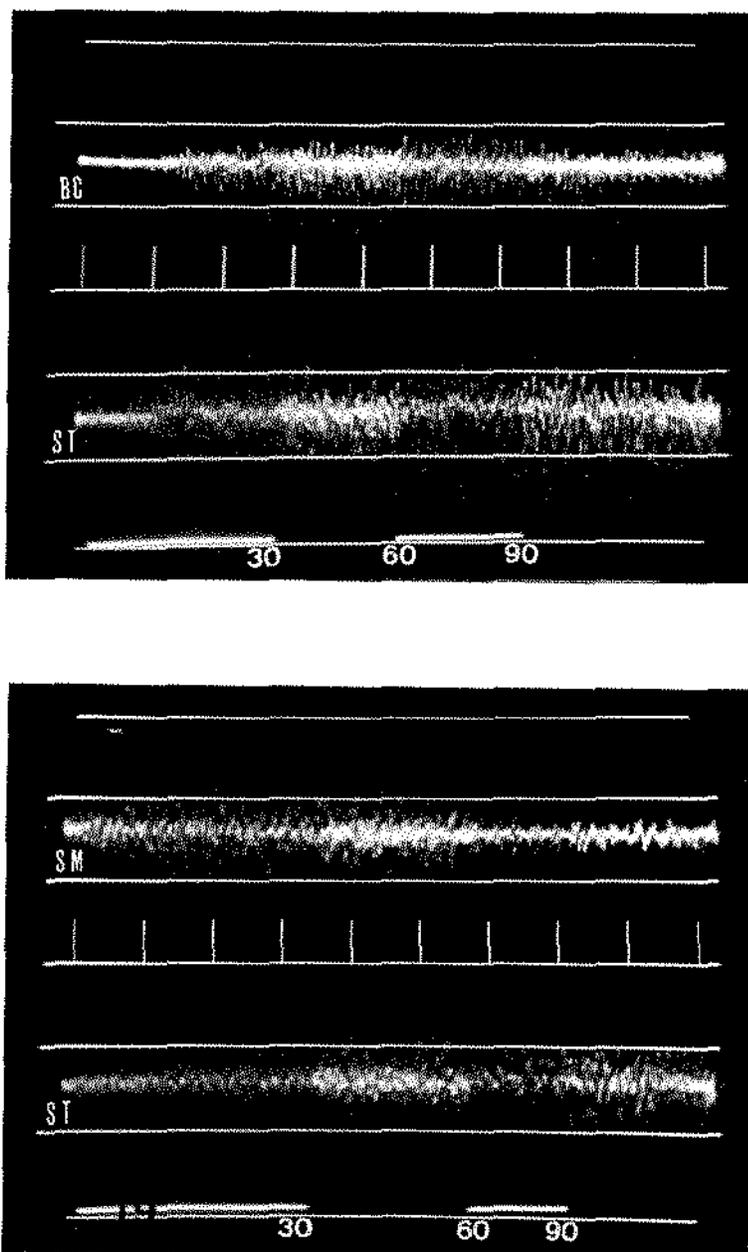


FIG. 5 - Eletromiograma dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) (BC), semitendíneo (ST) e semimembrânico (SM) no movimento de flexão da perna com o pé na posição normal.

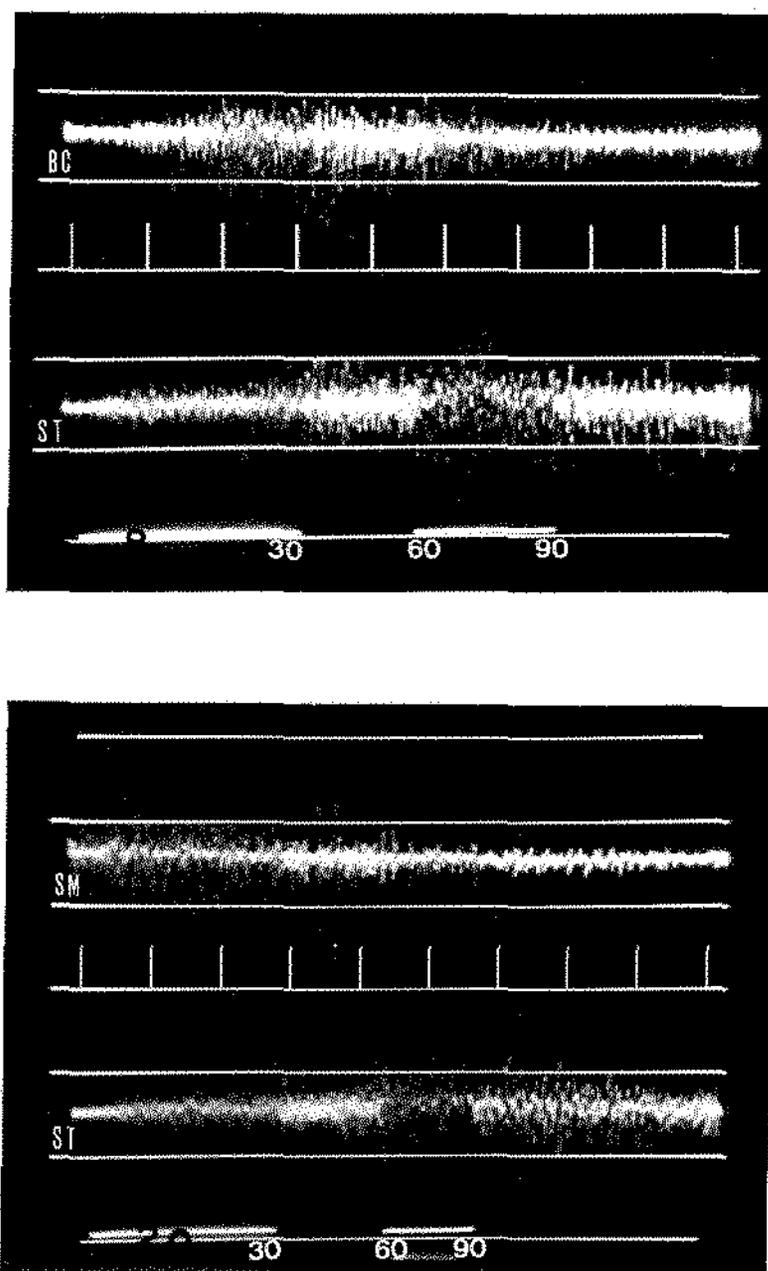


FIG. 6 - Eletromiograma dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) (BC), semitendíneo (ST) e semimembranáceo (SM) no movimento de flexão da perna com o pé na posição de eversão.

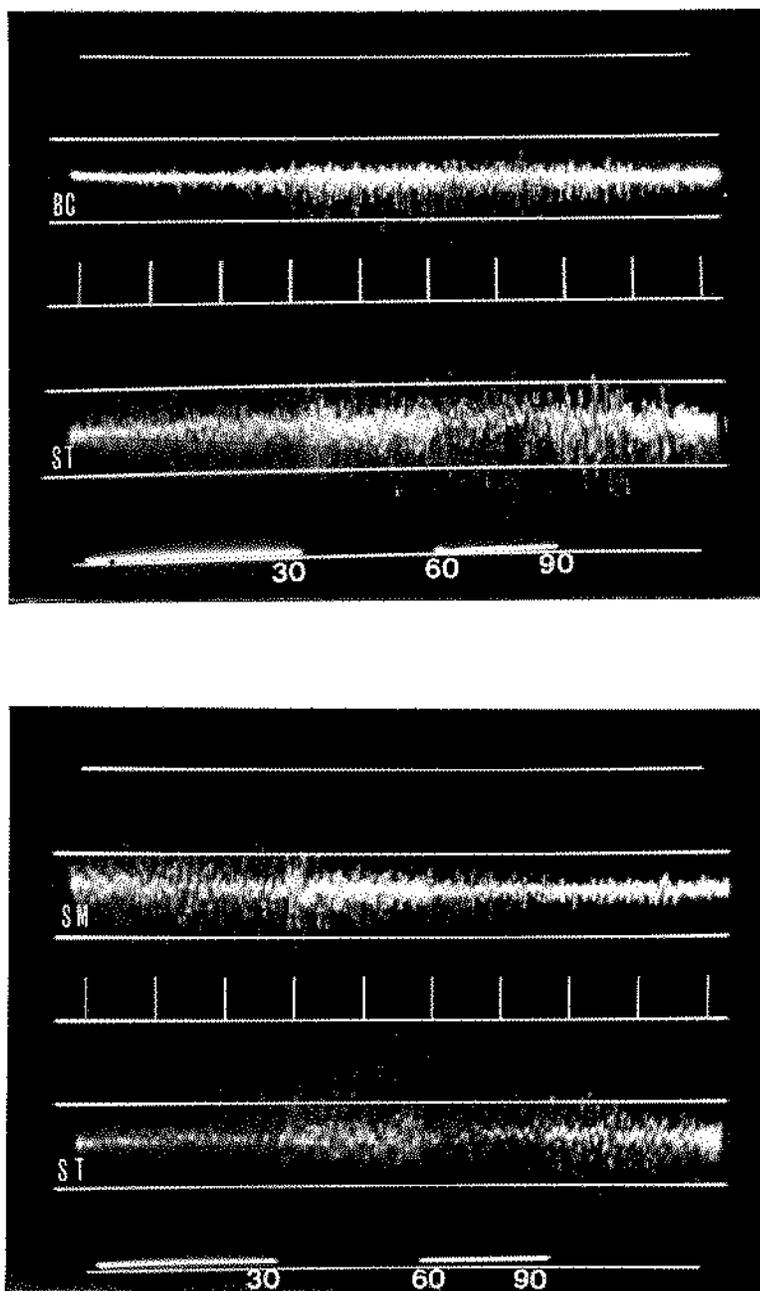


FIG. 7 - Eletromiograma dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) (BC), semitendíneo (ST) e semimembranáceo (SM) no movimento de flexão da perna com o pé na posição de inversão.

TABELA 7 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (porção longa), semitendíneo e semimembrânico, nos movimentos de extensão da perna em mesa flexora, com o pé nas posições normal (N), evertido (E) e invertido (I), nos diferentes ângulos da articulação do joelho (os valores são médias de determinações em 20 indivíduos).

Ângulos	BÍCEPS DA COXA (cabeça longa)				SEMITENDÍNEO				SEMIMEMBRÂNICO			
	Posições			Média de Ângulo	Posições			Média de Ângulo	Posições			Média de Ângulo
	N	E	I		N	E	I		N	E	I	
> 60°	211	256	154	205	303	232	254	262	210	162	228	199
60° a 30°	236	248	121	197	240	212	182	211	253	174	236	220
< 30°	163	173	84	137	113	119	107	113	173	83	160	136
Média de Posição	202	224	118		211	184	176		211	136	207	

TABELA 8 - Resultado da análise de variância. Hipóteses testadas, estatística F e nível de significância (p) considerando-se os fatores músculo (fator A), posição do pé (fator B) e ângulo (fator C), para os movimentos de extensão da perna em mesa flexora.

HIPÓTESES	ESTATÍSTICA	COMENTÁRIOS
Ho ₁ . Interação tripla A x B x C	F = 0,48 p > 0,50	Não foi constatado interação tripla significativa
Ho ₂ . Interação A x B	F = 9,98 p < 0,01	Existe interação significativa entre músculo e posição do pé
Interação A x C	F = 2,91 p < 0,05	Existe interação significativa entre músculo e ângulo
Interação B x C	F = 0,44 p > 0,50	Não foi constatado interação significativa entre posição do pé e ângulo
Ho ₃ . Efeito de músculo	F = 0,49 p > 0,50	Não foi constatado diferença significativa entre músculos
Ho ₄ . Efeito de Posição do pé	F = 6,57 p < 0,01	N > I; E não difere
Ho ₅ . Efeito de ângulo	F = 38,43 p < 0,001	(1 = 2) > 3

A hipótese foi rejeitada e o efeito analisado considerado significativo quando $p < 0,05$.

N - posição normal; E - posição de eversão; I - posição de inversão.

1 = acima de 60°; 2 = 60° a 30°; 3 = abaixo de 30°.

TABELA 9 - Resultado da combinação entre os fatores músculo e posição do pé para os movimentos de extensão da perna em mesa flexora.

A) POSIÇÃO DO PÉ: NORMAL (N); EVERSÃO (E); INVERSÃO (I)	
Bíceps da coxa (porção longa)	$(N = E) > I$
Semitendíneo	$N = E = I$
Semimembranáceo	$(N = I) > E$
B) MÚSCULOS: BÍCEPS DA COXA (BC); SEMITENDÍNEO (ST); SEMIMEMBRANÁCEO (SM)	
Normal	$BC = ST = SM$
Eversão	$(BC > SM) = ST$
Inversão	$BC < (SM = ST)$

TABELA 10 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo, nos movimentos de extensão da perna em mesa flexora, nas várias posições do pé (os valores são médias de determinações em 20 indivíduos).

POSIÇÕES	BÍCEPS DA COXA (cabeça longa)	SEMITENDÍNEO	SEMIMEMBRANÁCEO	MÉDIA GERAL DA POSIÇÃO
Normal	202 ^{acd}	211 ^{cad}	211 ^{dac}	208 ^f
Eversão	224 ^a	184 ^{cae}	136 ^e	180 ^{fg}
Inversão	118 ^b	176 ^{cd}	207 ^{dc}	165 ^g
MÉDIA DE MÚSCULO	178 ^h	190 ^h	183 ^h	

OBS.: Os valores com letras iguais não diferem estatisticamente entre si ($p > 0,05$).

As comparações foram feitas entre os três músculos em uma mesma posição e entre as três posições em um mesmo músculo.

TABELA 11 - Resultado da combinação entre os fatores músculo e ângulo para os movimentos de extensão da perna em mesa flexora.

A) ÂNGULOS: ACIMA DE 60° (1); 60° A 30° (2); ABAIXO DE 30° (3)	
Bíceps da coxa (porção longa)	(1 = 2) > 3
Semitendíneo	(1 = 2) > 3
Semimembranáceo	(1 = 2) > 3
B) MÚSCULOS: BÍCEPS DA COXA (BC); SEMITENDÍNEO (ST); SEMIMEMBRANÁCEO (SM)	
Acima de 60°	ST > SM = BC
60° a 30°	ST = SM = BC
Abaixo de 30°	ST = SM = BC

TABELA 12 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (porção longa), semitendíneo e semimembrânico, nos movimentos de extensão da perna em mesa flexora, nos vários ângulos da articulação do joelho (os valores são médias de determinações em 20 indivíduos).

ÂNGULOS	BÍCEPS DA COXA (porção longa)	SEMITENDÍNEO	SEMIMEMBRÂNICO	MÉDIA GERAL DE ÂNGULO
> 60°	205 ^{ae}	262 ^c	199 ^{ae}	221 ^g
60° a 30°	197 ^{ace}	211 ^{cae}	220 ^{aec}	209 ^g
< 30°	137 ^{bdf}	113 ^{dbf}	136 ^{fdb}	128 ^h

OBS.: Os valores com letras iguais não diferem estatisticamente entre si (p > 0,05).

As comparações foram feitas entre os três músculos em um mesmo intervalo de ângulo e entre os intervalos de ângulos em um mesmo músculo.

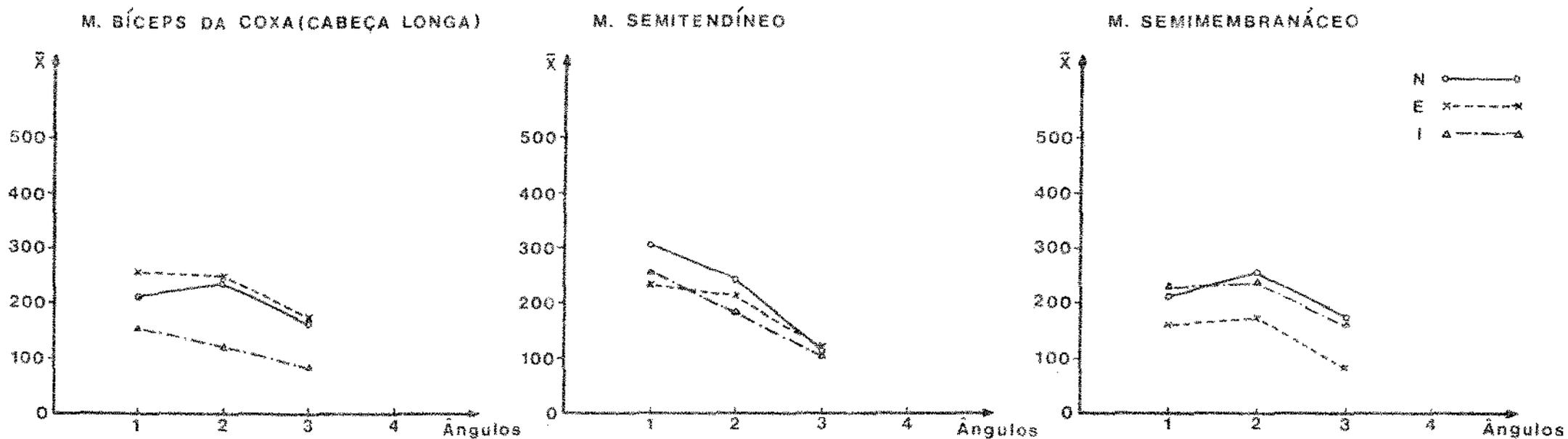


FIG. 8 - Potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo nos movimentos de extensão da perna com o pé nas posições normal (N), evertido (E) e invertido (I), em função dos ângulos da articulação do joelho (1 - $> 60^\circ$; 2 - 60° a 30° ; 3 - $< 30^\circ$). (os valores dos potenciais são médias de determinações em 20 indivíduos).

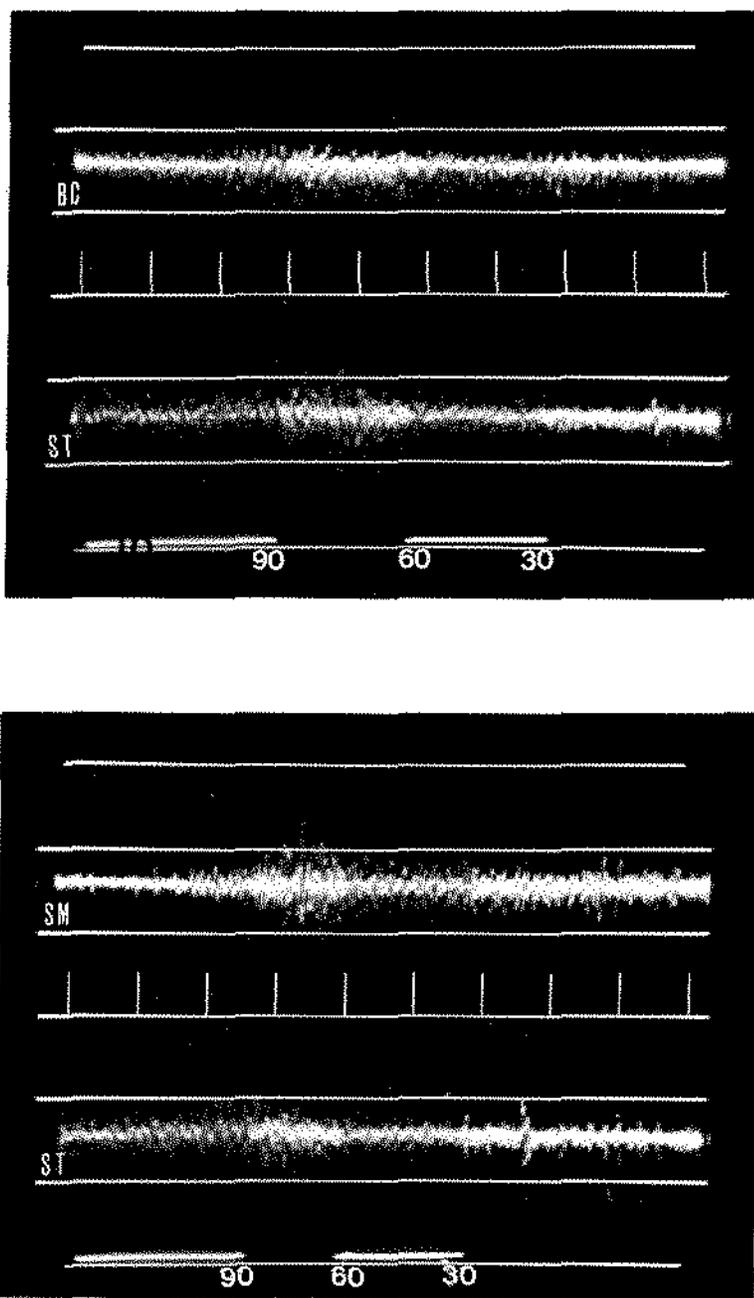


FIG. 9 - Eletromiograma dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) (BC), semitendíneo (ST) e semimembranáceo (SM) no movimento de extensão da perna com o pé na posição normal.

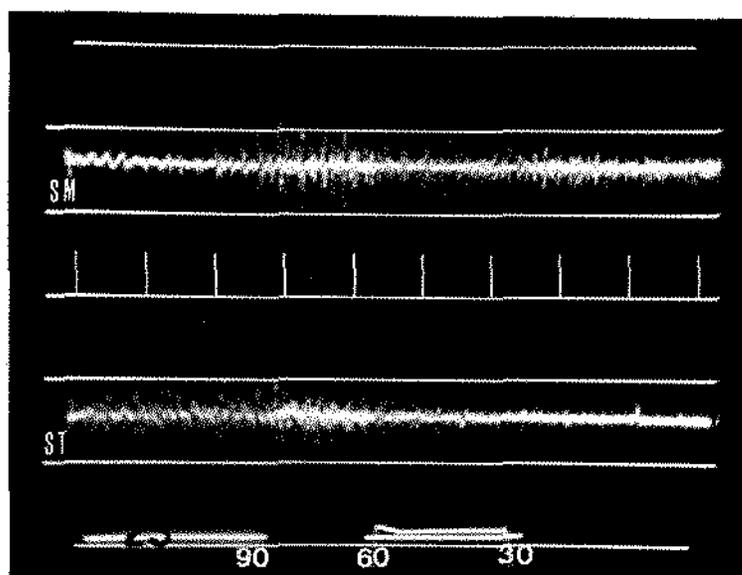
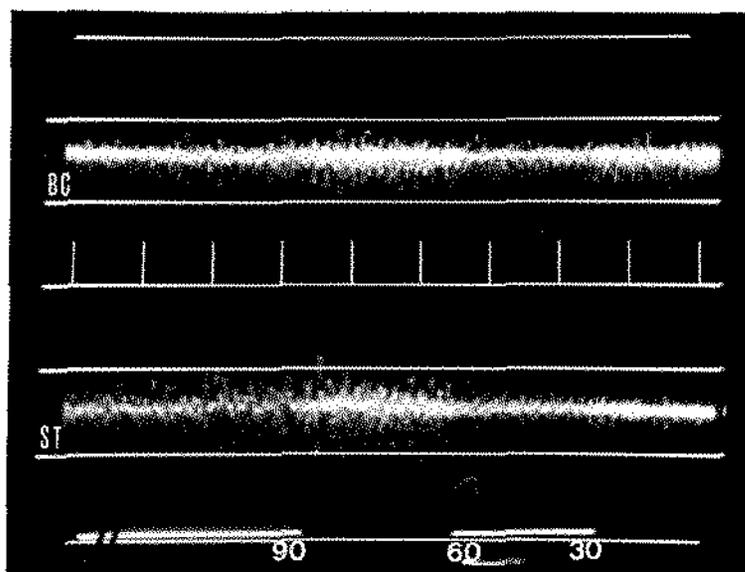


FIG. 10 - Eletromiograma dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) (BC), semitendíneo (ST) e semimembranáceo (SM) no movimento de extensão da perna com o pé na posição de eversão.

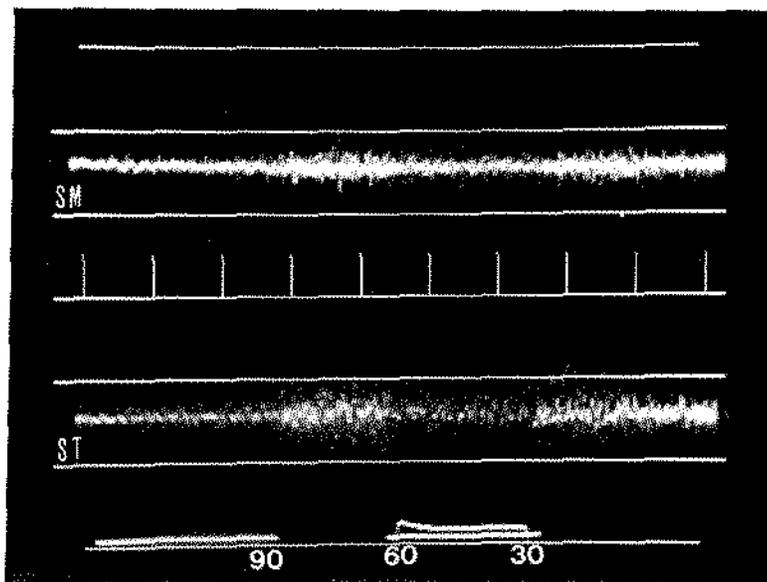
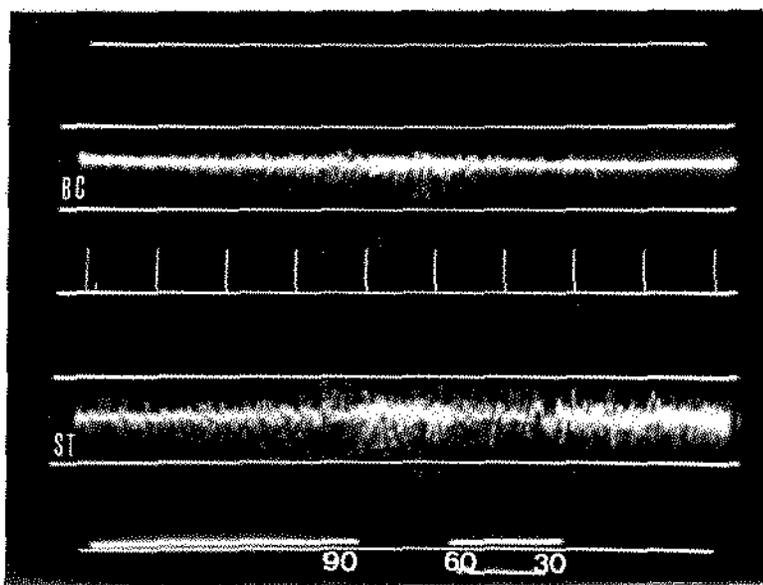


FIG. 11 - Eletromiograma dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) (BC), semitendíneo (ST) e semimembrânico (SM) no movimento de extensão da perna com o pé na posição de inversão.

DISCUSSÃO

Os resultados dos registros eletromiográficos dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo serão analisados, inicialmente, para os movimentos de flexão e posteriormente, para os movimentos de extensão, considerando-se sempre os efeitos testados (músculo, posição do pé e ângulo) e os efeitos combinados obtidos (músculo e posição do pé e músculo e ângulo) (Tabelas 2 e 8).

Constata-se pela revisão da literatura que os estudos eletromiográficos dos músculos isquiotibiais se referem mais a sua atividade em movimentos cíclicos e semi automáticos como os diversos tipos de marcha (marcha normal, "marcha ré", marchas em declives e aclives) (ARIENTI, 1948; HIRCHBERG & NATHANSON, 1952; BATTYE & JOSEPH, 1966; CARLSON, 1966; JOSEPH & WATSON, 1967; TOWNSEND et alii, 1978; KRAMER & REID, 1981; GHORI & LUCKWILL, 1985; TOKUHIRO et alii, 1985), e os diversos tipos de corridas (corridas de velocidade, distância, marcha atlética) (MANN & HAGY, 1980; MANN, 1982; MURRAY et alii, 1983; SIMONSEN et alii, 1985). A maioria destes trabalhos consideram o grupo muscular como um todo e não cada músculo separadamente. Poucos se dedicaram ao estudo dos isquiotibiais em movimentos isolados ou com auxílio de aparelhos (WHEATHEY & JAHNKE, 1951; SUZUKI, 1956; FURLANI et alii, 1977; BASMAJIAN, 1978; HOUTZ & FISCHER, 1959; JOSÉ & FURLANI, 1984; ERICSON et alii, 1985). O único trabalho que permitiu um confronto mais direto de resultados foi o apresentado por JOSÉ & FURLANI (1984) sobre o efeito da posição do pé na atividade eletromiográfica dos músculos bíceps da coxa, semitendíneo e

semimembrânico, nos movimentos de flexão da perna em bicicleta ergométrica.

Devido à dificuldade em comparar os resultados obtidos nesta pesquisa com os trabalhos eletromiográficos existentes na literatura, os comentários feitos em alguns itens da discussão tiveram como base conceitos e dados obtidos a partir de tratados de cinesiologia e estudos biomecânicos.

A) MOVIMENTOS DE FLEXÃO

Nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora, não levando em consideração a posição do pé e o ângulo da articulação do joelho (efeito de músculo), o músculo que apresentou maior atividade elétrica foi o semitendíneo, seguido pelo semimembrânico e finalmente pela cabeça longa do músculo bíceps da coxa (Tabelas 2, 4 e 6 e Figura 4).

Este resultado concorda com a observação de FUJIWARA & BASMAJIAN (1975) de que, em movimentos monoarticulares, os isquiotibiais mediais (semitendíneo e semimembrânico) são mais ativos na flexão do joelho que na extensão do quadril.

A menor atividade registrada para a cabeça longa do músculo bíceps da coxa em relação aos músculos semitendíneo e semimembrânico, provavelmente se deve ao modo como estão dispostas suas fibras. A cabeça longa do músculo bíceps da coxa é estruturalmente fusiforme, com fibras dispostas paralelamente em sentido longitudinal; já as fibras dos músculos semitendíneo e semimembrânico estão em diagonal em relação a sua direção de tração, sendo portanto peniformes (RASCH & BURKE, 1977).

De acordo com os tratados de cinesiologia (KELLEY, 1971; WELLS, 1971; RASCH & BURKE, 1977; WIRHED, 1986; LEHMKUHL

& SMITH, 1987), a tensão desenvolvida por um músculo depende, entre outros fatores, do arranjo interno de suas fibras. Desse modo, um músculo peniforme, por ter maior quantidade de fibras dentro de uma área de secção cruzada, desenvolve maior tensão que um músculo fusiforme. Em outras palavras, um músculo peniforme é significativamente mais forte, sendo por isso requisitado para execução de movimentos de pequena amplitude mas de grande força, enquanto que um músculo fusiforme é requisitado para a execução de movimentos rápidos e amplos. Assim sendo, MARKEE et alii (1957) observaram que o músculo semimembranáceo que tem fibras muito curtas, encurta pouco quando se contrai, mas esta contração é muito forte porque ele possui um grande número de fibras e uma ampla secção fisiológica cruzada.

Como os exercícios em mesa flexora são realizados com a aplicação de resistência, eles parecem exigir mais força que amplitude muscular, requisitando portanto uma maior atividade dos músculos semitendíneo e semimembranáceo que são músculos peniformes.

FURLANI et alii (1977) observaram que as duas porções do músculo bíceps da coxa são ativas no movimento de flexão da perna. Entretanto, é provável que na realização deste movimento em mesa flexora, a cabeça curta tenha uma participação mais efetiva, pois, segundo WELLS (1971), ela apresenta uma estrutura peniforme como os músculos semitendíneo e semimembranáceo. Todavia, por ser monoarticular, a cabeça curta do músculo bíceps da coxa não foi incluída neste estudo.

As análises estatísticas demonstraram que o intervalo de ângulo (efeito de ângulo) de maior atividade elétrica para os músculos isquiotibiais durante os movimentos de fle-

xão foi de 30° a 60° (Tabelas 2 e 6 e Figura 4).

Este resultado concorda com a afirmação de que, um músculo atuando em uma articulação pode agir mais poderosamente em um ângulo que em outro (KELLEY, 1971), ou de que a força muscular máxima depende da posição da articulação (LEHMKUHL & SMITH, 1987).

A força de um músculo é medida através do torque que ele pode desenvolver, pois, por estar preso ao osso por suas inserções é impossível medir sua força diretamente. Tem-se verificado portanto, que o torque muscular varia conforme o ângulo da articulação (WILLIAMS & STUTZMAN, 1959; KELLEY, 1971; SMIDT, 1973; RASCH & BURKE, 1977; MURRAY et alii, 1980; LUNNEN et alii, 1981; LEHMKUHL & SMIDT, 1987).

Dois fatores (que constituem o fator de vantagem mecânico-fisiológica) podem influenciar o torque gerado por um músculo; o braço de força (distância entre a inserção do músculo e o centro da articulação) e o comprimento do músculo no momento da contração. Como as variações nos ângulos da articulação alteram não somente o comprimento do músculo, mas também o seu braço de força, entende-se porque o torque muscular se modifica de acordo com o ângulo em que se encontra a articulação (WILLIAMS & STUTZMAN, 1959; KELLEY, 1971; LEHMKUHL & SMIDT, 1987).

Medidas do torque isométrico máximo para os músculos flexores do joelho indicaram que ele ocorre quando a articulação está próxima da completa extensão, ou seja, quando os músculos estão alongados (SMIDT, 1973; LUNNEN et alii, 1981).

LUNNEN et alii (1981), registraram nesta posição de torque máximo uma baixa atividade eletromiográfica para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), mas quando o músculo foi

encurtado a atividade elétrica aumentou e o torque diminuiu. VREDENBREGT & RAU (1973) e KOMI (1974), não observaram alterações na atividade eletromiográfica dos músculos submetidos a contrações máximas em diferentes comprimentos. Entretanto, enquanto em seu estudo LUNNEN et alii (1981) mantiveram o braço de força constante, alterando o comprimento do músculo por modificações dos ângulos do quadril, estes autores mudaram o comprimento dos músculos através de movimentos da articulação distal, o que conseqüentemente altera o comprimento do braço de força.

SMIDT (1973), observou que o braço de força dos músculos flexores do joelho é maior entre 45° e 60° de flexão, mas segundo este autor e HOUTZ et alii (1957) e WILLIAMS & STUTZMAN (1959) a relação comprimento-tensão parece influenciar mais o torque produzido por estes músculos do que o comprimento do braço de força.

De qualquer forma, durante a flexão da perna no joelho, os isquiotibiais parecem perder a vantagem mecânico-fisiológica (pelo encurtamento dos músculos e modificação do braço de força) diminuindo com isso o torque por eles produzido.

Em um movimento resistido, além do torque gerado pelo músculo há também a ação do torque de resistência sobre a articulação, e, para que o movimento se realize é necessário que a força muscular sobrepuje o torque oferecido pela resistência (RASCH & BURKE, 1977; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Se, durante a flexão, os músculos isquiotibiais entram em desvantagem mecânico-fisiológica pela perda de tensão de suas fibras, a força muscular necessária para contrabalançar a força de resistência seria a fornecida por um maior recrutamento de uni-

dades motoras, pois um maior número de fibras musculares ativas produzem uma maior quantidade de força (KELLEY, 1971). Assim, a perda da vantagem mecânico-fisiológica, e a necessidade de gerar uma força para sobrepujar a força oferecida pela resistência, poderiam explicar porque uma quantidade maior de fibras dos músculos isquiotibiais foram recrutadas no intervalo de 30° a 60° de flexão, resultando em uma maior atividade elétrica neste intervalo de ângulo.

Todavia, de acordo com MURRAY et alii (1980), enquanto a posição da articulação, na qual ocorre o torque isométrico máximo, depende dos fatores comprimento-tensão e braço de força, o mesmo não acontece para os torques medidos durante contrações isocinéticas (contração isotônica onde a velocidade é mantida constante). Segundo estes autores, a posição da articulação na qual o pico do torque isocinético é registrado, depende da velocidade com que é efetuada a contração. Eles verificaram que durante contrações isocinéticas o torque dos músculos flexores do joelho aumentou quando o joelho foi flexionado de 30° a 45° . Verificaram também que nas medidas do torque isométrico pouca diferença ocorreu entre os três ângulos estudados (30° , 45° e 60°), mas este torque foi maior que o torque isocinético. A explicação é a de que há um decréscimo na força muscular quando a velocidade de contração aumenta, pois, a quantidade de tensão desenvolvida por um músculo é determinada pelo número de pontes formadas entre os filamentos de actina e miosina, quando eles passam um sobre o outro durante a contração. Teoricamente, numa contração isométrica, na qual uma quantidade relativamente pequena de encurtamento ocorre, há tempo suficiente para a formação de um número máximo de pontes cruzadas, permitindo o desenvolvimento de tensão

máxima. Na contração isotônica, a velocidade de contração limita o número de pontes que se formam na unidade de tempo, diminuindo assim a tensão que pode ser desenvolvida dentro do músculo (MURRAY et alii, 1980; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Segundo LEHMKUHL & SMITH (1987), em velocidades baixas de movimento (10 a 30 graus/segundo), os valores do torque isocinético máximo são similares aos valores do torque isométrico, em velocidades maiores (30 a 210 graus/segundo), o fator velocidade torna-se cada vez mais predominante e as curvas de torque são alteradas.

Dentro deste raciocínio é de se esperar que também a maior atividade elétrica de um músculo em um determinado ângulo de sua articulação dependa da velocidade com que é efetuada a contração. Contudo, neste trabalho, a velocidade dos movimentos foi apenas controlada de modo a manter-se constante, mas não foi feita nenhuma quantificação, nem um estudo do efeito da variação de velocidade sobre os registros eletromiográficos obtidos.

O ângulo da articulação onde ocorre a maior atividade elétrica do músculo, pode ter importância prática nos exercícios da musculatura do membro inferior, pois, segundo EKHOLM et alii (1984), as forças compressoras sobre a articulação do joelho, principalmente para a junção patelo-femoral, aumentam com o ângulo de flexão desta articulação. Os exercícios de fortalecimento da musculatura posterior da coxa em mesa flexora poderiam então, ser realizados sem a necessidade de se flexionar o joelho até o limite máximo permitido pela articulação, evitando que as estruturas do joelho sejam expostas aos efeitos nocivos de forças compressoras.

O efeito de posição do pé sobre a atividade eletro-

miográfica dos músculos isquiotibiais (Tabelas 2 e 4) será comentado no item referente ao efeito combinado de músculo e posição do pé nos movimentos de extensão da perna em mesa flexora.

Serão feitos a seguir os comentários dos efeitos combinados de músculo e posição do pé e músculo e ângulo, obtidos no estudo eletromiográfico dos músculos isquiotibiais durante os movimentos de flexão (Tabelas 3 e 4, 5 e 6).

a) Considerando-se a posição do pé sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 3 e 4; Figs. 4, 5, 6 e 7)

A cabeça longa do músculo bíceps da coxa apresentou uma maior atividade no movimento de flexão com o pé em eversão quando comparado com o pé em inversão, mas na posição normal sua atividade não diferiu destas outras duas posições.

A maior atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) na flexão com o pé em eversão talvez possa ser explicada pela rotação lateral da tíbia sob o fêmur que acompanha o movimento de eversão do pé (KAPANDJI, 1977). Esta suposição está de acordo com os autores que consideram o músculo bíceps da coxa um rotador lateral da tíbia no joelho (SUZUKI, 1956; KELLEY, 1971; WELLS, 1971; KAPANDJI, 1977; RASCH & BURKE, 1977; BASMAJIAN, 1978; KENDALL et alii, 1980; WIRHED, 1986; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Entretanto, JOSÉ & FURLANI (1984) observaram uma inatividade deste músculo durante a flexão da perna com o pé em eversão, realizada em bicicleta ergométrica, tanto nos movimentos livres como nos resistidos. Todavia, enquanto o movimento de flexão da perna em mesa flexora pode ser considerado um movimento em cadeia aberta, na bicicleta torna-se um movimento em cadeia fechada porque o pé

fixa a extremidade distal (perna) no pedal. Este fato altera todo o movimento realizado ao nível da articulação do joelho, pois, quando a extremidade distal está livre, ocorre uma rotação lateral da tibia sob o fêmur; já com a extremidade distal fixa é o fêmur que roda medialmente sobre a tibia para se manter o pé em eversão.

Os músculos semitendíneo e semimembrâneo não apresentaram diferença significativa no potencial elétrico com a variação da posição do pé.

De acordo com KELLEY (1971), KAPANDJI (1977), RASCH & BURKE (1977) LEHMKUHL & SMITH (1987), o movimento de flexão da perna no joelho é acompanhado de uma rotação interna automática da tibia sob o fêmur, e, segundo KAPANDJI (1977), para se colocar o pé em inversão é necessário rodar a perna medialmente. Assim sendo, pode-se entender porque a atividade dos músculos semitendíneo e semimembrâneo não variou conforme o pé estivesse nas posições normal ou invertido, uma vez que eles são considerados músculos rotadores mediais da tibia no joelho (KELLEY, 1971; WELLS, 1971; KAPANDJI, 1977; RASCH & BURKE, 1977; BASMAJIAN, 1978; KENDALL et alii, 1980; WIRHED, 1986; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Entretanto, era de se esperar por este raciocínio, que estes músculos tivessem uma menor atividade na posição de eversão em que a rotação lateral se oporia a rotação medial da perna.

No que se refere ao músculo semimembrâneo, os resultados deste trabalho também diferem dos obtidos por JOSÉ & FURLANI (1984) para os movimentos de flexão da perna em bicicleta ergométrica. Segundo estes autores o músculo semimembrâneo mostrou-se inativo na flexão com o pé em inversão. O fato de que na bicicleta ergométrica os movimentos são em ca-

deia fechada também poderia ser a explicação para este resultado, pois com a tibia fixa é o fêmur que roda lateralmente para se manter o pé em inversão.

Para o músculo semitendíneo os resultados concordam em parte com os de JOSÉ & FURLANI (1984). Na bicicleta ergométrica o músculo semitendíneo mostrou-se sempre ativo nos movimentos de flexão da perna, embora a intensidade desta atividade variasse com a posição do pé.

b) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada posição do pé (Tabs. 3 e 4; Figs. 4, 5, 6 e 7)

Na comparação da atividade dos três isquiotibiais conforme a posição do pé, pode-se observar que os músculos do grupo medial parecem ser os mais exigidos nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora. Nas posições normal e de inversão os músculos mais ativos foram o semitendíneo e o semimembranáceo, o que contradiz os resultados encontrados por JOSÉ & FURLANI (1984), em que o motor principal dos movimentos de flexão contra resistência com o pé nas posições normal e de inversão foi o músculo bíceps da coxa.

Na posição de eversão verifica-se que a atividade do músculo semimembranáceo igualou-se à do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) e tornou-se menor que a do músculo semitendíneo. Isto indica que, embora as diferenças na atividade do músculo semimembranáceo com as variações da posição do pé não tenham sido estatisticamente significantes (Tabelas 3 e 4), houve um decréscimo na atividade deste músculo, ao lado de um aumento na atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), quando a flexão foi realizada com o pé em eversão (Figura 4). O único músculo que manteve o mesmo nível de atividade

de durante as variações na posição do pé nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora foi, portanto, o semitendíneo.

c) Considerando-se o ângulo sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 5 e 6; Figs. 4, 5, 6 e 7)

O músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi mais ativo no intervalo de 30° a 60° , quando comparado com as atividades registradas nos intervalos abaixo de 30° e acima de 90° ; já o potencial registrado no período de 60° a 90° não diferiu significativamente dos outros potenciais.

Embora os ângulos estudados na bicicleta ergométrica por JOSÉ & FURLANI (1984) tenham sido diferentes, estes autores encontraram uma maior atividade do músculo bíceps da coxa em intervalos de ângulos que estão próximos ou dentro da faixa em que o bíceps da coxa (cabeça longa) mostrou-se mais ativo nos movimentos em mesa flexora. Nos movimentos de flexão realizados em bicicleta ergométrica o músculo bíceps da coxa teve uma atividade de forte intensidade no período de 20° a 40° nos movimentos livres e de 20° a 70° nos movimentos com resistência, naquelas posições do pé em que ele foi ativo.

O músculo semitendíneo mostrou-se mais ativo no intervalo de 30° a 90° , e o semimembrâneo nos intervalos abaixo de 30° e de 30° a 60° , na flexão da perna em mesa flexora. Na bicicleta ergométrica esses músculos também tiveram potenciais de média e forte intensidade no período de 20° a 70° nos movimentos de flexão livres ou contra resistência, nas posições do pé em que se mostraram ativos.

Observa-se portanto, que os intervalos de ângulos da articulação do joelho nos quais se registrou uma maior ati

vidade para os músculos isquiotibiais nos movimentos em mesa flexora, concordam com os de JOSÉ & FURLANI (1984) no estudo destes músculos em bicicleta ergométrica. Deve-se lembrar porém que, pelas análises estatísticas, não houve na mesa flexora, influência da posição do pé sobre os ângulos em que os isquiotibiais tiveram uma maior atividade (Tabela 2).

d) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada intervalo de ângulo (Tabs. 5 e 6; Figs. 4, 5, 6 e 7)

Abaixo de 30° de flexão o músculo mais ativo foi o semimembrâneo, seguido pelo semitendíneo e finalmente pela cabeça longa do músculo bíceps da coxa. De 30° a 60° de flexão a atividade dos isquiotibiais mediais foi igual, e, no intervalo de 60° a 90° e acima de 90° , a atividade do semimembrâneo igualou-se a do bíceps da coxa (cabeça longa), cujo potencial foi sempre menor que dos músculos do grupo medial.

Este resultado sugere uma ação combinada dos músculos do grupo medial dos isquiotibiais nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora. Desse modo, o início do movimento parece ter sido sustentado principalmente pelo músculo semimembrâneo, o qual passou a agir com o semitendíneo no intervalo de 30° a 60° , ou seja, no meio do movimento de flexão. Nos intervalos de ângulos finais a flexão foi mantida principalmente pelo músculo semitendíneo, uma vez que, nesta fase, o músculo semimembrâneo apresentou uma queda na sua atividade. Isto vem confirmar a maior participação dos músculos do grupo medial dos isquiotibiais nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora, pois a atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), embora tenha aumentado no intervalo de

30° a 50°, permaneceu sempre mais baixa que a do músculo semitendíneo, e mais baixa ou igual a do músculo semimembranáceo.

Estes dados estão em desacordo com SUZUKI (1956) que observou durante a flexão do joelho, a partir da posição ortostática, que os primeiros músculos a apresentarem atividade elétrica foram a cabeça longa do bíceps da coxa e o sartório. Só mais tarde os músculos semitendíneo, semimembranáceo, gastrocnêmio, grácil e a cabeça curta do bíceps da coxa começaram a contrair, um após o outro. Convém lembrar que as condições de realização dos movimentos em mesa flexora foram diferentes das utilizadas por este autor, como a aplicação de resistência e a posição prono do indivíduo.

O início do movimento de flexão da perna no joelho tem sido atribuído ao músculo poplíteo (BASMAJIAN & LOVEJOY, 1971). Entretanto, esta ação do poplíteo nos primeiros graus de flexão da perna parece ser não a de um flexor direto, mas a de um rotador que comanda a rotação medial da tibia sob o fêmur, necessária para destravar e estabilizar a articulação do joelho no movimento de flexão (KELLEY, 1971; RASCH & BURKE, 1977; BASMAJIAN, 1978; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

Provavelmente, na flexão da perna em mesa flexora, o músculo poplíteo faria o seu papel de destravar a articulação do joelho pela rotação medial da tibia, enquanto que ao músculo semimembranáceo caberia a função de flexor da perna nos graus iniciais do movimento. Não se pode, porém, fazer tal afirmação porque neste trabalho não foram estudados o músculo poplíteo nem os outros músculos que atuam sobre a articulação do joelho.

B) MOVIMENTOS DE EXTENSÃO

Os resultados indicam que, durante os movimentos de extensão, não houve uma diferença significativa entre os potenciais registrados para os três músculos isquiotibiais (efeito de músculo). Em nenhum dos músculos o potencial elétrico foi significativamente maior como ocorreu com o semitendíneo nos movimentos de flexão da perna (Tabelas 8, 10 e 12; Figura 8).

Segundo KELLEY (1971), um músculo desenvolve tensão tanto pelo encurtamento quanto pelo alongamento de suas fibras, porém, a contração excêntrica parece desenvolver uma maior tensão que a concêntrica. Segundo este autor, a contração concêntrica produz o movimento, enquanto a excêntrica seria a responsável pelo controle do movimento. Se comparada com a contração concêntrica, a contração excêntrica parece requerer uma menor demanda de fibras ativas, o que resulta em uma atividade elétrica mais baixa, embora a força exercida seja a mesma.

O decréscimo na atividade elétrica quando os músculos são alongados se deve ao fato de que, no alongamento, os componentes elásticos são colocados em estiramento, o que produz um aumento de força. Assim sendo, para que a força muscular permaneça constante é necessário que a força exercida pelos elementos contráteis seja diminuída, requerendo uma menor demanda de unidades motoras (LUNNEN et alii, 1981). De acordo com SODERBERG & COOK (1984) existe um controle neural, em que o sistema nervoso percebendo o aumento de tensão provocado pelo alongamento do músculo, inibe o neurônio motor alfa, o que resulta numa diminuição da atividade eletromiográfica.

Na extensão da perna em mesa flexora os isquiotibiais

estariam agindo excentricamente para controlar a velocidade do movimento, que tende a ser muito rápido porque realizado a favor da gravidade. A resistência aplicada durante o movimento de extensão foi a mesma do movimento de flexão, e, embora não tenha sido feito uma comparação estatística entre os dois movimentos, a extensão parece ter requerido uma menor atividade elétrica dos músculos isquiotibiais, o que vem de encontro ao que foi exposto acima (Figuras 4 e 8).

O fato da mesa flexora exigir tanto a contração concêntrica como a excêntrica dos músculos isquiotibiais durante os exercícios nela realizados, torna-se importante porque estes dois tipos de contrações foram registradas nos vários movimentos complexos e semi-automáticos em que estes músculos atuam. ARIENTI (1948), por exemplo, atribuiu aos músculos semimembrâneo e cabeça longa do bíceps da coxa a função de extensores da perna durante a fase de apoio do ciclo da marcha. EKHOLM et alii (1984) observaram que durante o levantamento de peso a partir da posição agachada, os músculos isquiotibiais trabalham em sinergismo com o músculo quadríceps na extensão da perna. A contração excêntrica destes músculos tem sido relatada também durante a caminhada em declives (TOKUHIRO et alii, 1985), no ato de chutar bola (WAHRENBERG et alii, 1978), nas corridas de velocidade (MANN & HAGY, 1980 e MANN, 1982b) e por SIMONSEN et alii (1985) que observaram um aumento no comprimento dos músculos isquiotibiais durante a corrida de velocidade de pequeno curso, no período que se estende da fase de oscilação até a segunda fase do voo (flight) a partir da qual eles agem concentricamente.

As análises dos resultados do efeito da posição do pé e do ângulo da articulação do joelho (Tabela 8) sobre a a-

tividade eletromiográfica dos músculos isquiotibiais nos movimentos de extensão da perna, serão feitas juntamente com os comentários a respeito dos efeitos combinados de músculo e posição do pé e músculo e ângulo respectivamente.

a) Considerando-se a posição do pé sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 9 e 10; Figs.8, 9, 10 e 11)

Levando em consideração a posição do pé sobre a atividade de cada músculo, observa-se que o bíceps da coxa (cabeça longa) foi mais ativo nos movimentos de extensão com o pé nas posições normal e de eversão e menos ativo na inversão. O músculo semimembrâneo teve uma maior atividade nas posições normal e de inversão, sendo menos ativo na eversão. O músculo semitendíneo não apresentou diferença significativa no potencial elétrico com a variação da posição do pé.

A menor atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) no movimento de extensão com o pé em inversão poderia ser explicada pela rotação medial da perna que acompanha o movimento de inversão do pé (KAPANDJI, 1977). Esta rotação medial anularia a atividade do músculo bíceps da coxa tido como rotador lateral da tíbia no joelho. Contrariamente, a menor atividade do músculo semimembrâneo no movimento de extensão com o pé em eversão, seria devido a rotação lateral da perna que acompanha o movimento de eversão do pé (KAPANDJI, 1977). A rotação lateral se oporia à atividade do semimembrâneo considerado rotador medial da perna no joelho.

No movimento de flexão a atividade do músculo semimembrâneo não se alterou significativamente com a variação da posição do pé (Tabelas 3 e 4), mas parece ter havido um decréscimo na sua atividade quando o pé foi colocado em e-

versão (Figura 4). Nos resultados obtidos para o movimento de extensão, este decréscimo foi estatisticamente significativo, ou seja, no movimento de extensão com o pé evertido a atividade do músculo semimembranáceo foi significativamente mais baixa que a atividade registrada no movimento com o pé na posição normal ou invertido (Tabelas 9 e 10 e Figura 8).

Esse resultado pode ser atribuído ao fato de que os movimentos de extensão da perna em mesa flexora foram iniciados com os joelhos flexionados além dos 90° . Sabe-se que a amplitude do movimento de rotação da tíbia no joelho varia com o grau de flexão da perna, pois, à medida que os joelhos são flexionados, os ligamentos colaterais vão sendo afrouxados, permitindo uma maior amplitude de rotação medial ou lateral (KELLEY, 1971; WELLS, 1971; KAPANDJI, 1977; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

Os valores da amplitude do movimento de rotação da tíbia no joelho são conflitantes; MOSSBERG & SMITH (1982), encontraram uma rotação média de 40° em 90° de flexão do joelho, sendo a rotação lateral o dobro da medial. Como os movimentos de extensão da perna em mesa flexora foram realizados a partir de uma posição de flexão acima de 90° , a rotação medial ou lateral da perna ao se colocar o pé nas posições invertida ou evertida, foi maior que nos movimentos de flexão. Pode-se concluir que a maior amplitude de rotação lateral foi então a responsável pela queda significativa na atividade elétrica do músculo semimembranáceo no movimento de extensão da perna com o pé em eversão.

No movimento de extensão com o pé em inversão a atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi menor que na extensão com o pé na posição normal ou evertido (Tabe-

las 9 e 10). Na flexão isto não ocorreu, pois os potenciais do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) durante a inversão foram mais baixos apenas que os registrados durante a flexão com o pé em eversão, mas não diferenciaram dos registrados durante a flexão com o pé na posição normal (Tabelas 3 e 4). A possibilidade de uma rotação medial mais ampla da perna, ao se colocar o pé na posição de inversão para a execução do movimento de extensão, seria também a explicação para esta diferença de resultados entre flexão e extensão.

Deve-se ressaltar que, enquanto o movimento de extensão teve início a partir da posição de flexão, o movimento de flexão se iniciou da posição de extensão máxima do joelho (0°). Como a rotação da perna só ocorre com os joelhos flexionados, o posicionamento do pé em eversão ou inversão para a execução dos movimentos de flexão parece ter sido conseguido pela rotação lateral ou medial do membro ao nível da articulação do quadril, além da do tornozelo. Só depois de iniciada a flexão é que foi possível a rotação da tibia ao nível do joelho.

b) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada posição do pé (Tabs. 9 e 10; Figs. 8, 9, 10 e 11)

Na comparação da atividade elétrica dos três músculos em cada posição, observa-se que no movimento de extensão com o pé normal, os isquiotibiais tiveram o mesmo nível de atividade, o que concorda com a idéia expressa anteriormente de que nos movimentos de extensão os isquiotibiais estariam agindo excentricamente para controlar o movimento.

Na posição de eversão, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) teve uma atividade maior que a do músculo semi

membranáceo, mas o semitendíneo não apresentou diferença significativa com relação a estes dois músculos. Na posição de inversão o quadro inverteu-se, ou seja, o músculo semimembranáceo passou a ter uma atividade maior que a do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), porém, igual a do músculo semitendíneo. Este resultado apóia a hipótese da ação de rotação da perna exercida pelos músculos isquiotibiais. Dessa forma, o músculo semimembranáceo teve uma menor atividade na extensão com o pé em eversão por causa da rotação lateral da perna que acompanha o movimento de eversão do pé; já na extensão com o pé em inversão, onde a perna sofre uma rotação medial, o músculo bíceps da coxa que tem ação de rotador lateral, foi o menos ativo.

Na extensão com o pé em eversão observa-se que o potencial elétrico do músculo semitendíneo não diferiu dos potenciais dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semimembranáceo, o que indica um ligeiro decréscimo na sua atividade, ou um ligeiro aumento na atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa). Por outro lado, no movimento com o pé em inversão, a atividade do músculo semitendíneo sendo maior que a do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), e igual a do semimembranáceo, indica a queda significativa no potencial do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) (Fig. 8).

A maior amplitude de rotação da perna permitida pela posição de flexão da qual tiveram início os movimentos de extensão, seria também responsável pelo resultado obtido para o efeito de posição do pé sobre a atividade eletromiográfica dos músculos isquiotibiais nos movimentos de extensão da perna em mesa flexora (Tabelas 8 e 10).

De acordo com este resultado, a atividade dos mús

culos isquiotibiais registrada na extensão com o pé na posição normal foi maior que a registrada na posição de inversão, enquanto que, na posição de eversão não se verificou diferença significativa nos potenciais em relação a estas duas posições. A queda acentuada da atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) no movimento de extensão com o pé em inversão, provocada pela rotação medial da perna, teria influenciado para que, nas análises estatísticas, os isquiotibiais tivessem uma menor atividade elétrica nesta posição do pé. Embora a maior amplitude de rotação lateral tenha causado a queda significativa na atividade do músculo semimembrâneo na extensão com o pé em eversão, um aumento na atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) teria contribuído para que nesta posição do pé a atividade dos isquiotibiais não diferisse significativamente das atividades registradas nas posições normal e de inversão (Tabela 10; Figura 8).

Para os movimentos de flexão os resultados indicaram que no efeito de posição do pé sobre a atividade elétrica dos isquiotibiais, não existiu uma posição em que os potenciais fossem significativamente maiores, como aconteceu para os movimentos de extensão (Tabelas 2 e 4).

Tendo em vista que os movimentos de flexão foram realizados a partir da posição de extensão do joelho, e, de que a rotação da tíbia no joelho só é possível depois de iniciada a flexão, a amplitude de rotação medial ou lateral que acompanhou o posicionamento do pé foi menor. Assim sendo, as diferenças registradas entre as atividades dos isquiotibiais nas diferentes posições do pé não foram estatisticamente significantes. É importante lembrar que no estudo do efeito da posição do pé são considerados os três músculos em conjunto e

não cada um separadamente.

Tanto nos movimentos de extensão (Tabelas 3 e 4) como nos de flexão (Tabelas 9 e 10) a variação da posição do pé não afetou de modo significativo a atividade do músculo semitendíneo. O músculo semitendíneo forma, junto com o semimembranáceo, o grupo dos isquiotibiais mediais, e poucos autores mencionam diferenças na ação destes dois músculos. BOWEN & STONE (1953) atribuíram ao músculo semimembranáceo uma ação mais poderosa sobre o quadril que o semitendíneo; ARIENTI (1948) considerou o músculo semimembranáceo um extensor e o semitendíneo um flexor da perna no movimento semi-automático da marcha, mas a grande maioria dos autores atribuem ações se melhantes para os isquiotibiais do grupo medial.

Observando-se a estrutura destes dois músculos vê se que o semimembranáceo está recoberto pelo semitendíneo, po rém, enquanto o ventre muscular do semitendíneo está situado em grande parte na metade superior da coxa, a massa muscular do semimembranáceo estende-se mais distalmente. Desse modo, segundo RASCH & BURKE (1977), como o ventre de um está em con tato com a parte tendinosa do outro, a ação de um não interfe re na do outro. Além disso, enquanto o semimembranáceo se in sere numa posição mais alta na tibia (côndilo medial), o semi tendíneo tem uma inserção mais baixa (face medial da tibia).

Como a secção cruzada do músculo semimembranáceo é maior que a do semitendíneo, e, como a maior parte de sua porção carnosa fica abaixo do tendão de inserção deste músculo, tem-se a impressão que o semitendíneo tem uma posição inter mediária entre o biceps da coxa (mais lateral) e o semimem branáceo (mais medial). Portanto, a localização e a estrutura do músculo semitendíneo poderiam ser uma explicação para os

resultados obtidos para este músculo, que embora fazendo parte do grupo dos isquiotibiais mediais teve uma ação diferente da do músculo semimembrâneo nos movimentos da perna em mesa flexora.

c) Considerando-se o ângulo sobre a atividade de cada músculo (Tabs. 11 e 12; Figs. 8, 9, 10 e 11)

Tanto o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), como o semitendíneo e o semimembrâneo tiveram uma maior atividade elétrica nos intervalos acima de 60° e de 60° a 30° de extensão. Este resultado confirma aquele obtido para o efeito de ângulo sobre a atividade elétrica dos isquiotibiais nos movimentos de extensão da perna (Tabelas 8 e 12).

Segundo LEHMKUHL & SMITH (1987) a força máxima em um determinado ângulo articular é maior quando o músculo está se alongando do que na contração isométrica ou concêntrica. Assim sendo, DOSS & KARPOVICH (1965) e OLSON et alii (1972) observaram que maiores torques são obtidos dos músculos durante a contração excêntrica, embora SMIDT (1973) tenha encontrado diferenças apenas entre os torques obtidos de contrações excêntrica e concêntrica, mas não entre contrações excêntricas e isométricas.

Como mencionado anteriormente, acredita-se que esta maior força nas contrações excêntricas seja devido ao estiramento excessivo dos componentes elásticos provocado pela carga (LUNNEN et alii, 1981; LEHMKUHL & SMITH, 1987). Além disso, a realização de uma contração excêntrica ativa menos unidades motoras (KELLEY, 1971) e gasta menos energia que os outros tipos de contração (ABBOTT et alii, 1952; HILL, 1960). A maior parte desta energia é utilizada para desacelerar o pe

so, impedindo-o de atingir a velocidade de queda livre.

Portanto, a maior atividade dos músculos isquiotibiais registrada nos intervalos de ângulos acima de 60° e de 60° a 30° , teria sido para controlar a velocidade de queda da carga imposta sobre a perna. Mas, à medida que o movimento de extensão progrediu, os músculos foram se alongando, aumentando com isso sua tensão. Abaixo de 30° de extensão a força exercida pelos músculos isquiotibiais para controlar o movimento, teria ficado sob a responsabilidade da tensão desenvolvida pelo alongamento de suas fibras do que pelo recrutamento de unidades motoras, explicando o baixo potencial elétrico registrado neste intervalo de ângulo.

d) Comparando-se a atividade dos isquiotibiais em cada intervalo de ângulo (Tabs. 11 e 12; Figs. 8, 9, 10 e 11)

No intervalo de ângulo acima de 60° o músculo mais ativo foi o semitendíneo, e os músculos semimembrâneo e bíceps da coxa (cabeça longa) tiveram o mesmo nível de atividade. Nos intervalos de ângulos seguintes, ou seja, de 60° a 30° e abaixo de 30° de extensão, os três músculos foram igualmente ativos.

O músculo semitendíneo mostrou-se mais ativo nos ângulos iniciais do movimento, provavelmente porque uma força adicional foi necessária para vencer a força de gravidade (somada à força imposta pela carga), uma vez que o movimento de extensão teve início a partir de uma posição de flexão além de 90° . A partir do momento em que o movimento foi realizado a favor da gravidade, os músculos passaram a agir apenas para controlar a velocidade de queda da carga, resultando em um

mesmo nível de atividade elétrica para os três músculos nos intervalos de ângulos seguintes. Convém lembrar que o motor principal nos ângulos finais do movimento de flexão foi o músculo semitendíneo, concordando com sua maior atividade nos ângulos iniciais do movimento de extensão.

CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos na análise eletromiográfica dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrânico durante os movimentos de flexão e extensão da perna em mesa flexora, pode-se concluir que:

1) Os isquiotibiais mediais (semitendíneo e semimembrânico) foram os músculos mais ativos nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora;

2) O intervalo de ângulo da articulação do joelho em que os isquiotibiais foram mais ativos durante os movimentos de flexão da perna foi o de 30° a 60° ;

3) O músculo bíceps da coxa (cabeça longa) teve uma maior atividade na flexão da perna com o pé em eversão, quando comparado com a inversão, enquanto os músculos semitendíneo e semimembrânico não tiveram a atividade influenciada pela posição do pé;

4) Nos movimentos de flexão da perna em mesa flexora o músculo semimembrânico foi mais ativo nos intervalos de ângulos abaixo de 30° e de 30° a 60° , e o músculo semitendíneo nos intervalos de 30° a 60° e de 60° a 90° , sugerindo uma ação combinada dos isquiotibiais mediais, onde o músculo semimembrânico sustentaria o início e o semitendíneo o final do movimento de flexão;

5) Nos movimentos de extensão da perna em mesa flexora os três músculos isquiotibiais tiveram o mesmo nível de atividade, indicando que na extensão eles trabalham apenas para controlar o movimento;

6) Os intervalos de ângulos da articulação do joelho em que os isquiotibiais se mostraram mais ativos nos movimentos de extensão da perna foram, acima de 60° e de 60° a 30° ;

7) O músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi mais ativo na extensão com o pé nas posições normal e de eversão e o semimembrâneo teve uma maior atividade na extensão com o pé nas posições normal e de inversão. A atividade do músculo semitendíneo não foi influenciada pela posição do pé nos movimentos de extensão da perna em mesa flexora.

RESUMO

Os músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembrânico foram estudados eletromiograficamente, em 20 indivíduos jovens, nos movimentos de flexão e extensão da perna realizados em mesa flexora. No estudo foi verificado o efeito da posição do pé (normal, evertido e invertido) sobre a atividade elétrica destes músculos e o seu perfil de ação em intervalos de ângulos pré estabelecidos da articulação do joelho, durante esses movimentos. Os resultados indicaram que, na flexão, o músculo mais eletricamente ativo foi o semitendíneo seguido pelo semimembrânico. Os três isquiotibiais tiveram uma maior atividade elétrica no intervalo de 30° a 60° de flexão. O bíceps da coxa (cabeça longa) foi mais ativo com o pé na posição de eversão, quando comparado com a posição de inversão; já as atividades dos músculos semitendíneo e semimembrânico não foram afetadas pela posição do pé. No intervalo de ângulo abaixo de 30° , o potencial elétrico do semimembrânico foi maior que o do semitendíneo, igualando-se a ele no intervalo de 30° a 60° e tornando-se menor acima de 60° de flexão. Nos movimentos de extensão, os três músculos tiveram o mesmo nível de atividade elétrica, sendo mais ativos nos intervalos acima de 60° e de 60° a 30° de extensão. O músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foi mais ativo nas posições normal e de eversão, o semimembrânico nas posições normal e de inversão e o semitendíneo não apresentou diferença no potencial elétrico com a variação da posição do pé.

SUMMARY

The M. biceps femoris (caput longum), M. semitendinous, and the M. semimembranosus were studied electromiographically in 20 young individuals, in the movements of flexion and extension of the leg performed on a flexing table.

In the study, the effect of the position of the foot (normal, everted and inverted) under electrical activity of these muscles was observed. Also observed was the action profile of the muscles in pre-established angular intervals of the articulation of the knee, during the movements. The results indicated that in the flexion movement the most electrically active muscle was the M. semitendinous followed by the M. semimembranosus. The three hamstrings demonstrated a larger electrical activity in intervals of flexion of 30° to 60° . The M. biceps femoris (caput longum) was most active when the foot was in an everted position compared to in inverted position. On the other hand, the activities of the M. semitendinous and M. semimembranosus were not affected by the position of the foot. In angular intervals below 30° , the electrical potential of the M. semimembranosus was larger than the M. semitendinous's one, equalling it to the other in intervals of 30° to 60° and becoming lower above 60° .

In extension movements the three muscles had the same level of electrical activity, being more active in intervals above 60° and 60° to 30° in extension. The M. biceps femoris (caput longum) was more active in normal and eversion positions, the M. semimembranosus in the normal and inversion positions and the M. semitendinous didn't present any difference in electrical potentials with the variation of the position of the foot.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABBOTT, B.C.; BIGLAND, B.; RITCHIE, J.M. The physiological cost of negative work. J. Physiol., 117: 380-90, 1952.
Apud SMIDT, G.L.
- AGRE, J.C. Hamstring injuries. Proposed aetiological factors, prevention, and treatment. Sports Med., 2(1): 21-33, Jan./Feb. 1985.
- ARIENTI, A. Estudos eletromiográficos da locomoção humana. Resen. Clin.-Cient., 17: 175-8, 1948a.
- BASMAJIAN, J.V. Electromyography of Two-Joint muscles. Anat. Rec., 129: 371-80, 1957a.
- _____. Muscles alive; their functions revealed by electromyography. 4.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1978.
p. 157-64, 245-7.
- _____ & LOVEJOY, J.E. Functions of the popliteus muscle in man: a multifactorial electromyographic study. J. Bone Jt. Surg., 53A: 557-62, 1971. Apud RASCH, P.J. & BURKE, R. K.
- BATTYE, C.K. & JOSEPH, J. An investigation by telemetering of the activity of some muscle in walking. Med. Biol. Engng., 4: 125-35, Mar. 1966.
- BOWEN, W.P. & STONE, H.A. Applied anatomy and kinesiology. 7.ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1963. Apud WELLS, K.F.

- BREWER, B.J. Mechanism of injury to the musculotendinous unit. Instruct. Course Lect., 17: 354-8, 1960. Apud AGRE, J.C.
- CAMPBELL, D.C. & GLENN, W. Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscetomies, ligamentous repairs, and condromalacia. Phys. Ther., 62(1): 10-5, Jan. 1982.
- CARLSÖO, S. The initiation of walking. Acta anat., 65: 1-8, 1966.
- DOSS, W.S. & KARPOVICH, P.V. A comparison of concentric, eccentric and isometric strength of elbow flexors. J. Appl. Physiol., 20: 351-3, 1965. Apud SMIDT, G.L.
- EKHOLM, J.; NISELL, R.; ARBORELIUS, U.P.; HAMMERBERG, C.; NÉMETH, G. Load on knee joint structures and muscular activity during lifting. Scand. J. Rehabil. Med., 16(1): 1-9, 1984.
- ERICSON, M.O.; NISELL, R.; ARBORELIUS, U.P.; EKHOLM, J. Muscular activity during ergometer cycling. Scand. J. Rehabil. Med., 17(2): 53-62, 1985.
- FUJIWARA, M. & BASMAJIAN, J.V. Electromyographic study of two-joint muscle. Am. J. Phys. Med., 54(5): 232-42, Oct. 1975.
- FURLANI, J.; VITTI, M.; BÉRZIN, F. Musculus biceps femoris, long and short head: an electromyographic study. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 17(1): 13-9, Jan. 1977.

- GHORI, G.M.V. & LUCKWILL, R.G. Responses of the lower limb to load carrying in walking man. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 54(2): 145-50, 1985.
- GRAIG, T.T., ed. American Medical Association Comments in Sports Medicine: 25-7, 1973. Apud AGRE, J.C.
- GRIMM, Z. A study of combined exercise techniques used in the post-operative treatment of the knee joint. J. Ass. Phys. Ment. Rehabil., 17(2): 44-7, Mar./Apr. 1963.
- HILL, A.V. Production and absorption of work by muscle. Science, 131: 879-903, 1960. Apud SMIDT, G.L.
- HIRSCHBERG, G.G. & NATHANSON, M. Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits. Archs. Phys. Med., 33: 217-25, Apr. 1952.
- HOUTZ, S.J. & FISCHER, F.J. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. J. Bone Jt. Surg., 41A(1): 123-33, Jan. 1959
- _____ ; LEBOW, M.J.; BEYER, F.R. Effect of posture on strength of the knee flexor and extensor muscles. J. Appl. Physiol., 11: 475-80, 1957.
- JOSÉ, L.J. & FURLANI, J. Simultaneous EMG of biceps femoralis, semimembranosus and semitendinosus muscles in the flexion movement in ergometer bicycle. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 24(7): 561-9, Nov./Dec. 1984.
- JOSEPH, J. The pattern of activity of some muscles in women

walking on high heels. Ann. Phys. Med., 12(7): 295-9, 1968.

JOSEPH, J. & NIGHTINGALE, A. Electromyography of muscles of posture: Thigh muscles in males. J. Physiol., 126: 81-5, 1954.

_____ & _____. Electromyography of muscles of posture: Leg and thigh muscles in women, including the effects of high heeled. J. Physiol., 132: 465-8, 1956.

_____ & WATSON, R. Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. J. Bone Jt. Surg., 49B(4): 774-80, Nov. 1967.

_____ ; NIGHTINGALE, A.; WILLIAMS, P.L. A detailed study of the electric potentials recorded over some postural muscles while relaxed and standing. J. Physiol., 127: 617-25, 1955.

KAPANDJI, J.A. Cuadernos de fisiologia articular. 3.ed. Barcelona, Toray-Masson, 1977. v.2, p. 74-9; 130-5; 156.

KELLEY, D.L. Kinesiology: fundamentals of motion description. New Jersey, Prentice-Hall, 1971. p. 105-16; 144-61; 168 - 73; 215-30.

KENDALL, H.D.; KENDALL, F.P.; WADSWORTH, G.E. Músculos; provas e funções. 2.ed. São Paulo, Manole, 1980. p. 176-7.

KOMI, P.V. Mechanical and electrical behavior of human muscle during maximal concentric and eccentric contraction. In: NELSON, R.C. & MOREHOUSE; C.A., eds. Biomechanics IV.

- Baltimore, M.D., University Park Press, 1974. p. 428-33.
Apud LUNNEN, J.D. et alii.
- KRAMER, J.F. & REID, D.C. Backward walking: a cinematographic and electromyographic pilot study. Physiother. Canada, 33(2): 77-86, Mar./Apr. 1981.
- LEHMKUHL, L.D. & SMITH, L.K. Brunnstrom - cinesiologia clínica. 4.ed. São Paulo, Manole, 1987. p. 7; 40-4; 60-2 ; 66-8; 129-30; 132-49; 295-317.
- LUNNEN, J.D.; YACK, J.; LEVEAU, B.F. Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. Phys. Ther., 61(2): 190-5, Feb. 1981.
- MANN, R.A. Biomechanics of running. In: MACK, ed. American Academy of Orthopedic Surgeon's Symposium on the foot and leg in running sports. St. Louis, Mosby, 1982. p. 1-29.
Apud AGRE, J.C.
- _____ & HAGY, J.L. Running, jogging and walking: a comparative electromyographic and biomechanical study. In: BATEMAN & TROTT, eds. The foot and ankle. New York, Thieme-Stratton, 1980. Apud AGRE, J.C.
- MARCO, A. Estudo eletromiográfico do músculo tibialis anterior, durante a pedalção em bicicleta ergométrica, com o pé na posição normal em inversão e eversão. Piracicaba , 1985. [Tese (Mestrado)-Fac. Odontologia - UNICAMP].
- MARKEE, J.E.; LOGUE, J.T.; WILLIAMS, M.; STANTON, W.B.; WRENN, R.N.; WALKER, L.B. Two-joint muscles of the thigh. J. Bo

ne Jt. Surg., 37A(1): 125-42, Jan. 1955.

MOSSBERG, K. & SMITH, L.K. Axial rotation of the knee in adults females. (submitted for publication). Apud LEHMKUHL, L.D. & SMITH, L.K.

MURRAY, M.P.; GARDNER, G.M.; MOLLINGER, L.A.; SEPIC, S.B. Strength of isometric and isokinetic contractions, Knee muscles of men aged 20 to 86. Phys. Ther., 60(4): 412-9, Apr. 1980.

_____ ; GUTEN, G.N.; MOLLINGER, L.A.; GARDNER, G.M. Kinematic and electromyographic patterns of olympic race walkers. Am. J. Sports. Med., 11(2): 68-74, Mar./Apr. 1983.

OLSON, V.L.; SMIDT, G.L.; JOHNSTON, R.C. The maximum torque generated by the eccentric, isometric and concentric contractions of the hip abductor muscles. Phys. Ther., 52 : 149-58, 1972. Apud SMIDT, G.L.

PORTNOY, H. & MORIN, F. Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. Am.J.Physiol., 186: 122-6, 1956.

RASCH, P.J. & BURKE, R.K. Cinesiologia e anatomia aplicada ; a ciência do movimento humano. 5.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1977. p. 42-3; 145; 159-63; 320-3; 341; 346-7.

SIMONSEN, E.B.; THOMSEN, L.; KLAUSEN, K. Activity of mono and biarticular leg muscles during sprint running. Eur.J. Appl.Physiol.Occup.Physiol., 54(5): 524-32, 1985.

- SMIDT, G.L. Biochemical analysis of knee flexion and extension. J. Biomechanics, 6: 79-92, Jan. 1973.
- SNEDECOR, G.W. & COCHRAN, W.G. Statistical Methods. 7.ed. Ames, Iowa, Iowa State University Press, 1980. 505 p.
- SODERBERG, G.L. & COOK, T.M. Electromyography in biomechanics. Phys. Ther., 64(12): 1813-20, Dec. 1984.
- SUZUKI, R. Function of the leg and foot muscles from the viewpoint of the electromyogram. J. Jap. Orthop. Surg. Soc., 30(6): 67-78, 1956.
- TOKUHIRO, A.; NAGASHIMA, H.; TAKECHI, H. Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. Archs phys. Med. Rehabil., 66(9): 610-3, Sept.1985.
- TOWNSEND, M.A.; SHIAVI, R.; LAINHART, S.P.; CAYLOR, J. Variability in synergy patterns of leg muscles during climbing, descending and level walking of highly-trained athletes and normal males. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 18(1): 69-80, Jan. 1978.
- VREDENBERGT, J. & RAU, G. Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In: DESMEDT, S., ed. New development in electromyography and clinical neurophysiology. Basel, Switzerland, Karger, 1973. Apud LUNNEN, J.D. et alii.
- WAHRENBERG, H.; LINDBECK, L.; EKHOLM, J. Knee muscular moment, tendon tension force and EMG during a vigorous movement in man. Scand.J.Rehabil.Med., 10(2): 99-106, 1978.

WATKINS, M.P.; HARRIS, B.A.; WENDER, S.; ZARINS, B.; ROWE, C.
R. Effect of patellectomy on the function of the quadri-
ceps and hamstrings. J. Bone Jt. Surg., 65A(3): 390-5 ,
Mar. 1983.

WELLS, K.F. Kinesiology; the scientific basis of human mo-
tion. 5.ed. Philadelphia, Saunders, 1971. p. 34-5; 262-
3; 284; 287-9.

WHEATHEY, M.D. & JAHNKE, W.D. Electromyographic study of the
superficial thigh and hip muscles in normal individuals.
Archs Phys. Med., 32: 508-15, 1951. Apud BASMAJIAN, J.V.

WILLIAMS, M. & STUTZMAN, L. Strength variation through the
range of joint motion. Phys. Ther. Rev., 39(3): 145-52 ,
1959.

WIRHED, R. Atlas de anatomia do movimento. São Paulo, Mano-
le, 1986. p. 11-4; 45-54.