

MAURO GONÇALVES

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MM. BÍCEPS FEMURIS (CAPUT LONGUM) E
SEMITENDINOSUS EM MOVIMENTOS NOS PLANOS DIAGONAL E SAGITAL

*Este exemplar foi
devidamente corrigido conforme
revisão CCPG 1036/83
Piracicaba 16/108/91
Bérzini*

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM CIÊNCIAS" - ÁREA DE
FISIOLOGIA E BIOFÍSICA DO SISTEMA
ESTOMATOGNÁTICO.

ORIENTADOR: PROF. DR. FAUSTO BÉRZINI†

PIRACICABA

1991

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

AGRADECIMENTOS

A INEZ

e

ELENITA

Pelo amor e incentivo

Ao **MARCOS**

e

MARILEI

Pela confraternidade

Ao Professor Doutor FAUSTO BÉRZIN, professor livre docente do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/ UNICAMP, por ter dado à mim, cada vez mais, o estímulo para seguir no caminho dos estudos em eletromiografia. Pela sua segurança e grande disposição na orientação nesta pesquisa.

Ao Professor Doutor DÉCIO TEIXEIRA, professor titular do Departamento de Fisiologia e Coordenador do Curso de Pós Graduação em nível de Mestrado em Fisiologia e Biofísica do Sistema Estomatognático no qual incentivou-me e possibilitou-me o desenvolvimento científico.

MEU RECONHECIMENTO E AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Carlos Alberto Vogt, Digníssimo Reitor da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, pelo incentivo à pesquisa nesta Universidade.

Ao Professor Doutor Renato Roberto Biral, Digníssimo Diretor da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP, pelo apoio e incentivo à pesquisa nesta Faculdade.

Ao Professor Doutor Thales Rocha de Mattos Filho, Coordenador da Comissão de Pós Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP pela dedicação à pesquisa nesta Faculdade.

Aos Professores do Departamento de Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba/UNICAMP, Professor Doutor Décio Teixeira, Professora Doutora Maria Cecília Ferraz de Arruda Veiga, Professor Doutor Alcides Guimarães, Professor Doutor João Leonel José, pelo empenho e dedicação na transmissão de seus conhecimentos desta fascinante ciência.

Aos Professores do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP Rio Claro e em particular a Professora Doutora Maria Alice Rostom de Mello e professora Mestre Liliam Bucken Gobbi pela atenção dedicada a este trabalho.

Aos Professor Doutor José Maria de Camargo Barros ex-chefe do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP Rio Claro e Professora Doutora Vera Lúcia Simões da Silva atual chefe do mesmo Departamento que sempre deram me seu apoio quando exercendo esta função.

Ao Professor Carlos Alberto Anaruma do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP Rio Claro, pelo seu tempo dedicado na arte fotográfica apresentada na metodologia deste trabalho.

Aos Professor Doutor Paulo Curi do Instituto de Biociências da UNESP Botucatu e Professor Mestre Antonio Carlos Simões Pião do Departamento de Estatística da UNESP de Rio Claro, pela orientação estatística.

Aos alunos do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da UNESP campus de Rio Claro pelo voluntariado nas experimentações.

À Bibliotecária Suely de Brito Clemente Soares do Instituto de Biociências da UNESP Rio Claro, pela revisão do texto.

À Secretária da Comissão de Pós Graduação da Faculdade de Odontologia de Piraciaba/UNICAMP, Senhora Ana Maria Cossa de Arruda Oliveira, pela ajuda.

Aos amigos e companheiros de turma do Curso de Fisiologia e Biofísica do Sistema Estomatognático pelo estímulo e amizade.

Aos Funcionários do Departamento de Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Piraciaba/UNICAMP, Secretária Senhora Shirley Rosana Sbravati Moreto e ao Técnico Senhor Carlos Alberto Aparecido Feliciano pela ajuda.

Aos membros do Pólo computacional da UNESP Rio Claro, pelas orientações na área da computação, que permitiram maior precisão na elaboração deste estudo.

MEU RECONHECIMENTO E GRATIDÃO

CONTEÚDO

	Página
1 - INTRODUÇÃO.....	09
2 - REVISTA DA LITERATURA.....	13
2.1 - aspectos cinesiológicos.....	14
2.2 - estudos eletromiográficos.....	17
2.3 - movimentos contra resistência mecânica.....	26
3 - PROPOSIÇÃO.....	28
4 - MATERIAL E MÉTODOS.....	30
5 - RESULTADOS.....	57
6 - DISCUSSÃO.....	86
7 - CONCLUSÕES.....	103
8 - RESUMO.....	106
9 - SUMMARY.....	109
10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	112

INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

Durante períodos de treinamentos ou exercícios terapêuticos o ser humano passa a se defrontar com exigências que lhe são impostas para melhoria de sua força ou de sua resistência, podendo ser limitado no seu desempenho pelas estruturas anatômicas assim como pelas respostas neuromusculares intrínsecas e aprendidas anteriormente. Quando se apresenta uma deficiência devido às lesões, o indivíduo apresenta dificuldades em responder ainda mais a estas exigências.

Neste intuito, existem técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva que se propõem a auxiliar o indivíduo na reabilitação ou na melhora de sua condição física, como aquelas que compõem o Método Kabat (VOSS et al, 1987), que são técnicas que impõem ao indivíduo exigências onde se busca dele a melhor resposta.

Uma vez que o indivíduo apresente alguma alteração neuromuscular ou pretenda uma melhor condição física para determinadas atividades, como por exemplo as desportivas, os movimentos utilizados como terapia ou treinamento devem ser específicos, com intuito de se atingir o fim proposto (BARBANTI, 1979), e pode-se associar a este intuito a técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva que podem ser definidas como aquelas "destinadas a promover ou acelerar a resposta do mecanismo neuromuscular por meio da estimulação dos proprioceptores" (COOPER & GLASSOW, 1973, VOSS et al, 1987).

Os padrões de movimento para a facilitação neuromuscular

proprioceptiva são padrões de movimento em massa, básicos em todos os tipos de técnicas específicas que compõe este método. Este movimento em massa é uma característica da atividade motora normal do ser humano, onde as diversas combinações de movimentos requerem reações de encurtamento e alongamento em muitos músculos e em graus diferentes.

As formas de movimento em massa da facilitação neuromuscular proprioceptiva são de caráter espiral e diagonal e se assemelham muito aos movimentos empregados no esporte e atividades de trabalho.

Este caráter espiral e diagonal está em coincidência com as características espirais e rotacionais dos ossos e articulações do esqueleto e seus ligamentos, tanto ao nível microscópico como macroscópico. Este tipo de movimento está de acordo com a topografia das inserções musculares, além das características estruturais de cada músculo em particular (VOSS et al, 1987).

Estes padrões de características espiral e diagonal da facilitação talvez proporcionem relações biomecânicas e fisiológicas para uma contração muscular mais eficiente, como uma posição inicial que vai desde o máximo alongamento até a posição final onde se atinge seu máximo encurtamento. Com esta característica, estes padrões de movimento como citado por ENOKA, (1988) podem normalmente atingir os efeitos do alongamento, como a obtenção de flexibilidade e aumento da amplitude de movimento através das técnicas específicas que compõem o método .

Estes padrões de movimentos são indicados para atuarem em

grupos musculares específicos, normalmente com auxílio de um terapeuta, permitindo assim a aplicação das técnicas específicas.

A partir desta característica, procurou-se através da literatura, qual seria a possibilidade em se executar estes padrões de movimento sem o auxílio do terapeuta, e encontrou-se a indicação de VOSS et al, (1987) que sugere o emprego de polias de parede após determinada fase do treinamento ou tratamento, principalmente quando o indivíduo já tenha adquirido a conscientização do padrão de movimento proposto. O que não foram encontrados são estudos científicos que relatassem a eficiência da contração muscular pela utilização deste tipo de equipamento.

Ao mesmo tempo verificou-se que este tipo de polias é utilizado para movimentos realizados no plano sagital na maioria dos centros de reabilitação ou de treinamento, sendo pouco utilizado para padrões de movimento dentro de um plano diagonal.

Baseado até o momento na escassez de dados na literatura a respeito de uma comparação entre os movimentos comumente realizados no plano sagital, com aqueles movimentos realizados no plano diagonal ou tridimensional sugeridos por Kabat apud VOSS et al, (1987), realizou-se esta comparação, com e sem administração de resistência mecânica através das polias, tendo a eletromiografia como meio de quantificação da atividade muscular, que registrou os potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo que são especificados como motores principais durante os movimentos estudados neste trabalho.

2.1 - ASPECTOS CINESIOLÓGICOS

Estudos cinesiológicos apontam unanimemente a ação do músculo semitendíneo como sendo o principal músculo da flexão do joelho, (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GRAY, 1977; RASH & BURKE, 1977; GARDNER & col., 1978; DANIELS & WORTHINGHAM, 1987; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980; HAMILTON, 1982; HAY & REID, 1985).

Nas provas de função muscular, para verificação de força muscular do músculo semitendíneo, o examinador roda a tibia medialmente para melhor alinhamento do músculo enfatizando sua ação (DANIELS & WORTHINGHAM, 1987; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980).

O músculo semitendíneo é também motor principal da rotação medial da coxa, devido ao fato de os músculos que se fixam para dentro do eixo vertical de rotação do joelho tracionarem para trás a parte interna do platô tibial, quando o joelho está fletido e também rotador medial do quadril (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; RASH & BURKE, 1977; KAPANDJI, 1987; KENDALL, KENDALL, & WADSWORTH, 1980; WEINECK, 1984; HAY & REID, 1985; WIRHED, 1986).

O mesmo músculo, atua ainda na extensão do quadril por estar inserido sobre o ramo ísquio púbico, atrás do plano

frontal que passa pelo centro da articulação do quadril (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GRAY, 1977; RASH & BURKE, 1977; KAPANDJI, 1987; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980; HAMILTON, 1982; JACOB & col. 1984; WEINECK, 1984; HAY & REID, 1985).

O semitendíneo tem, juntamente com o semimembranoso, função de freio para a rotação lateral da tíbia quando o joelho está em flexão; ajuda na rotação medial do quadril (RASH & BURKE, 1977; KAPANDJI, 1987; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980) e atuam na adução do quadril contra resistência a partir da abdução do quadril (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

O bíceps da coxa (cabeça longa) tem sido classificado funcionalmente como flexor do joelho. (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GRAY, 1977; GARDNER & col. 1978; DANIELS & WORTHINGHAM, 1987; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980; HAMILTON, 1982; WEINECK, 1984; HAY & REID, 1985).

Para verificação da força muscular existem as provas de função muscular, sendo que para se testar o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) o examinador roda a tíbia lateralmente para melhor alinhamento do músculo e enfatizar a sua ação (DANIELS & WORTHINGHAM, 1987; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980). Com isto, percebe-se sua outra ação como rotador lateral, pelo fato de se fixar para fora do eixo vertical do joelho e ao tracionar para trás a parte externa do platô tibial ele o faz rodar de tal forma que o pé se dirija para fora durante a flexão do joelho (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985;

GREENLAW apud BASMAJIAN, 1985; RASH & BURKE, 1977; KAPANDJI, 1987; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980; WEINECK, 1984; HAY & REID, 1985; WIRHED, 1986).

O biceps da coxa (cabeça longa) é também responsável pela extensão do quadril (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GRAY, 1977; RASH & BURKE, 1977; DANIELS & WORTHINGHAM, 1987; KAPANDJI, 1987; HAMILTON, 1982); sendo que WEINECK (1984), HAY & REID (1985) relatam que isto ocorre efetivamente quando a perna está apoiada sobre o solo. Também existe uma ação acessória na rotação lateral do quadril (RASH & BURKE, 1977; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980).

Quanto à ação simultânea dos isquiotibiais, eles são importantes retificadores da pelve quando esta se bascula para diante e são, neste movimento, os primeiros a entrarem em ação principalmente quando os joelhos estão estendidos. Também apresentam importância fundamental para a locomoção, o que explica sua enorme força contrátil, além de terem um componente adutor importante (KAPANDJI, 1987; WEINECK, 1984).

De acordo com as leis que governam as relações de comprimento-tensão do músculo, a eficiência dos isquiotibiais como extensores do quadril ocorre quando o joelho é estendido simultaneamente, sendo que na flexão do joelho o quadril deve ser fletido simultaneamente para que sejam flexores mais eficientes do joelho existindo portanto uma relação de antagonismo-sinergismo entre isquiotibiais e quadríceps, sobretudo o reto anterior (KAPANDJI, 1987; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

Em estudos sobre a flexão isométrica máxima do joelho em relação a posição do quadril estendido e fletido em estudantes do sexo masculino, WILLIANS & STUTZMAN apud LEHMKUHL & SMITH, (1987), verificaram que com o quadril estendido, a força de flexão isométrica máxima era menor (aproximadamente 55 graus, 27 Kg.), em relação ao quadril fletido, em que a força de flexão isométrica máxima foi maior (aproximadamente 55 graus, e aproximadamente 45 Kg.).

2.2 - ESTUDOS ELETROMIOGRÁFICOS

Eletromiograficamente, os músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) foram estudados por ARIENTI (1948), em muitas situações, como durante a marcha, onde constatou-se a ação do semitendíneo durante a fase de oscilação, sendo, portanto, um flexor do joelho, enquanto o semimembranoso age na fase de apoio e é, prevalentemente, extensor do quadril.

No movimento isolado voluntário, o semitendíneo e o semimembranáceo agem simultaneamente como flexores da perna sobre a coxa. As duas porções (curta e longa) do bíceps da coxa são flexoras do joelho no movimento isolado.

Na marcha, ARIENTI (1948), verificou que a porção longa durante a fase de apoio atua quase inteiramente como extensora do quadril. A ação do bíceps da coxa resulta ainda da atividade dos componentes individuais do músculo, que podem ou não contrair simultaneamente.

No mesmo músculo, as fibras não se contraem simultaneamente mas o movimento propaga-se como uma onda de um grupo de fibras

a outro, de maneira muito lógica sob o ponto de vista da função.

A ação isolada do semitendíneo e bíceps da coxa, em praticamente todas as possibilidades de movimento, foi estudada por WHEATLEY & JAHNKE (1951). Sobre o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) verificaram, através dos registros dos potenciais de ação, que ele age nos movimentos de extensão do quadril, rotação lateral do quadril após extensão deste, adução da coxa contra resistência, flexão do joelho e rotação lateral da tíbia, tendo maior atividade na rotação lateral do quadril em extensão e a atividade diminuída durante a rotação medial com o quadril estendido.

Quanto ao músculo semitendíneo, WHEATLEY & JAHNKE (1951) verificaram que este apresentava potenciais de ação durante a extensão do quadril, rotação medial do quadril, adução do quadril contra resistência, flexão do joelho e rotação medial da tíbia, tendo sua atividade aumentada durante a rotação medial do quadril com este estendido, e atividade diminuída durante a rotação lateral do quadril, com este em extensão. Com este estudo, WHEATLEY & JAHNKE (1951) concluíram que as diferenças posturais afetaram a extensão da atividade dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo durante os movimentos acima estudados.

A atividade eletromiográfica dos músculos reto da coxa e bíceps da coxa, durante movimentos ativos e passivos e em velocidades diferentes, foi estudada por BIERMAN & RALSTON (1965) através da flexão ativa e passiva do joelho em quatro velocidades diferentes. Estes autores verificaram que no

movimento passivo não era registrada nenhuma atividade eletromiográfica a partir do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), sendo que durante o movimento ativo, os potenciais para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) foram maiores quanto à amplitude no início do movimento, diminuindo gradualmente e cessando no final. Os mesmos autores observaram a atividade elétrica no músculo bíceps da coxa (cabeça longa) no final do movimento de extensão do joelho, provavelmente para minimizar o trabalho como prevenir danos aos tecidos locais. Com isto, BIERMAN & RALSTON (1965) propõem que a flexão e extensão do joelho, no corpo humano normal, emprega um padrão de atividade muscular que minimiza o trabalho e, ao mesmo tempo, serve para evitar danos aos tecidos locais, sendo que o período de silêncio elétrico do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), antes do término do movimento, pode ser devido ao componente passivo do movimento como a inércia.

O posicionamento das articulações reflete nos níveis de ação muscular e deve ser levado em consideração para cada indicação de exercícios, como foi mostrado por FISCHER & HOUTZ (1968), que estudaram a influência do posicionamento das articulações nos níveis de ação dos músculos "hamstring" (medial e lateral), sendo que existiu a maior ação do semitendíneo no movimento de extensão do quadril, e o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) obteve maior atividade no movimento de extensão com rotação lateral do quadril. Quando o tronco era apoiado, FISCHER & HOUTZ (1968) registraram os potenciais à medida que o indivíduo executava extensão da coxa, extensão máxima da coxa combinada com rotação lateral, abdução

livre ou com resistência e retomava a posição inicial. Em todos esses movimentos observou-se potenciais nos "hamstrings", sendo que, no movimento de extensão, a atividade foi maior para o semimembranoso e semitendíneo e, no movimento de rotação lateral do quadril, a atividade foi maior para o bíceps da coxa (cabeça longa), diminuindo para o semimembranoso e semitendíneo.

Em decúbito ventral, com fixação da pelve, extensão da coxa com joelho fletido e resistência sobre a região posterior da coxa realizou extensão do quadril e exibiu maior atividade nos sacroespinhais e semimembranoso e semitendíneo.

No mesmo movimento, sem fixação pélvica, a atividade do sacroespinhal aumentou, assim como dos "hamstrings" medial e lateral. Na mesma posição e com joelho estendido executou o mesmo movimento, aumentou a atividade de todos os músculos, sendo maior nos semimembranoso e semitendíneo.

A extensão do quadril fletido é desempenhada primariamente pela ação dos "hamstrings", enquanto que a extensão, depois da posição em pé relaxada, está associada à forte contração do glúteo máximo.

MURPHEY, BLANTON & BIGGS (1971) estudaram simultaneamente os músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa), nas posições em pé numa superfície plana, em declive e aclive de 11, 20 e 27 graus, balançando para frente e para trás a partir dos tornozelos, flexionando o joelho a 20 e 90 graus e ficando em pé na ponta dos dedos. Houve uma diferença significativa apenas na atividade entre o vasto lateral (mais ativo durante a contração isométrica) e o vasto medial (mais ativo nas

contrações isotônicas no estágio final da extensão) e, em todos os casos, os pacientes com flexão de joelho exibiram maior atividade do quadríceps do que aqueles com hiperextensão. A atividade do semitendíneo não foi significativa.

A ação específica das porções longa e curta do bíceps da coxa foram estudadas por FURLANI, VITTI & BÉRZIN (1973, 1977) nos movimentos na posição ortostática obtendo os seguintes resultados: flexão do joelho (cabeça longa foi ativa em 9 dos 10 casos e a cabeça curta foi ativa em todos os casos), rotação lateral da tíbia (cabeça longa 4 em 10 casos, cabeça curta, 2 em 10 casos), rotação lateral do quadril com pé fixo (cabeça longa inativa, cabeça curta 4 em 10 casos), rotação lateral da perna com joelho fletido (cabeça longa 5 em 10 casos, cabeça curta 2 em 10 casos), extensão da coxa na articulação do quadril (cabeça longa 9 em 10 casos, cabeça curta inativa), flexão da coxa com tronco fletido (cabeça longa 2 em 10 casos, cabeça curta 2 em 10 casos).

Na posição ereta, com apoio somente num pé e durante os movimentos de adução da coxa e de abdução da coxa contra resistência, nenhuma atividade foi observada no músculo bíceps da coxa (cabeça longa).

Os mesmos autores verificaram que os músculos semitendíneo e bíceps da coxa, por serem biarticulares, apresentam peculiaridades em suas ações sobre cada articulação envolvida no movimento ou sobre as duas articulações simultaneamente.

Sendo assim, vários trabalhos foram dedicados a este estudo, como o realizado por FUJIWARA & BASMAJIAN (1975), que estudaram os músculos reto femoral e posteriores mediais

(semitendíneo e semimembranoso) para determinar o controle nervoso dos músculos biarticulares e suas inter-relações com outros músculos nos movimentos biarticulares. Concluíram que a atividade dos músculos biarticulares influenciam proporcionalmente as duas articulações se outro músculo trabalha como estabilizador daquela articulação, como é o caso da ação do vasto medial quando existe ação dos músculos posteriores mediais para estender o quadril. Os movimentos monoarticulares envolvendo músculos biarticulares são resultado de coordenação com outros músculos. Os músculos biarticulares isoladamente não podem trabalhar como um músculo monoarticular. O reto da coxa influencia a extensão do joelho mais do que a flexão do quadril, assim como os posteriores mediais são mais flexores do joelho do que extensores do quadril.

Baseando-se em estudos que afirmavam a atuação independente das extremidades de músculos biarticulares e em especial da articulação do quadril, BASMAJIAN (1957) realizou um estudo onde usou três eletrodos bipolares em intervalos de 1,5 polegadas para registrar os potenciais dos músculos reto da coxa, semitendíneo, e semimembranoso. Em especial para registrar a atividade do semitendíneo, posicionou-se o paciente em decúbito ventral numa mesa com as extremidades inferiores livres e os pés alcançando o solo, permanecendo os quadris numa posição flexionada passiva sobre uma mesa. Executaram-se extensões e hiperextensões dos quadris com várias posturas da articulação do joelho, o que levou a atividade das porções central, distal e proximal do semitendíneo, variando apenas a maior intensidade destas porções entre os indivíduos. Na flexão

dos joelhos com várias posturas dos quadris, as três porções se mostraram ativas com diferença de intensidade sendo que a região central apresentou intensidade dominante em relação a proximal e distal.

Especificando a cabeça longa do músculo bíceps da coxa, o trabalho de LUNNEN, YACK & LeVEAU (1981) utilizando o aparelho Cybex II, que proporciona um movimento isocinético e um eletromiógrafo, observaram que mantendo-se o momento de força do músculo constante, a atividade eletromiográfica do bíceps da coxa (cabeça longa) diminui com a distensão do músculo, embora tenha desenvolvido um maior torque na forma alongada do que na forma contraída. Quando se produzia contração máxima, a diferença era significativa somente na posição distendida, onde a atividade eletromiográfica caía significativamente em relação as outras duas posições.

Por outro lado, com torques submáximos constantes nas quatro posições de teste, a atividade eletromiográfica diminuiu, sendo que uma menor solicitação de unidades motoras é necessária para manter a mesma força com o músculo na posição alongada. Em atividade eletromiográfica submáxima constante, os músculos foram capazes de manter uma força isometricamente maior na posição alongada. Nesta fase, o torque produzido foi diferente de quando os esforços foram máximos. Concluíram que a mudança do comprimento do bíceps da coxa (cabeça longa) sem alterar o braço de força do músculo. Em posições menores, produziu uma atividade eletromiográfica significativamente maior.

Um estudo integrado, para verificação da ação dos músculos

extensores do quadril e musculatura abdominal, foi executado por MAYHEW, NORTON & SAHRMANN (1983), que avaliaram a participação relativa do extensor do quadril e a musculatura abdominal, durante o levantamento unilateral da perna com o joelho estendido no indivíduo sem influência de instruções quanto a ficar o mais relaxado possível e examinaram quantitativamente as alterações no padrão de estabilização pélvica quando a paciente era instruída para relaxar a extremidade contralateral. Os músculos estudados foram o reto do abdome, oblíquo externo do abdome e hamstring medial.

Os resultados indicaram que 9 de 11 pacientes usaram os músculos testados, hamstring medial e abdominal, durante um levantamento reto unilateral da perna na modalidade elevada. Quando instruídos a relaxar a extremidade contralateral para a modalidade relaxada, a atividade do músculo abdominal aumentou significativamente. Os achados indicam que, embora a maioria das pessoas normalmente se estabilizam com a extremidade contralateral durante um levantamento unilateral da perna reta, elas conscientemente podem alterar o padrão, o que deve ser considerado em termos de programas de treinamento.

Dentro desta literatura, não encontrou-se trabalhos que tivessem observado a ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo em movimentos que utilizem os movimentos num padrão diagonal ou "tridimensional" segundo VOSS & col. (1987), em comparação àqueles movimentos que utilizam apenas um eixo do quadril e joelho formando um padrão no plano sagital bidimensional, e ambos associados ao equipamento denominado "sistema de polias duplas".

Apenas o trabalho de SNYDER & FORWARD (1972) envolveu os músculos vasto medial, reto femoral, glúteo máximo, grupo hamstring medial e adutores do membro inferior direito, durante a flexão e extensão do joelho nos planos de movimento sagital e diagonal, cuja posição inicial era a abdução do quadril com rotação medial e flexão do joelho, e o movimento executado era a flexão, adução e rotação lateral do quadril, com extensão do joelho, sem resistência, com mudanças na velocidade de movimento (compassada e rápida) usando um metrônomo.

Através deste estudo, as autoras concluíram que todos os músculos geralmente estavam menos ativos no plano diagonal do que no plano sagital, exceto os adutores, que mostraram maior atividade. Durante movimentos rápidos, ocorreu uma mudança na interação agonista- antagonista onde os potenciais agonistas no final da amplitude foram menores que aqueles observados nos movimentos lentos, enquanto que a atividade antagonista era maior. Durante os movimentos no plano diagonal, a atividade aparecia mais cedo nos músculos adutores, hamstring medial e bíceps femoral, sendo que nos movimentos de extensão para flexão ocorreu a seguinte ordem: hamstring medial e adutores; bíceps femoral; vasto medial e reto femoral.

As autoras afirmaram que "embora vários autores sugiram que o movimento diagonal do tipo espiral seja uma forma mais natural de movimento e um meio mais efetivo de restabelecer uma função muscular balanceada, seus estudos não confirmam isso". (p.1261).

MARKOS (1979) realizou um estudo utilizando padrões de movimento no plano diagonal aplicando duas técnicas de

Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva: Contrair-relaxar e Manter-relaxar.

Os padrões diagonais do membro inferior foram: D1 (Extensão, abdução e rotação medial do quadril, extensão do joelho, e flexão plantar com eversão do tornozelo) e D2 (extensão, adução e rotação lateral do quadril, extensão do joelho e flexão plantar com inversão do tornozelo). A atividade elétrica foi monitorizada nos músculos contralaterais reto femoral, vasto medial, semimembranoso e bíceps da coxa (cabeça longa).

Com este estudo, MARKOS (1979) concluiu que existe um aumento da amplitude de movimento do membro contralateral quando aplicadas estas técnicas. A técnica contrair-relaxar produz maior aumento da amplitude de movimento no membro inferior ipsilateral e a técnica aplicada ipsilateralmente pode ajudar a prevenir a atrofia por desuso, nos músculos estudados da extremidade inferior contralateral.

2.3 - MOVIMENTOS CONTRA RESISTÊNCIA MECÂNICA

Poucos foram os trabalhos em que os equipamentos de musculação, ou seja, aqueles que oferecem resistência mecânica para fins de treinamento e reabilitação, tenham sido utilizados para registrar a ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo.

JOSÉ & FURLANI (1984) estudaram o comportamento dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranoso durante a pedalação na bicicleta ergométrica com

e sem administração de cargas (100 watts) com o pé na posição normal, invertida e evertida, nos ângulos 0-20, 20-40, 40-70, 70-90 graus, onde obtiveram a confirmação de que os músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranoso têm participação efetiva na flexão do joelho, quando o pé acha-se na posição normal. Com o pé na posição evertida, apenas os músculos semitendíneo e semimembranoso são efetivos, sendo o bíceps da coxa (cabeça longa) efetivo no movimento com o pé em posição de inversão.

SANT'ANNA (1988) estudou o bíceps da coxa (cabeça longa), o semitendíneo e o semimembranáceo nos movimentos de flexão e extensão do joelho realizados em mesa flexora, verificando o efeito da posição do pé (normal, evertido e invertido) sobre a atividade elétrica destes músculos e como se comportavam em angulações pré-estabelecidas da articulação do joelho durante estes movimentos. Concluiu que, na flexão, o músculo que apresentou maior atividade elétrica foi o semitendíneo, seguido pelo semimembranáceo, sendo que os três tiveram atividade elétrica mais intensa no intervalo de 30 a 60 graus 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; os músculos semitendíneo e semimembranáceo não tiveram suas atividades afetadas pela posição do pé. Abaixo de 30 graus, o potencial elétrico do semimembranáceo foi maior que o do semitendíneo, igualando-se a ele no intervalo de 30 a 60 graus e tornando-se menor acima de 60 graus de flexão.

PROPOSIÇÃO

3 - PROPOSIÇÃO

Pelo exposto na literatura, observa-se uma escassez de estudos eletromiográficos comparando a ação dos músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) durante os movimentos realizados no plano diagonal e no plano sagital.

Perante isto, o presente estudo propôs-se a:

a) Verificar as atividades eletromiográficas dos músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) em padrões de movimento realizados nos planos diagonal e sagital nas articulações do quadril e joelho.

b) Verificar a interferência da resistência nos padrões de movimentos nos planos diagonal e sagital, observando em qual deles existe o maior potencial de ação muscular, através do equipamento denominado "sistema de polias duplas",

c) Através dos resultados, verificar as formas de ação onde ocorra, maior eficiência de contração deste grupo muscular, que poderão contribuir para o treinamento, reabilitação e manutenção das atividades de vida diária.

MATERIAL E MÉTODOS

4 - MATERIAL E MÉTODOS

Os músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) foram estudados eletromiograficamente no membro inferior direito em 10 voluntários homens, sem história de doenças musculares e articulares, com idade entre 18 e 30 anos, não sedentários. Neste intuito, foi feita uma anamnese para cada sujeito e uma avaliação da amplitude articular através da goniometria.

A goniometria foi realizada com goniômetro do tipo universal, que apresenta um transferidor de metade de círculo, com graduação de 0 a 180 graus, um braço fixo e um braço móvel, que consiste nas alavancas que servem de referência, sendo a primeira fixa no segmento que não se movimenta e a segunda no segmento que realizará a amplitude de movimento que será registrada no transferidor.

A metodologia utilizada seguiu o Método Padrão indicado por BASMAJIAN (1980), em particular para as articulações do quadril, joelho e tornozelo.

Para a articulação do quadril, durante o movimento de flexão, considerou-se como amplitude normal de 0 a 115-125 graus. O voluntário permaneceu em decúbito dorsal e em bom alinhamento, o braço fixo era colocado paralelo ao eixo maior do tronco e o braço móvel colocado ao longo da linha média lateral do fêmur, em direção ao côndilo lateral. O eixo do goniômetro ficou situado na região do grande trocanter e o joelho permaneceu estendido durante o movimento.

No movimento de extensão do quadril, considerou-se de 0 a

10-15 graus e o voluntário permaneceu em decúbito ventral. A posição do goniômetro e as precauções foram aplicadas da mesma forma que na flexão do quadril.

No movimento de abdução do quadril considerou-se normal de 0 a 45 graus e mediu -se a partir da face anterior da pelve.

A posição do voluntário foi decúbito dorsal e com bom alinhamento. O braço fixo era colocado na linha entre as espinhas ilíacas antero-superiores e o braço móvel na face anterior da coxa, de forma que ficou paralelo à linha média dorsal do fêmur, em direção à linha média da patela.

No movimento de adução do quadril, considerou-se normal de 0 a 10-15 graus. Seguiu-se as mesmas posições e precauções que no movimento de abdução, sendo que para a adução o outro membro não testado era posicionado em abdução, permitindo uma adução mais evidente do segmento testado.

A rotação medial era considerada normal de 0 a 45 graus e o voluntário permaneceu sentado numa mesa, com o joelho fletido a 90 graus sobre a borda do móvel, que apoiava a coxa em todo o seu comprimento.

O braço fixo do goniômetro ficou alinhado com a linha média da tíbia, com o eixo aproximadamente na região média da patela.

Mantinha-se a posição do goniômetro aproximadamente perpendicular ao chão e o braço móvel era colocado ao longo da crista da tíbia, apontado para um ponto a meia distância entre os dois maléolos .

A rotação lateral era considerada normal de 0 a 45 graus e seguiu-se as mesmas indicações do movimento de rotação medial.

Na flexão do joelho, considerou-se normal de 0 (extensão

completa) a 120-130 graus e o voluntário permaneceu em decúbito dorsal com joelho estendido. O braço fixo do goniômetro era colocado paralelamente à linha média lateral do fêmur, numa linha que ia do côndilo lateral ao trocânter maior.

O braço móvel era colocado paralelo à linha média lateral da fíbula, na direção do maléolo lateral, de tal forma que o eixo ficava na região do condilo lateral do fêmur.

O movimento de extensão do joelho foi mensurado no retorno do movimento de flexão e usou-se a mesma técnica para a flexão.

Para o tornozelo, era considerado amplitude normal para flexão de 0 a 20 graus e extensão de 0 a 45 graus, partindo-se da posição inicial com o pé formando um ângulo reto com a perna. O voluntário permanecia sentado sobre uma mesa, com joelho fletido sobre a borda da mesa e o braço fixo do goniômetro era colocado paralelo à linha média lateral da fíbula, numa linha que ia da cabeça da fíbula ao maléolo lateral. O braço móvel era colocado paralelamente à linha média lateral do quinto metatársico.

A inversão do tornozelo ia de 0 a 40 graus e a eversão do tornozelo de 0 a 20 graus. Com o voluntário sentado e joelho fletido, colocou-se o braço fixo na face plantar do pé, o centro do goniômetro no calcâneo e executou-se os movimentos.

Os voluntários, antecipadamente ao registro dos potenciais de ação, foram submetidos a um Teste de Peso Máximo no equipamento Sistema de Polias Duplas (Figura 1) que foi utilizado como resistência mecânica. O Teste de Peso Máximo, foi proposto por BITTENCOURT (1986) e constou em executar os movimentos escolhidos para este estudo, começando com uma carga

mínima do equipamento e executando durante uma vez, sendo que e os próximos movimentos tinham uma carga acrescida e após também eram executados uma vez.

Eram realizadas no máximo três repetições, cada uma com sua carga, e nos casos onde não se obteve um resultado, deu-se um tempo de relaxamento de 5 minutos de repouso e reiniciou-se o teste.

A carga máxima era estabelecida como aquela anterior ao momento em que o indivíduo começou a referir algumas características de fadiga ou real impossibilidade de executar o movimento pelo excesso de peso.

Após o teste, utilizou-se para todos os sujeitos, 25% da carga máxima obtida, por voluntário, como sendo a resistência imposta ao movimento.

Os potenciais de ação dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, durante os dois padrões de movimento ou seja, aquele executado no plano diagonal e aquele executado no plano sagital, foram captados através de um par de eletrodos de superfície "tipo BECKMAN" (Figura 2) os quais foram dispostos na região posterior da coxa. Para o registro dos potenciais de ação do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), os eletrodos foram colocados abaixo do sulco glúteo a uma distância de 10 centímetros e lateralmente 5 centímetros da linha média da coxa. Para o registro dos potenciais de ação do músculo semitendíneo, os eletrodos foram colocados 10 centímetros abaixo do sulco glúteo e 5 centímetros medialmente da linha média da coxa.

Antes da colocação dos eletrodos, foi passada na pele,

solução álcool-éter, para retirar a gordura e melhorar o contato entre a pele e o eletrodo.

Entre os eletrodos e a pele sobre os músculos estudados, foi colocada uma pasta eletrocondutora, para diminuir as possíveis resistências à passagem do potencial elétrico.

A precisão da colocação dos eletrodos, sobre os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, foi confirmada pela realização do movimento de flexão do joelho, no qual os músculos semitendíneo e o bíceps da coxa cabeça longa são motores principais segundo GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA (1985); GREENLAW apud BASMAJIAN & DE LUCA (1985); GRAY (1977); GARDNER & col. (1978); DANIELS & WORTHINGHAM (1980); KENDALL, KENDALL & WADSWORTH (1985); HAMILTON (1982); HAY & REID (1985), o que evidenciou seu ventre muscular. Posteriormente, com os eletrodos já colocados, os movimentos foram realizados contra uma resistência manual, para observar a amplitude do registro eletromiográfico.

Assim sendo, verificou-se a relação entre o movimento de flexão do joelho e o registro eletromiográfico. A significância desta relação confirmou ou não, a perfeita colocação dos eletrodos.

Os eletrodos foram ligados num eletromiógrafo TECA *, modelo TE- 4 de dois canais (Figura 3). A calibração usada variou de 100 a 500 microvolts por divisão e a velocidade de varredura dos feixes de 370 milissegundos/divisão.

* TECA CORPORATION, USA, DOADO PELA FAPESP (PROC. MED. 70/544) E CNPq (PROC. N^o 3834/70) AO DEPTO. DE MORFOLOGIA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA - UNICAMP - S. P.

Para eliminar interferências eletromagnéticas externas, todos os registros eletromiográficos foram executados dentro de uma gaiola eletrostática (tipo Faraday) de parede de tela de cobre. O isolamento galvânico entre o sistema eletrônico e a rede de corrente alternada era garantido pela interposição de um transformador, com relação 1:1, aterrado entre o primário e o secundário e acoplado a dois condensadores 0,2. O cabo terra desse complexo era conduzido para fora da sala e unido a três barras de coperweld de 3 metros de comprimento, enterrados no solo.

Os registros eletromiográficos foram fotografados em sala escura através de uma câmara fotográfica Exa Thage Dresden, acoplada ao monitor de raios catódicos do eletromiógrafo. A câmara estava equipada com uma lente normal de 50 mm f 2.8, combinada com uma lente close-up e carregada com filme de 400 ISO a 24°C, marca Kodak Tri-X Pan, a velocidade em "B" e diafragma em 2.8.

Para conjugar a fotografia com a entrada do feixe, o estimulador de nervos do eletromiógrafo (N 5 8P Stimulator) era ligado com a chave PPS (pulsos por segundo) para a posição de Ext. Trig. Dessa forma, os feixes do eletromiógrafo desapareciam e somente davam entrada no ecran do osciloscópio de raios catódicos, quando então a câmara era disparada. Os voluntários, posicionados na posição inicial, eram instruídos para iniciarem o movimento após o comando "atenção, já".

Foram colocados pedaços de acetato, que continham numeração de 1 a 12, escrita em nankin preta, no "ecran" do osciloscópio de raios catódicos, que ao ser fotografado aparecia nas

fotografias, o que correspondia ao número do movimento que estava sendo registrado e, da mesma forma, no início do registro era fotografado o número e as iniciais do nome do voluntário avaliado naquele momento.

Todos os voluntários antes do dia de registro, executaram os movimentos várias vezes até realizarem-no so mais perfeitamente possível, para adquirirem o sentido cinestésico do movimento.

Após revelação das fotos, estas foram colocadas numa leitora de microfilmes (10x), na qual os registros eram medidos por uma prévia calibração entre a microvoltagem do eletromiograma e o tamanho do registro obtido pela leitora.

As amplitudes dos movimentos estudados foram medidas na articulação do joelho através de um eletrogoniômetro (Figura 4) construído especialmente para este trabalho, constituído por três angulações específicas, 30, 60 e 90 graus, que foram registradas concomitantemente com o eletromiograma.

O eletrogoniômetro compõe-se de duas hastes iguais, de material acrílico, com comprimento total de 47,5 centímetros, 4 centímetros de largura e 0,8 centímetros de espessura. Apresenta uma fonte geradora de raio infravermelho, que é recebido por três sensores, os quais emitem um sinal para fonte geradora de som, que está configurada para indicar especificamente as angulações de 30, 60 e 90 graus.

Para este registro simultâneo, utilizou-se uma fonte geradora de som (Figura 5) que era acionada no momento em que a articulação do joelho atingia os graus especificados acima. Durante a execução do movimento, cada vez que o

eletrogoniômetro ativava a fonte geradora de som, este era captado por um microfone que, conectado ao canal inferior do eletromiógrafo, registrava um potencial de ação no ecran, que era fotografado juntamente com o registro eletromiográfico do músculo.

Como foi fixado o eletrogoniômetro em três angulações em específico, existia a impressão no filme de três potenciais de ação que, significavam respectivamente na ordem os 30, 60 e 90 graus. Na fotografia, estes potenciais são visualizados na parte inferior e o registro eletromiográfico na parte superior. (Figuras 18 a 29).

Com isto, conseguiu-se, simultaneamente, fazer uma relação entre o ângulo articular e o potencial elétrico do músculo.

Este eletrogoniômetro foi colocado na articulação do joelho direito com fitas adesivas, que permitiam ao sujeito realizar os movimentos sem interferências ou desconforto.

Os movimentos, nos dois planos, foram realizados em mesa tipo maca e serão descritos a seguir:

MOVIMENTOS NO PLANO DIAGONAL

M1 - Em decúbito dorsal, movimento simultâneo de extensão, abdução e rotação medial do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão com adução dos dedos (Figuras 6 e 7).

M2 - Em decúbito dorsal, movimento simultâneo de extensão, adução, rotação lateral do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo e flexão com adução dos dedos (Figuras 10 e 11).

MOVIMENTO NO PLANO SAGITAL

M3 - Flexão do joelho em decúbito ventral com a tibia em posição neutra (Figuras 14 e 15).

Nos movimentos realizados no plano diagonal, o indivíduo era posicionado numa mesa tipo maca, em decúbito dorsal, sendo que inicialmente ficava na posição de partida, que consistia num movimento exatamente contrário aquele que ele iria realizar e que seria registrado eletromiograficamente.

Com isto, a posição inicial para o movimento M1 (extensão, abdução, rotação medial do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos) era a seguinte: (Figuras 6) flexão, adução, rotação lateral do quadril, com joelho estendido, flexão dorsal com inversão do tornozelo, extensão e abdução dos dedos.

Para o movimento M2 (extensão, adução, rotação lateral do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos), a posição inicial era (Figuras 10): flexão, abdução, rotação medial do quadril, com joelho estendido, flexão dorsal com eversão, extensão e abdução dos dedos.

Para o movimento realizado no plano sagital, M3 (flexão do joelho), o indivíduo era posicionado em decúbito ventral, cuja posição inicial era (Figura 14): quadril e joelho estendido em contato com a maca.

Solicitou-se ao voluntário que mantivesse o membro inferior totalmente relaxado, o que era confirmado observando o ecran do

osciloscópio do eletromiógrafo, o qual não apresentava o potencial de ação.

Após esta constatação, o voluntário realizava o movimento ao ouvir o comando "atenção, já".

Os mesmos movimentos foram realizados inicialmente sem resistência (Figuras 7, 11 e 15) e após contra uma resistência (Figuras 9, 13, e 17,) exercida pelo equipamento denominado Sistema de Polias Duplas* (Figura 1) utilizado tanto para mecanoterapia como para treinamento desportivo. Este equipamento apresenta uma altura de 1,8 metros, largura de 1 metro e comprimento de 1,37 metros. Compõem-se de dois jogos de pesos retangulares, de constituição plástica, em número de 11 unidades cada, sendo que cada unidade pesa 5kg. Existia em cada jogo de pesos há duas polias, uma superior e outra inferior, sendo que para o presente estudo utilizou-se ambas as polias, a superior para execução dos movimentos no plano diagonal e a inferior para realização do movimento no plano sagital.

* Riguetto - EQUIPAMENTOS PARA CONDICIONAMENTO FÍSICO LTDA.
CAMPINAS - S.P. - PARTE INTEGRANTE DA SALA DE MUSCULAÇÃO DO
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA DO I. B. - UNESP - RIO CLARO.

MÉTODO ESTATÍSTICO

Foi utilizada uma amostra de 10 indivíduos, combinados como "blocos", nos quais foram empregados os três fatores estudados, com as devidas pausas entre os exercícios:

FATOR A : Movimento, indicados como M1 (extensão, abdução, rotação medial do quadril, flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos, M2 (extensão, adução e rotação lateral do quadril, flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos, e M3 (flexão do joelho em decúbito ventral).

FATOR B : Carga: sem (L) e com carga (C)

FATOR C : Ângulo: 30, 60 e 90 graus.

A avaliação foi feita em dois músculos: bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo.

Para cada um dos músculos, separadamente, foi efetuada Análise de Variância - Experimento Fatorial em Blocos Aleatorizados, com os testes de interação tripla (A x B x C), interações duplas (A x B, A x C e B x C) e efeitos especiais (A, B e C).

As estatísticas F, calculadas em cada teste, foram consideradas significativas quando $p < 0,05$, onde p é a probabilidade de concluir erroneamente pela existência do efeito testado. Quando $0,05 < p < 0,10$, no caso do teste de interação. Quando $p < 0,05$ ou $0,05 < p < 0,10$, a interação foi detalhada para verificar diferenças entre níveis de um fator em cada nível do outro. Nestes casos, calculou-se a diferença mínima significativa (Δ) para contrastes entre pares de médias pelo método de TUKEY apud SNEDECOR & COCHRAN, 1980.

Figura 1 - Equipamento Sistema de Polias Duplas utilizado como resistência mecânica durante a realização dos movimentos nos planos diagonal e sagital



Figura 2 - Peça anatômica dissecada para maior precisão na colocação dos eletrodos de superfície.

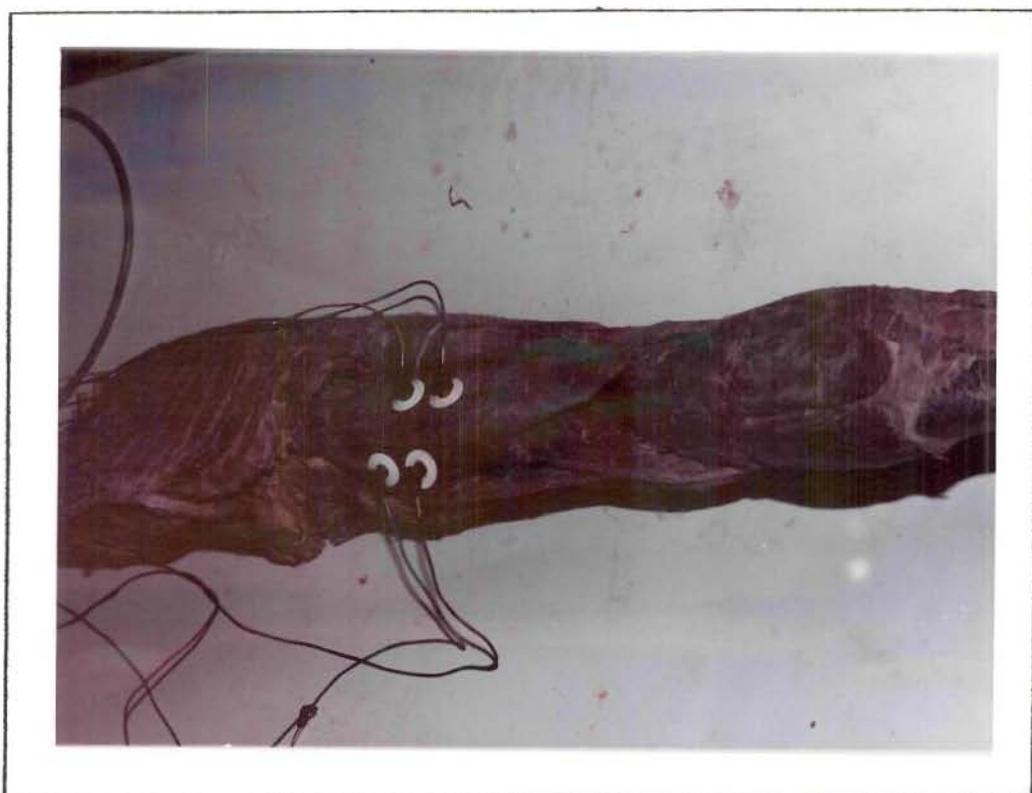


Figura 3 - Eletromiógrafo marca TECA-TE de dois canais utilizado para o registro eletromiográfico durante a realização dos movimentos nos planos diagonal e sagital.



Figura 4 - Eletrogoniômetro utilizado para registrar os ângulos de 30, 60 e 90 graus de flexão do joelho durante os movimentos nos planos diagonal e sagital.

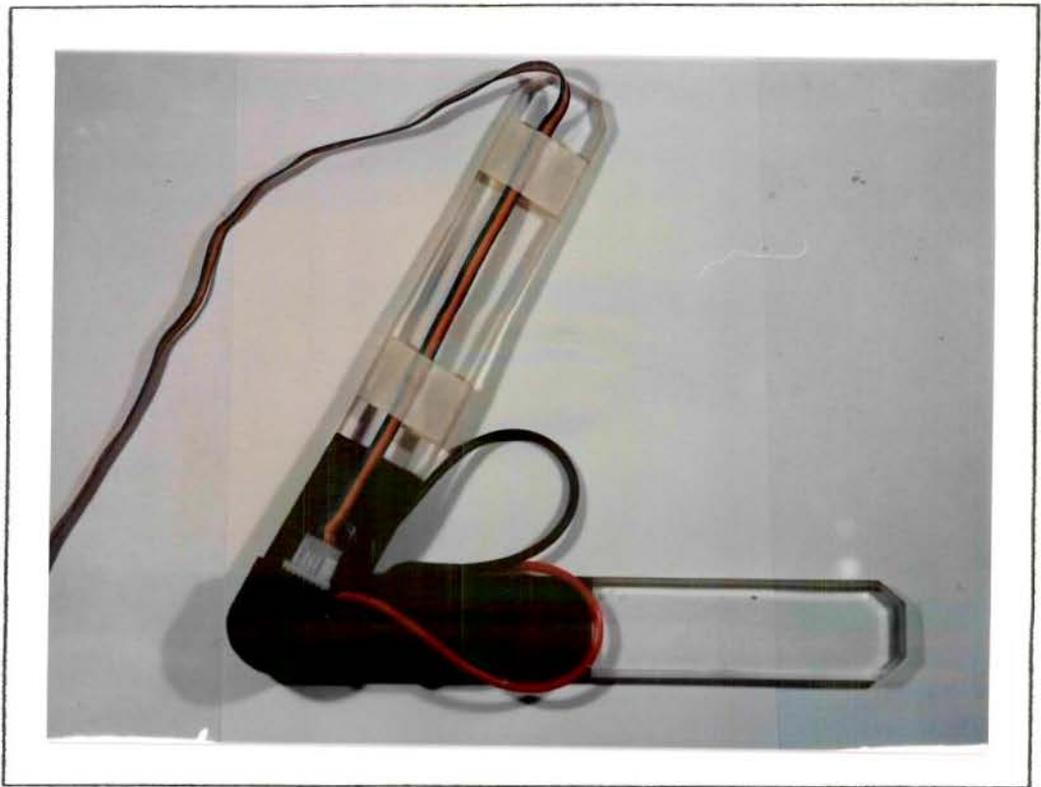


Figura 5 - Unidade sinalizadora que emite sinal sonoro durante a passagem do eletrogoniômetro nos ângulos de 30, 60 e 90 graus.

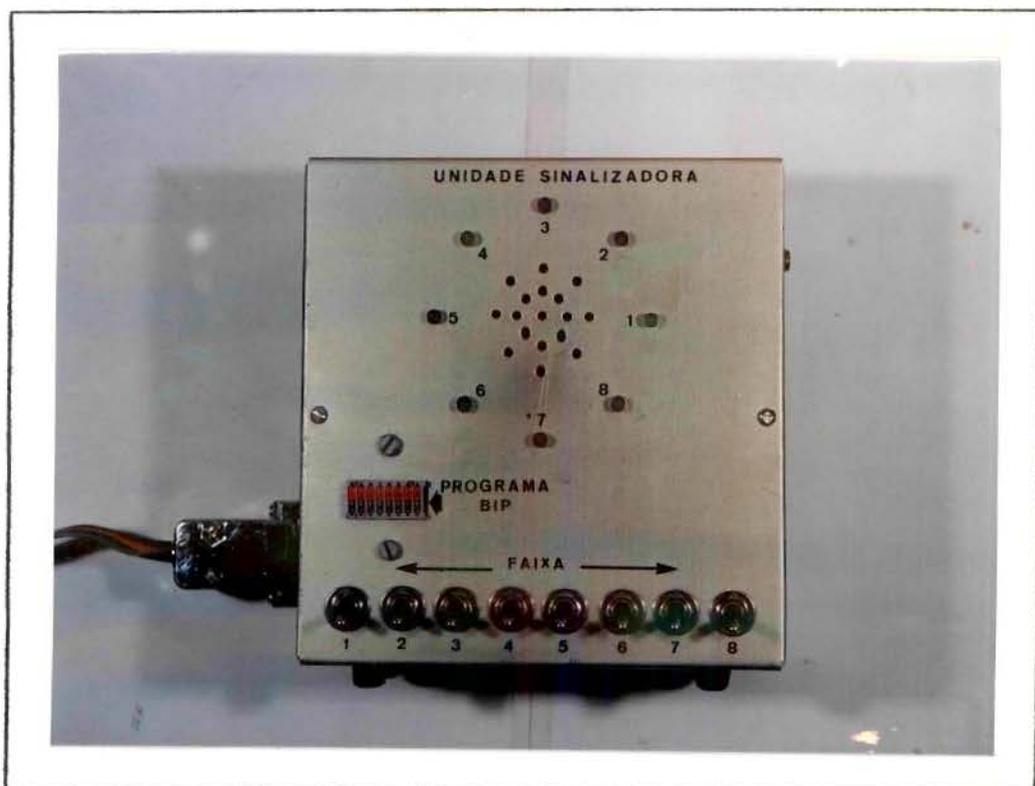


Figura 6 - Posição inicial do M1 (decúbito dorsal, flexão, adução e rotação lateral do quadril, com joelho estendido, flexão dorsal com inversão do tornozelo, extensão com abdução dos dedos) sem aplicação de carga.

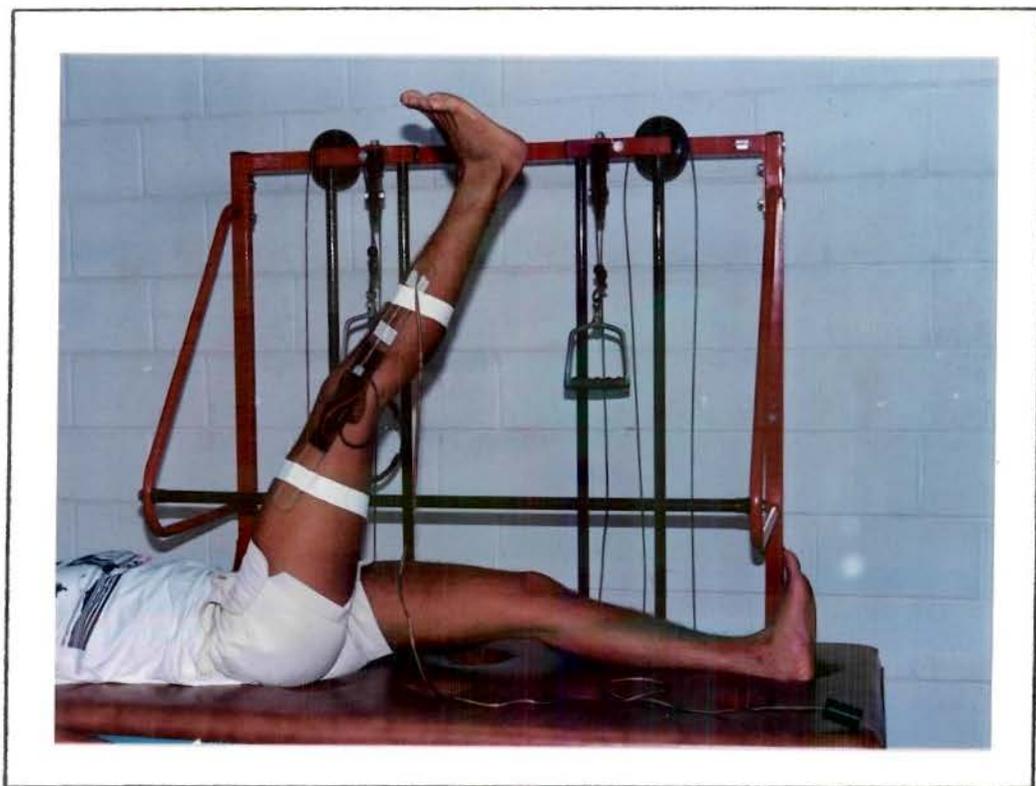


Figura 7 - Posição final do M1 (decúbito dorsal, extensão, abdução e rotação medial do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão com adução dos dedos) sem aplicação de carga.

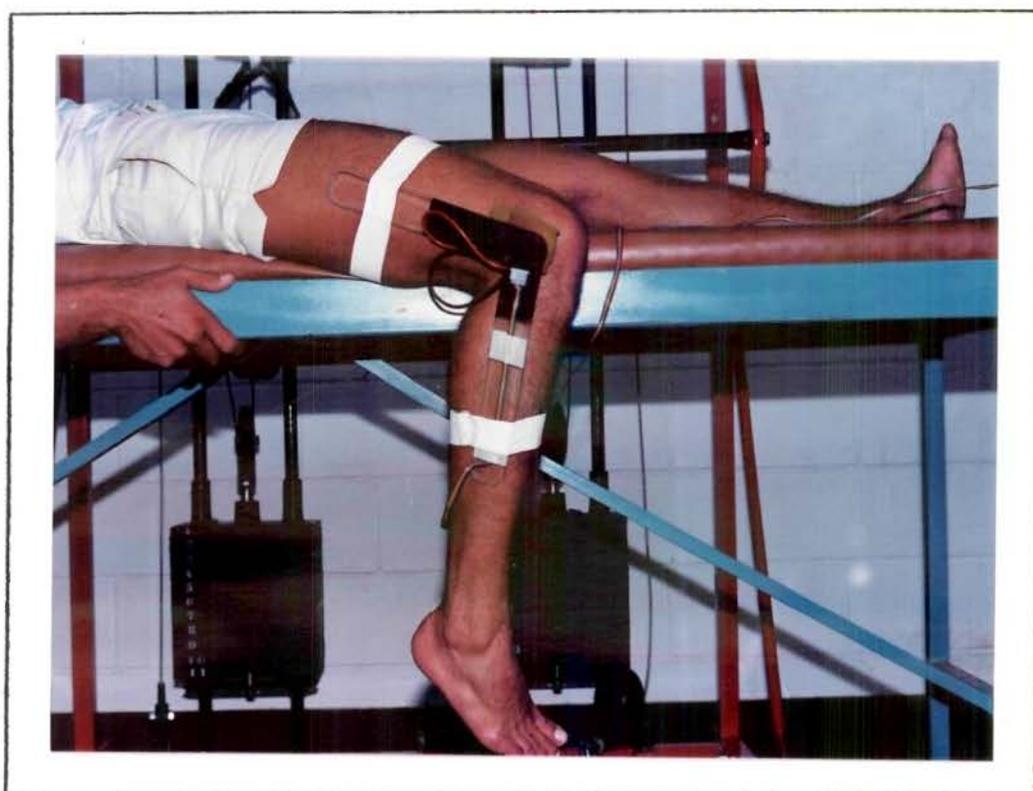


Figura 8 - Posição inicial do M1 (decúbito dorsal, flexão, adução e rotação lateral do quadril, com joelho estendido, flexão dorsal com inversão do tornozelo, extensão com abdução dos dedos) com aplicação de carga.

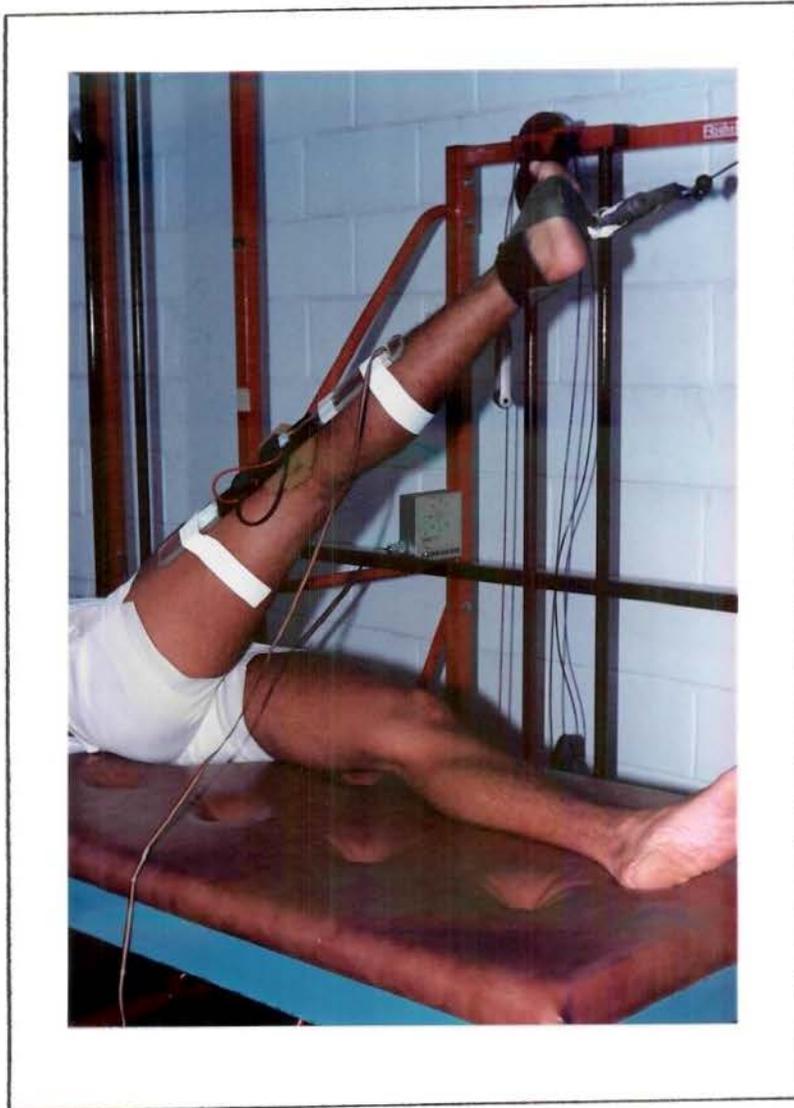


Figura 9 - Posição final do M1 (decúbito dorsal, extensão, abdução e rotação medial do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão com adução dos dedos) com aplicação de carga.

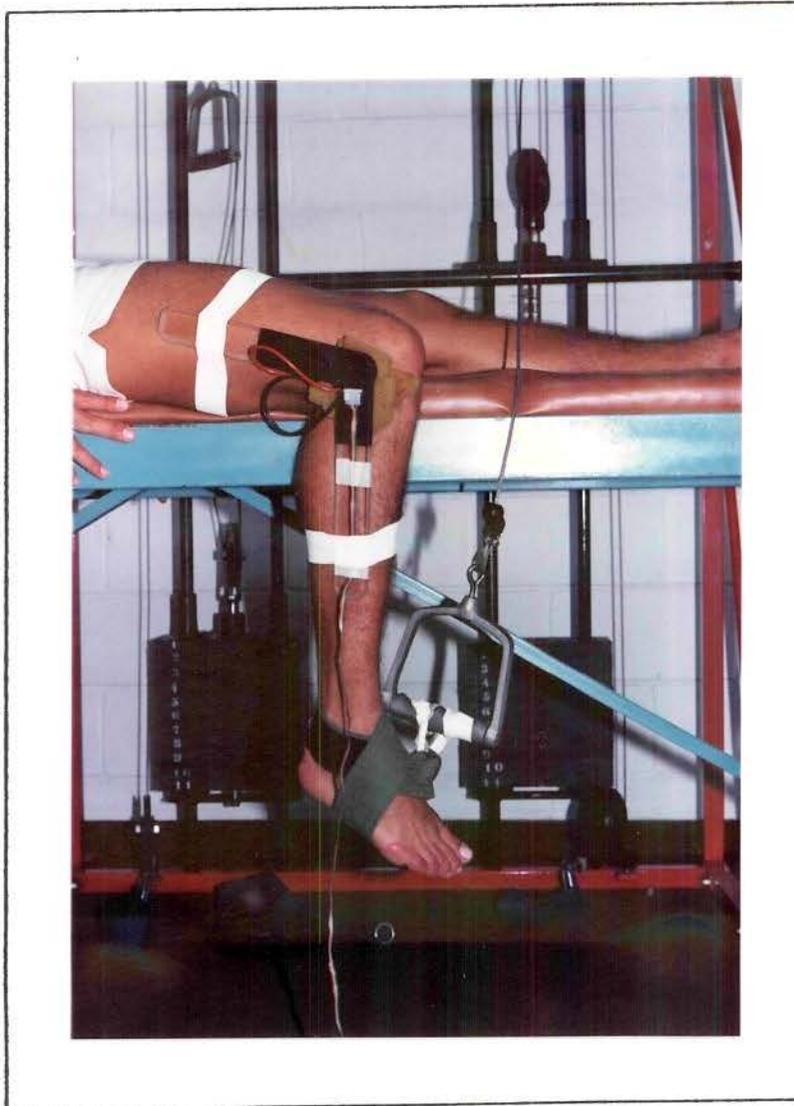


Figura 10 - Posição inicial do M2 (decúbito dorsal, flexão, abdução, rotação medial do quadril, com joelho estendido, flexão dorsal com eversão do tornozelo e extensão com abdução dos dedos), sem aplicação de carga.

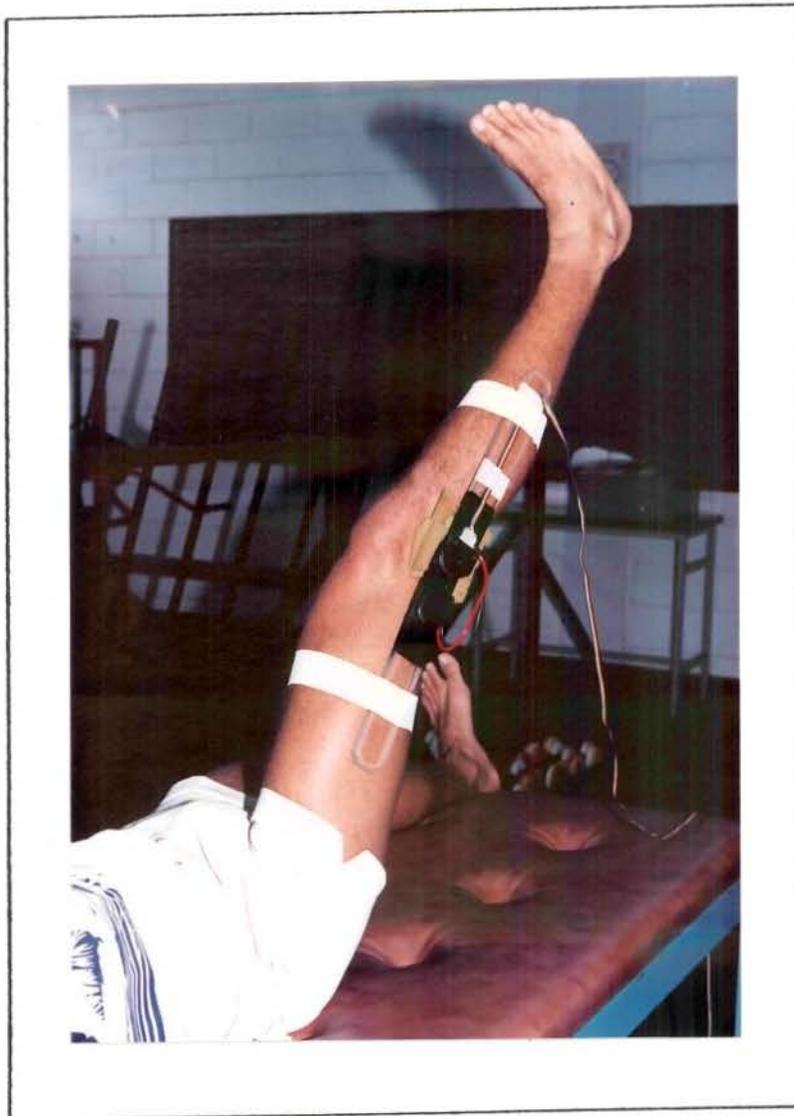


Figura 11 - Posição final do M2 (decúbito dorsal, movimento simultâneo de extensão, adução, rotação lateral do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo e flexão com adução dos dedos) sem aplicação de carga.



Figura 12 - Posição inicial do M2 (decúbito dorsal, flexão, abdução, rotação medial do quadril, com joelho estendido, flexão dorsal com eversão do tornozelo e extensão com abdução dos dedos) com aplicação de carga.

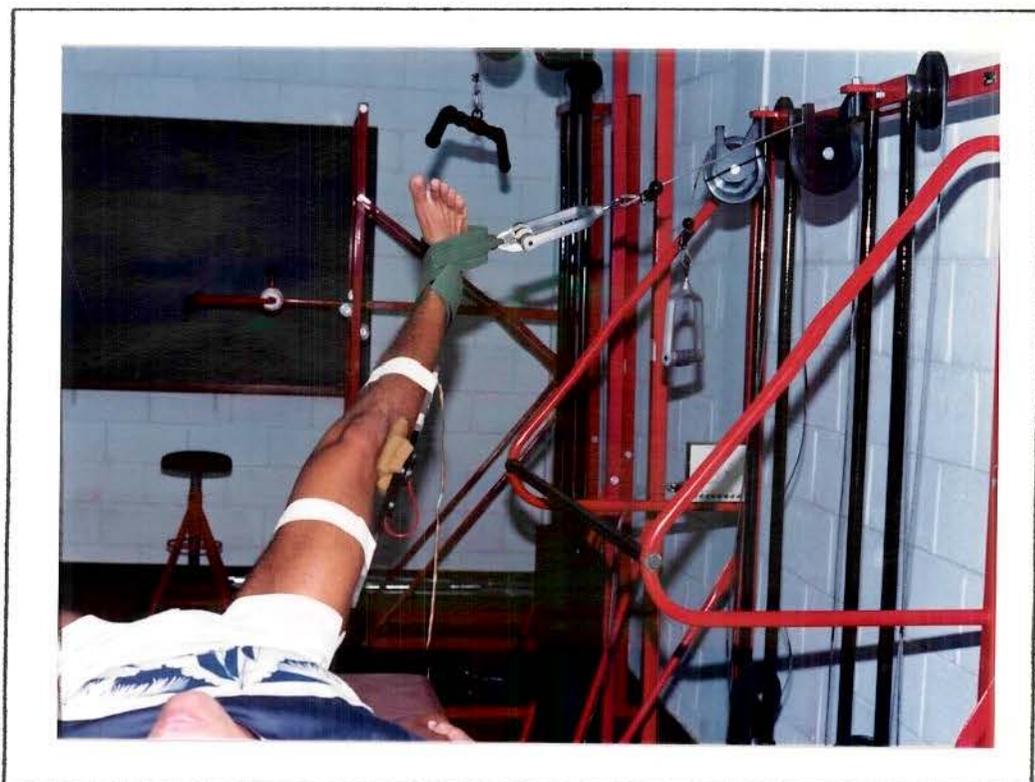


Figura 13 - Posição final do M2 (decúbito dorsal, movimento simultâneo de extensão, adução, rotação lateral do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo e flexão com adução dos dedos) com aplicação de carga.

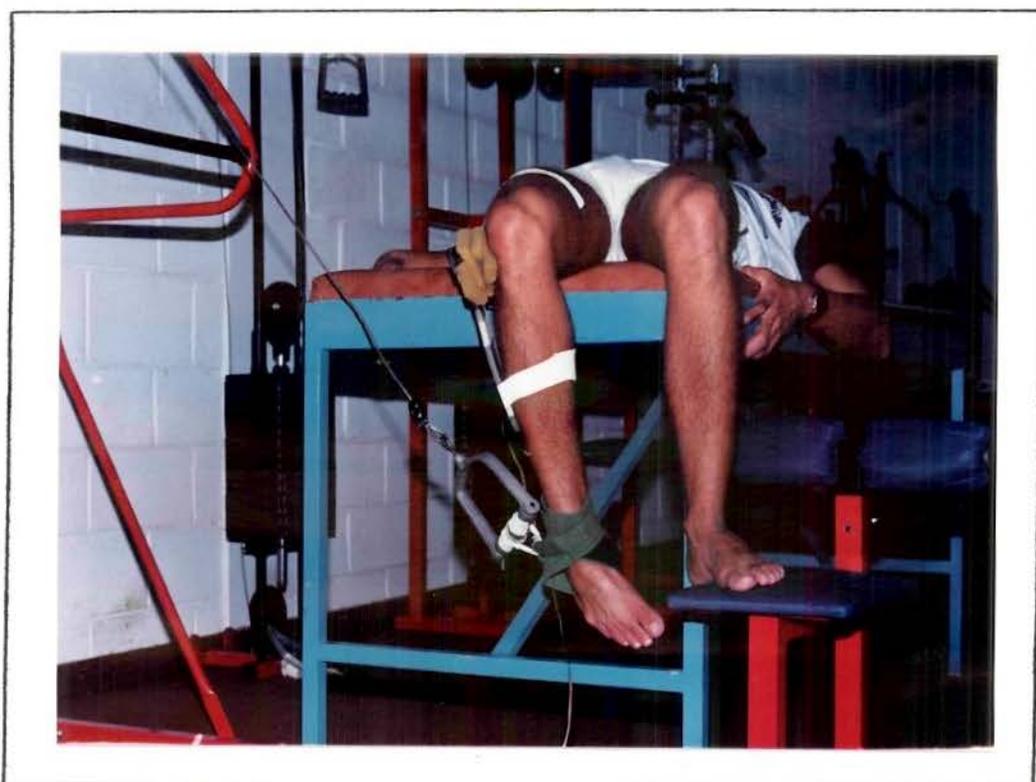


Figura 14 - Posição inicial do M3 (joelho estendido em decúbito ventral com a tíbia em posição neutra) sem aplicação de carga.

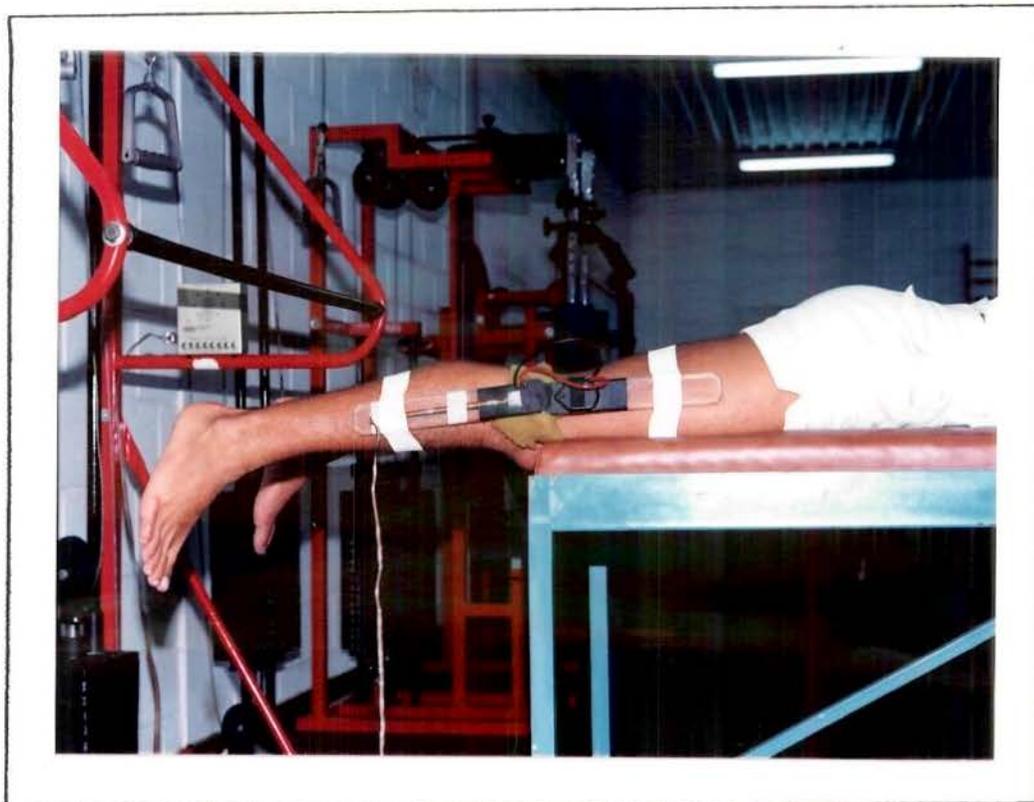


Figura 15 - Posição final do M3 (flexão do joelho em decúbito ventral com a tíbia em posição neutra) sem aplicação de carga.

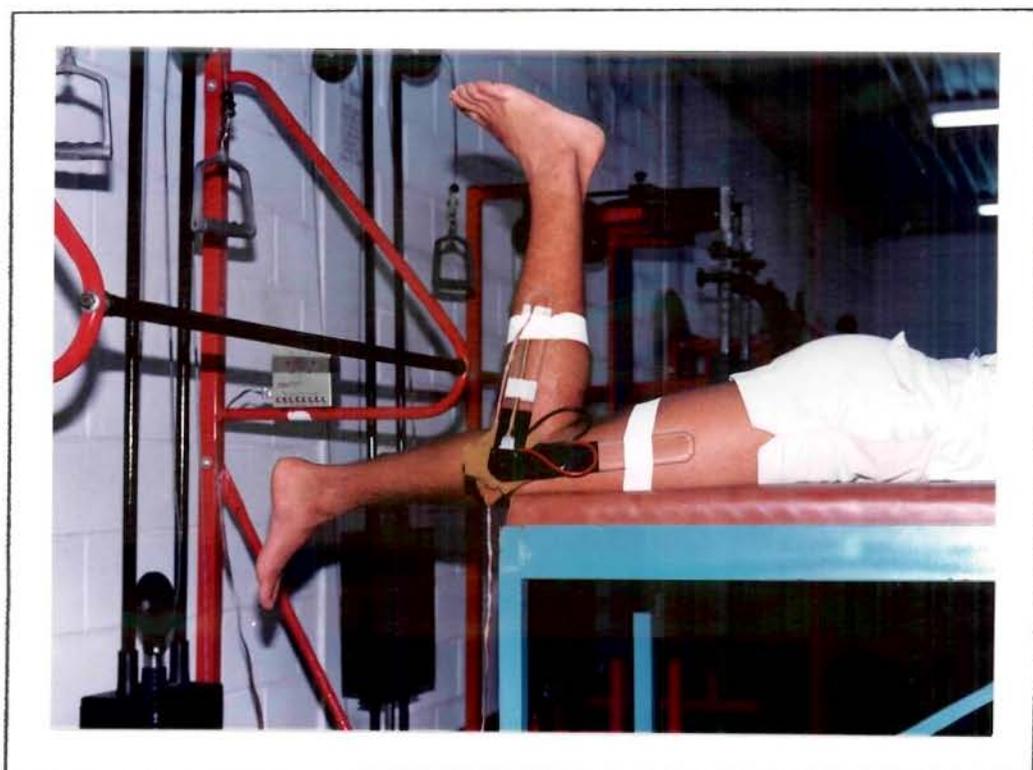


Figura 16 - Posição inicial do M3 (joelho estendido em decúbito ventral com a tíbia em posição neutra) com aplicação de carga.

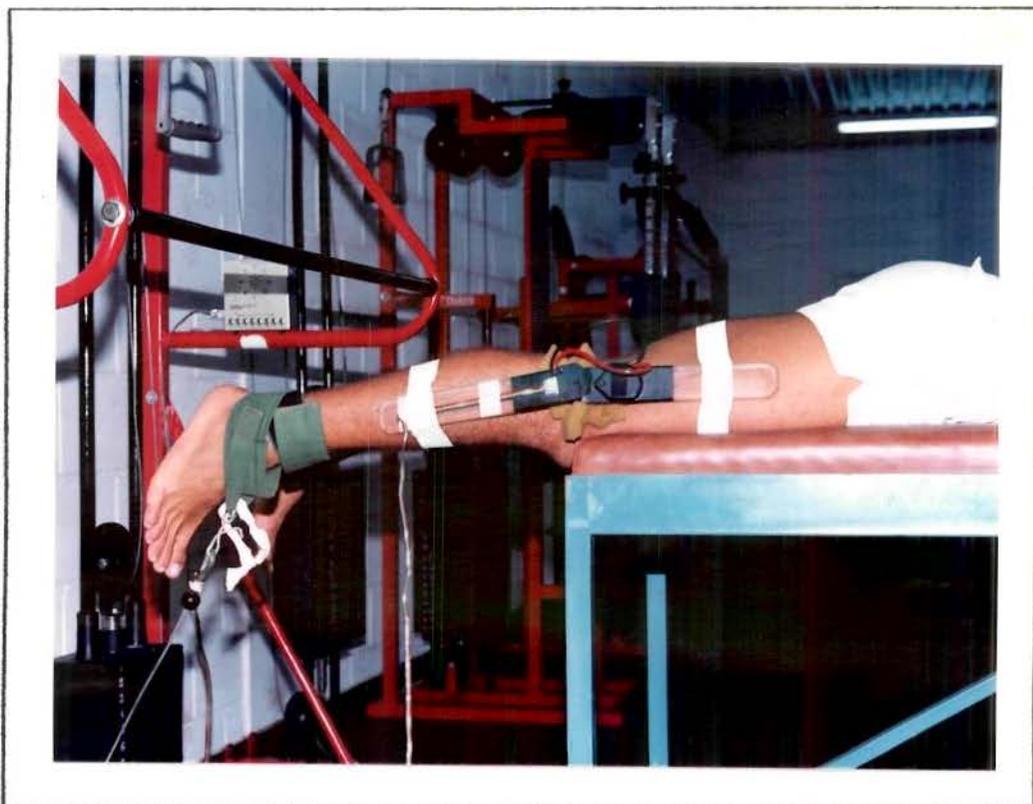
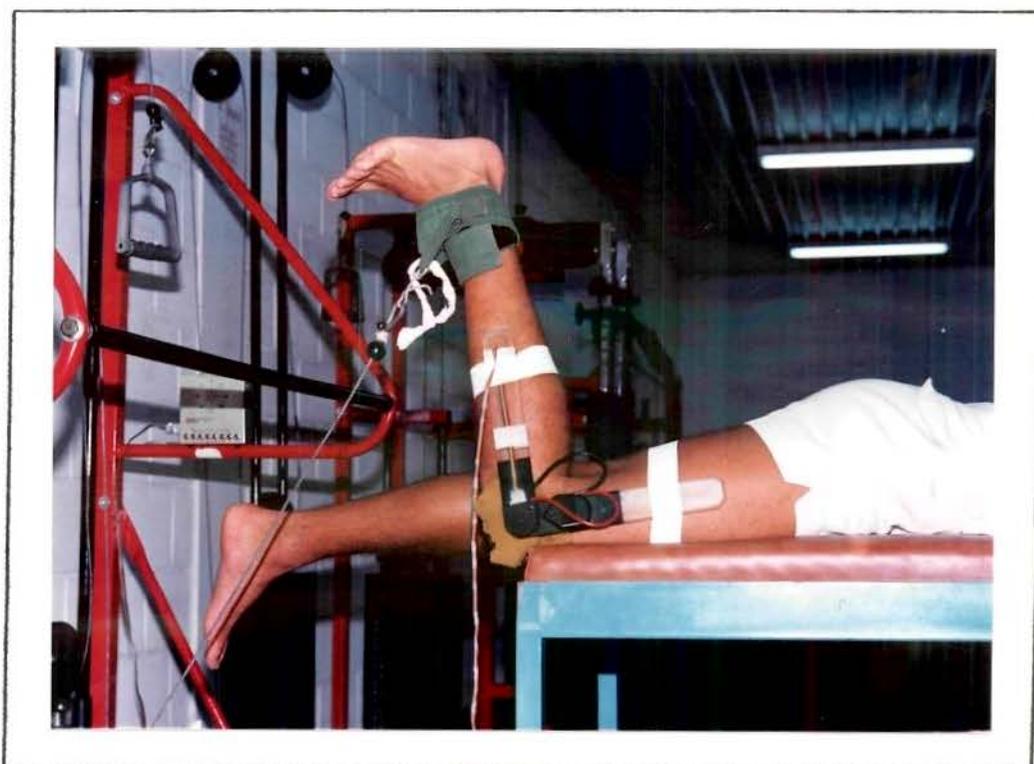


Figura 17 - Posição final do M3 (flexão do joelho em decúbito ventral com a tíbia em posição neutra) com aplicação de carga.



RESULTADOS

5 - RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta, de maneira generalizada, os potenciais de ação obtidos no músculo semitendíneo durante os movimentos M1, M2 e M3, com e sem aplicação de carga nos ângulos de 30, 60 e 90 graus, para cada voluntário.

Através destes resultados efetuou-se as interações entre os fatores estudados e estas estão apresentadas nas Tabelas 2,3,4,5,6 e 7 e nos Gráficos 1,2,3 e 4.

Na interação tripla entre os fatores movimento, carga e ângulo, os valores médios dos potenciais de ação apresentam uma interação não significativa, conforme mostram as Tabelas 2,7 e Gráfico 1.

Na interação entre os fatores movimento e carga, verifica-se uma tendência aos potenciais de ação serem maiores com aplicação de carga para os três movimentos, embora não seja estatisticamente significativa (Tabela 3, 7, Gráfico 2).

Nos valores médios dos potenciais de ação obtidos na interação entre os fatores movimento e ângulo, nota-se que o efeito do movimento, aos 30 graus, apresenta uma semelhança entre os M1 e M2, sendo maior o M3. Aos 60 graus existe uma semelhança entre os M1 e M2 sendo maiores que o M3. Aos 90 graus, o M1 é maior que M2, sendo o M3 um valor médio de potencial de ação, intermediário entre M1 e M2. (Tabela 4).

Ao verificar-se o efeito de ângulo em M1, constata-se uma semelhança aos 30 e 60 graus, sendo maior aos 90 graus. Em M2, existe uma semelhança aos 30 e 60 graus, sendo que aos 90 graus, a média dos potenciais de ação foi maior que aos 60 graus e semelhante aos 30 graus. No M3, verifica-se uma

semelhança nos três ângulos. As interações acima descritas podem ser verificadas nas Tabelas 4,7 e Gráfico 3.

Os valores médios de potenciais de ação, obtidos na interação entre os fatores carga e ângulos, apresentam uma tendência, para todos os ângulos, em existir um aumento dos potenciais de ação quando aplicada a carga, embora estatisticamente não significativo como é verificado nas Tabelas 5,7 e no Gráfico 4.

A Tabela 6 expressa os valores médios obtidos individualmente para os fatores movimento, carga e ângulos, onde verifica-se que para os movimentos M1 e M2 apresentou-se resultados semelhantes, embora menores que no M3 (Tabela 6 e 7).

Quando verifica-se o fator carga, existe um aumento dos potenciais de ação quando se aplica carga (Tabelas 6 e 7)

Quanto aos ângulos, verifica-se uma semelhança aos 30 e 60 graus, sendo menores que aos 90 graus como apresentado nas Tabelas 6 e 7.

A Tabela 8 apresenta os potenciais de ação obtidos no músculo bíceps da coxa (cabeça longa) durante os movimentos M1, M2 e M3, com e sem aplicação de carga nos ângulos de 30,60 e 90 graus, para cada voluntário. Através destes resultados foram realizadas as interações entre os fatores movimento, administração ou não de carga e ângulos que estão apresentadas nas Tabelas 9, 10, 11, 12, 13 e 14 e nos Gráficos 5, 6, 7 e 8.

Nos valores médios dos potenciais de ação obtidos na interação tripla entre os fatores movimento, carga e ângulo, não foi constatada interação significativa (Tabelas 9, 14 e no Gráfico 5).

Na interação entre os fatores movimento e carga, ao analisar o efeito movimento quando realizados sem administração de carga, verifica-se que M3 apresenta maior potencial de ação, sendo que ao aplicar-se a carga, M1 e M3 apresentam potenciais de ação semelhantes, embora maiores que M2 (Tabela 10).

Existe uma tendência aos movimentos M1 e M3 obterem maiores médias de potenciais de ação quando é aplicada carga, sendo que em M2, essa interação não foi significativamente diferente, como mostra a análise de variância na Tabela 14 obtida através das médias de potenciais de ação verificados na Tabela 10.

Nos valores médios de potenciais de ação obtidos entre os fatores movimento e ângulo, quando observado cada ângulo em relação aos movimentos, verifica-se que, a 30 e 60 graus, o M3 apresenta maiores potenciais de ação em relação a M1 e M2. Aos 90 graus os três movimentos apresentam uma semelhança nos potenciais de ação. (Tabela 11).

Quando observado cada movimento em relação aos ângulos, verifica-se que em M1 e M2 existe maior atividade muscular aos 90 graus, sendo que, em M3, os potenciais de ação apresentam-se semelhantes nas três angulações (Tabela 14 e Gráfico 7).

Os potenciais de ação obtidos na relação carga e ângulos, que embora para todos os ângulos tenha existido um aumento nos potenciais de ação após a colocação de carga não foi considerado significativo (Tabelas 12 e 14; Gráfico 8).

Nos valores médios de potenciais de ação obtidos individualmente para os efeitos de movimento, carga e ângulo, verifica-se que M2 apresenta maiores potenciais de ação que M3 e o M1 não difere dos demais. Com aplicação de carga existiram

maiores potenciais de ação em relação a não aplicação de carga. Aos 90 graus obteve-se maior potencial de ação que a 30 e 60 graus (Tabelas 13, 14).

TABELA 1 - Potenciais de ação do músculo semitendíneo nos movimentos M1, M2 e M3 com e sem aplicação de carga em 10 indivíduos.

MOVIMENTO	M1						M2						M3					
	L			C			L			C			L			C		
CARGA	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90
ÂNGULO (graus)																		
SUJEITO																		
1	29	57	86	40	34	72	14	14	20	57	14	20	29	14	14	43	72	20
2	46	29	57	17	17	57	29	57	114	86	40	86	114	57	74	286	114	143
3	11	11	34	11	11	97	17	29	40	29	23	46	86	86	86	114	86	183
4	17	29	103	69	86	457	11	29	46	57	114	229	257	343	229	914	572	572
5	29	29	372	29	29	372	40	34	29	40	57	86	43	29	23	72	57	72
6	40	69	257	143	257	314	17	17	17	40	46	86	229	343	343	143	86	114
7	57	40	57	57	200	143	40	40	40	57	46	40	229	143	86	172	172	172
8	14	57	214	63	57	400	12	14	57	115	14	29	43	43	43	115	86	86
9	14	29	72	43	43	72	17	17	114	29	69	572	86	86	86	200	186	214
10	17	17	172	114	86	200	29	14	29	100	37	115	57	57	23	172	74	40

M1 = Extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = Extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média.

L = Sem carga C = Com carga

TABELA 2 - Valores médios de potenciais de ação obtidos entre os fatores A x B x C, para o músculo semitendíneo em 10 indivíduos.

			M1			M2			M3									
			L			C			L			C						
	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90			
	27	37	142	59	82	228	23	27	51	61	46	131	117	120	101	223	151	162

Fator A = Movimento

Fator B = Carga

Fator C = ângulos

M1 = Extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = Extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média

L = Sem carga

C = Com carga

TABELA 3 - Valores médios de potenciais de ação obtidos entre os fatores A x B, para o músculo semitendíneo em 10 indivíduos.

CARGA	MOVIMENTO		
	M1	M2	M3
L	69	33	113
C	123	79	178

M1 = Extensão, Abdução, Rotação interna do quadril com Flexão do joelho, Flexão plantar com eversão do tornozelo, Flexão e Adução dos dedos.

M2 = Extensão, Adução, Rotação externa do quadril com Flexão do joelho, Flexão plantar com inversão do tornozelo, Flexão e Adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média

L = Sem carga

C = Com carga

Fator A = Movimento

Fator B = Carga

TABELA 4 - Valores médios de potenciais de ação obtidas entre os fatores A x C, para o músculo semitendíneo em 10 indivíduos.

ÂNGULOS	MOVIMENTOS		
	M1	M2	M3
30°	43	42	170
60°	59	36	135
90°	185	91	131

M1 = Extensão, Abdução, Rotação interna do quadril com Flexão do joelho, Flexão plantar com eversão do tornozelo, Flexão e Adução dos dedos.

M2 = Extensão, Adução, Rotação externa do quadril com Flexão do joelho, Flexão plantar com inversão do tornozelo, Flexão e Adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média

L = Sem carga

C = Com carga

Fator A = Movimento

Fator C = Ângulos

TABELA 5 - Valores médios dos potenciais de ação do músculo semitendíneo obtidos entre os fatores B x C em 10 indivíduos.

ÂNGULOS	CARGA	
	L	C
30°	56	114
60°	61	93
90°	98	174

L = Sem Carga

C = Com carga

Fator B = Carga

Fator C = Ângulos

TABELA 6 - Valores médios dos potenciais de ação do músculo semitendíneo obtidos individualmente para os fatores A, B e C em 10 indivíduos.

FATORES	VALORES MÉDIOS		
FATOR A	M1 = 96	M2 = 56	M3 = 146
FATOR B	L = 72	C = 127	
FATOR C	30° = 85	60° = 77	90° = 136

FATOR A = Movimentos

FATOR B = Carga

FATOR C = Ângulos

M1 = Extensão, Abdução, Rotação interna do quadril com Flexão do joelho, Flexão plantar com eversão do tornozelo, Flexão e Adução dos dedos.

M2 = Extensão, Adução, Rotação externa do quadril com Flexão do joelho, Flexão plantar com inversão do tornozelo, Flexão e Adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média

L = Sem Carga

C = Com Carga

TABELA 7- Resultado da análise de variância. Hipóteses testadas, estatística F e nível de significância (p) considerando-se os fatores movimento (fator A), carga (fator B) e ângulo (fator C), para o músculo semitendíneo.

HIPÓTESES		
1- Interação tripla	F = 0,44 p > 0,50	Não foi constatada interação significativa
2- Interações duplas		
2.1 Interação movimento X carga (A x B)	F = 0,15 p > 0,50	Não foi constatada interação significativa
2.2 Interação movimento X ângulo (A x C)	F = 4,44 p < 0,05	a) Efeito de movimento ($\Delta = 60$) Em 30 graus: (M1 = M2) < M3 Em 60 graus: (M1 = M2) < M3 Em 90 graus: M1 > M2; M3 interaediario b) Efeito de ângulo ($\Delta = 60$) Em M1: (30 = 60) < 90 Em M2: (30 = 60) < 90 Em M3: 30 = 60 = 90
2.3 Interação entre carga e ângulo (B x C)	F = 0,75 p > 0,50	Não foi considerada interação significativa entre carga e ângulo
3 Efeitos principais		
3.1 Efeito de movimento	F = 12,17 p < 0,01	(M1 = M2) < M3
3.2 Efeito de carga	F = 13,96 p < 0,01	L < C
3.3 Efeito de ângulo	F = 6,18 p < 0,05	(30 = 60) < 90

M1 = Extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = Extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média

L = Sem carga C = Com carga

TABELA 8 - Potenciais de ação do músculo bíceps da coxa cabeça longa, nos movimentos M1, M2 e M3, com e sem aplicação de carga em 10 indivíduos.

MOVIMENTO	M1						M2						M3					
	L			C			L			C			L			C		
ÂNGULO (graus)	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90
SUJEITO																		
1	14	14	37	46	57	229	20	20	26	29	43	143	17	20	20	43	66	72
2	29	23	57	57	40	69	17	200	200	46	172	172	86	57	40	86	114	114
3	29	34	80	57	46	252	57	29	29	29	29	114	57	86	86	172	172	200
4	40	103	114	143	143	257	57	29	46	57	143	86	246	114	126	343	286	229
5	23	57	100	57	372	514	29	29	257	57	57	57	57	57	57	86	72	57
6	40	46	143	172	372	400	23	23	57	17	74	114	40	57	257	114	143	200
7	40	40	46	40	57	69	40	40	40	229	57	40	114	229	114	200	343	343
8	43	37	86	57	34	172	14	14	86	20	20	57	72	57	29	143	143	115
9	57	57	57	14	51	43	14	37	243	46	34	114	100	186	143	157	143	200
10	17	17	46	40	57	372	23	17	172	14	26	100	200	172	86	200	200	200

M1 = Extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos

M2 = Extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média.

L = Sem carga C = Com carga

TABELA 9 - Valores médios de potenciais de ação obtidos entre os fatores A x B x C, para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) em 10 indivíduos.

M1									M2									M3								
L			C			L			C			L			C											
30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90	30	60	90									
33	43	77	68	123	238	29	44	116	54	66	100	99	104	96	154	168	173									

Fator A = movimento

Fator B = Carga

Fator C = ângulos

M1 = Extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = Extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = Flexão do joelho com quadril na linha média

L = Sem carga

C = Com carga

TABELA 10 - Valores médios de potenciais de ação obtidas entre os fatores A x B, para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) em 10 indivíduos.

CARGA	MOVIMENTO		
	M1	M2	M3
L	51	63	99
C	143	73	165

M1 = movimento de extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = movimento de extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = movimento de flexão do joelho com quadril na linha média.

L = movimento realizado sem carga

C = movimento realizado com carga

Fator A = Movimento

Fator B = Carga

TABELA 11- Valores médios de potenciais de ação obtidas entre os fatores A x C para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) em 10 indivíduos.

ÂNGULOS	MOVIMENTOS		
	M1	M2	M3
30°	51	42	127
60°	83	55	136
90°	157	108	134

M1 = movimento de extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = movimento de extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = movimento de flexão do joelho com quadril na linha média.

Fator A = Movimento

Fator C = Ângulo

TABELA 12 - Valores médios dos potenciais de ação do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) obtidos entre os fatores B x C em 10 indivíduos.

ÂNGULOS	CARGA	
	L	C
30°	54	92
60°	63	119
90°	96	170

L = movimento realizado sem carga

C = movimento realizado com carga

Fator B = Carga

Fator C = Ângulo

TABELA 13 - Valores médios dos potenciais de ação do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) obtidos individualmente para os fatores A, B e C em 10 indivíduos.

FATORES		VALORES MÉDIOS		
FATOR A	M1 = 97	M2 = 88	M3 = 132	
FATOR B	L = 71		C = 127	
FATOR C	30° = 73	60° = 91	90° = 133	

Fator A = Movimento

Fator B = Carga

Fator C = Ângulo

M1 = movimento de extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = movimento de extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = movimento de flexão do joelho com quadril na linha média.

TABELA 14 - Resultado da análise de variância. Hipóteses testadas, estatística F e Nível de significância (p) considerando-se os fatores movimento (fator A), carga (fator B) e ângulo (fator C), através dos potenciais de ação para o músculo bíceps da coxa cabeça longa.

HIPÓTESES		
1 - Interação tripla	F = 1,76 p > 0,10	Não foi constatada interação tripla significativa
2 - Interação movimento x carga (A x B)	F = 4,91	Existe interação movimento e carga a) Efeito de movimento ($\Delta = 40$) Em L: (M1 = M2) < M3 Em C: (M1 = M3) > M2 b) Efeito de carga ($\Delta = 36$) Em M1: L < C Em M2: L = C Em M3: L < C
2.1 - Interação entre movimento e ângulo (A x C)	F = 2,58 0,05 < p < 0,10	Existe tendência a interação a) Efeito de movimento Em 30: (M1 = M2) < M3 Em 60: (M1 = M2) < M3 Em 90: (M1 = M2 = M3) b) Efeito de ângulo ($\Delta = 50$) Em M1: (30 = 60) < 90 Em M2: (30 = 60) < 90 Em M3: 30 = 60 = 90
2.2 - Interação entre carga e ângulo (B x C)	F = 0,89 p > 0,01	Não foi constatada interação significativa entre carga e ângulo
3 - Efeito de movimento	F = 11,64 p < 0,01	M2 < M3 M1 não difere dos demais
4 - Efeito de carga	F = 26,50 p < 0,01	L < C
5 - Efeito de ângulo	F = 10,65 p < 0,01	(30 = 60) < 90

M1 = Extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M2 = Extensão, adução, rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

M3 = flexão do joelho com quadril na linha média

L = sem carga C = com carga

Figura 18 - EMG do M. semitendíneo (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M1 sem administração de carga. calibração 200 $\mu\text{V}/\text{div}$. Velocidade 370 ms/div.

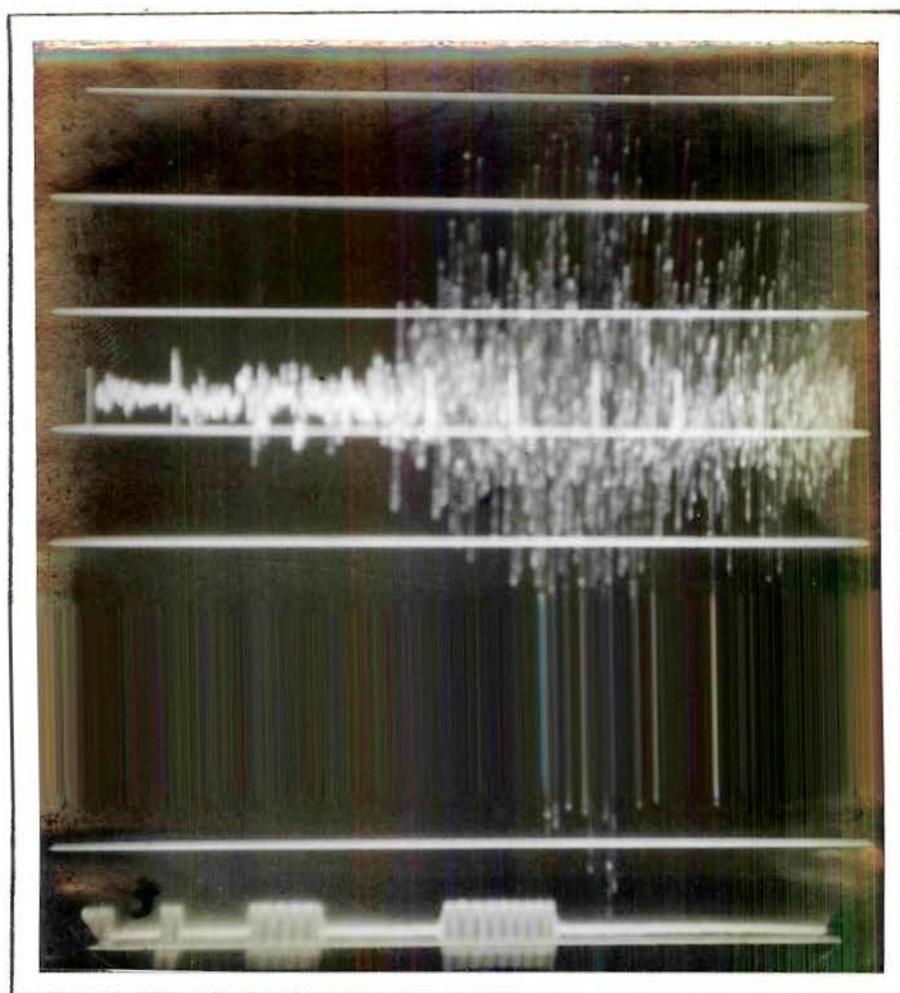


Figura 19 - EMG do M. semitendíneo (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M1 com administração de carga. calibração 200 $\mu\text{V}/\text{div}$. Velocidade 370 ms/div.

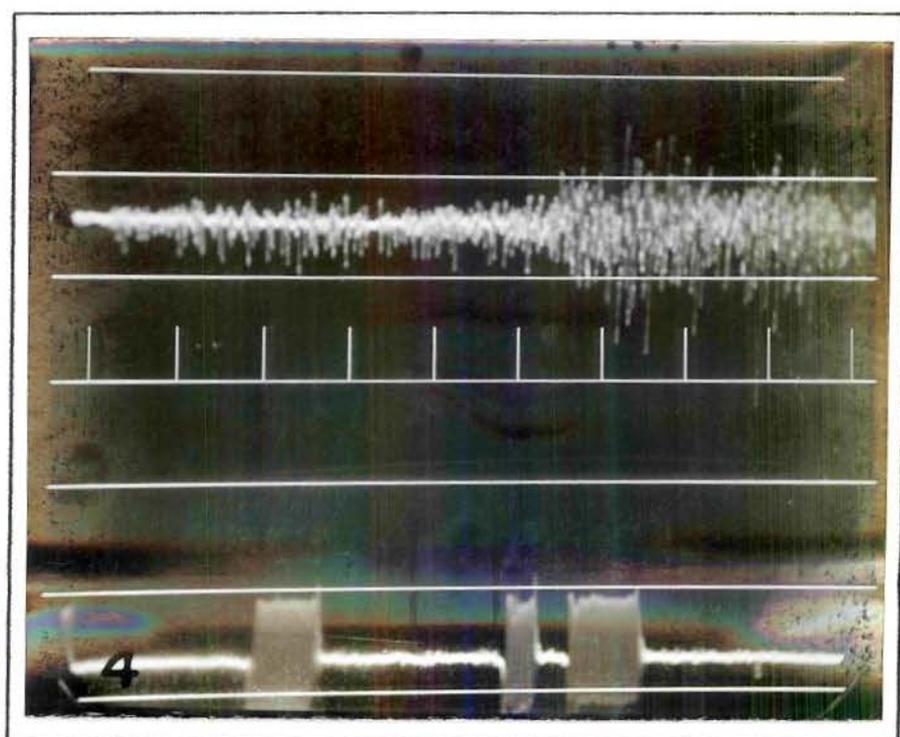


Figura 20 - EMG do M. semitendíneo (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M2 sem administração de carga. calibração 200 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

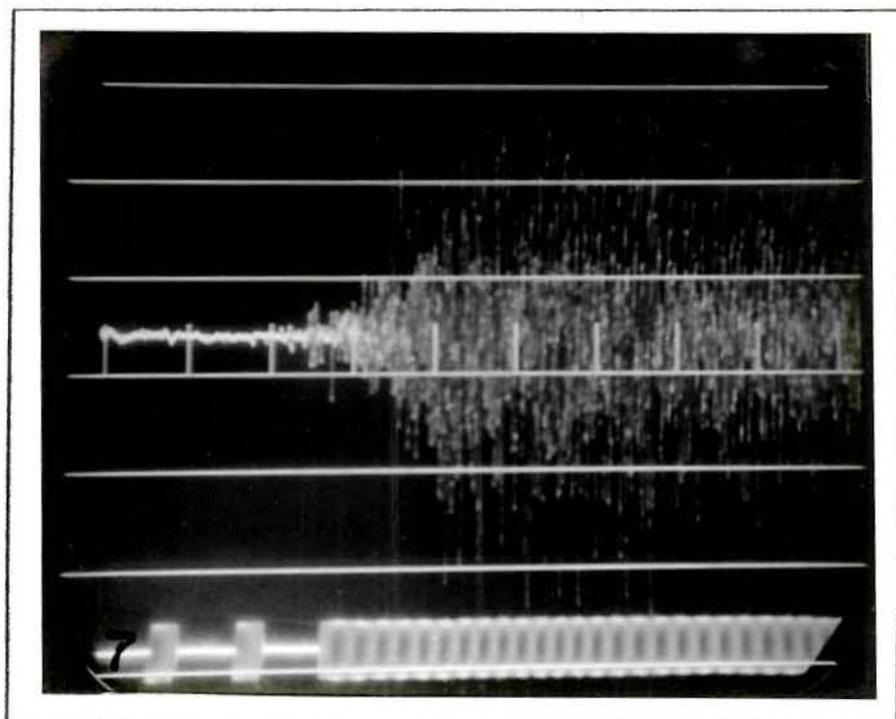


Figura 21 - EMG do M. semitendíneo (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M2 com administração de carga. calibração 200 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

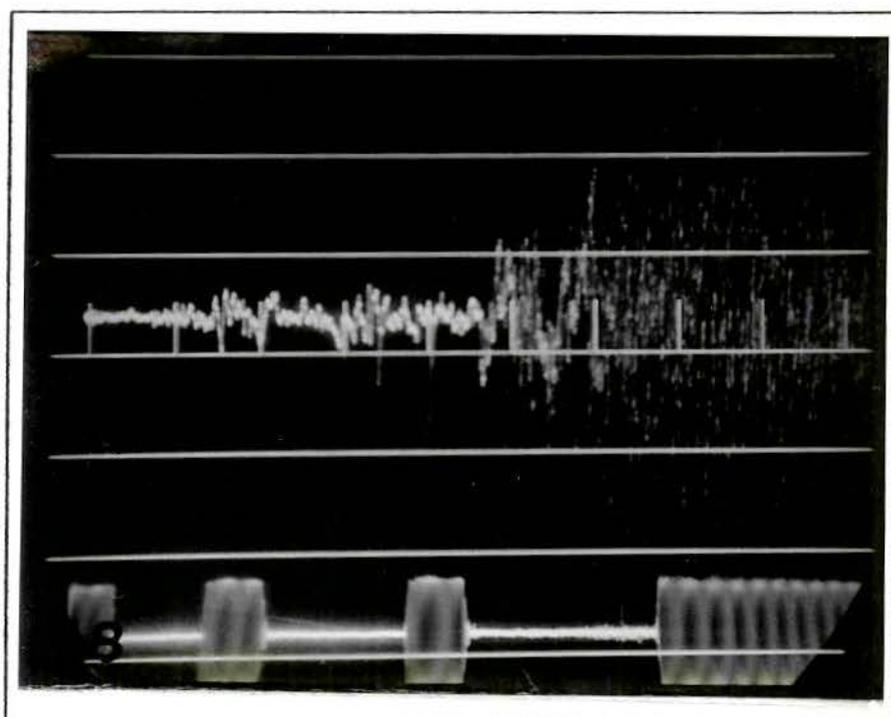


Figura 22 - EMG do M. semitendíneo (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M3 sem administração de carga. calibração 100 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

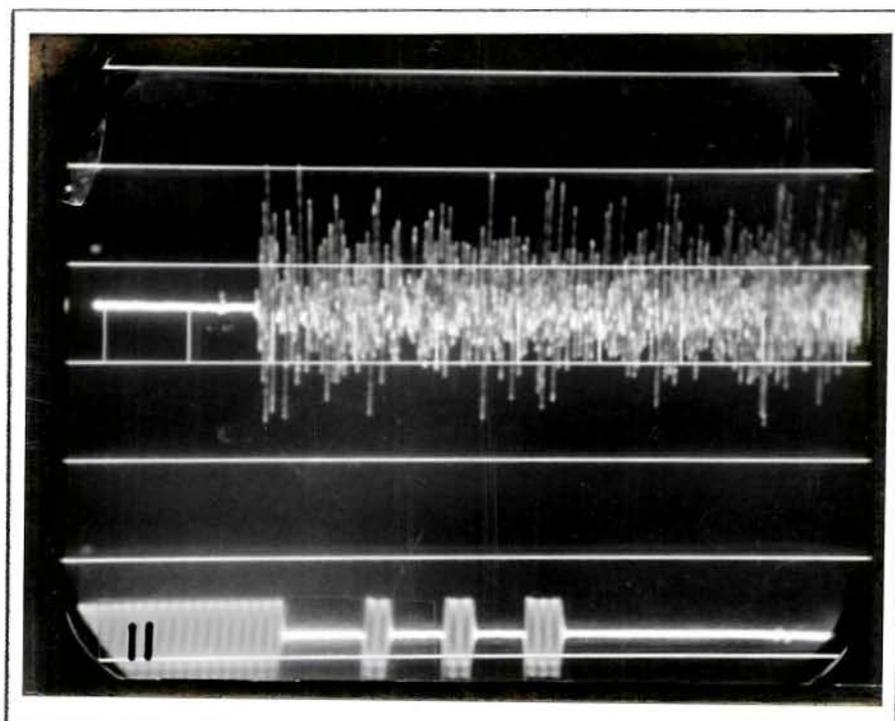


Figura 23 - EMG do M. semitendíneo (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M3 com administração de carga. calibração 100 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

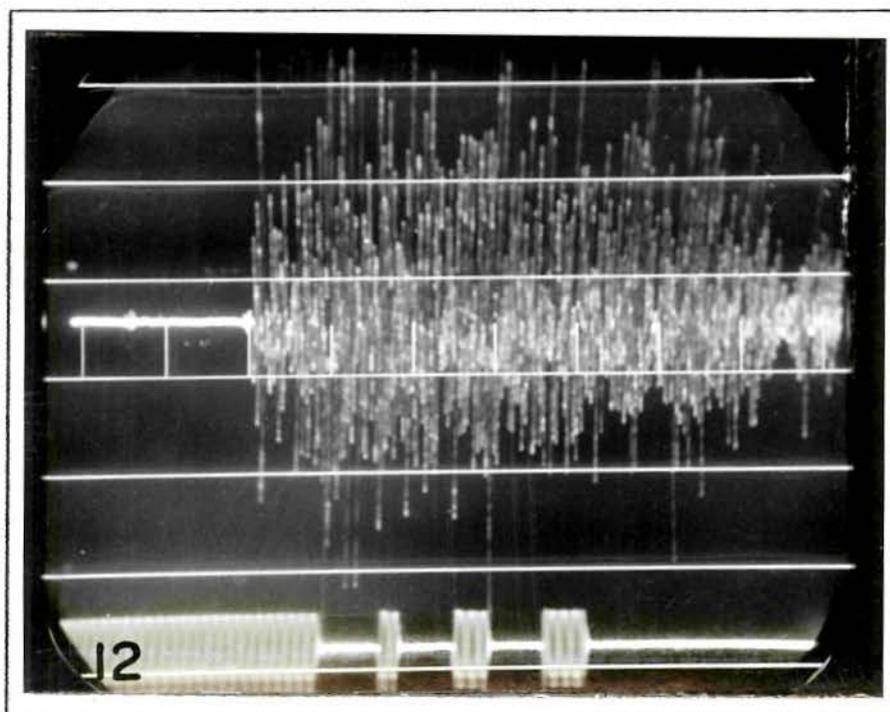


Figura 24 - EMG do M. bíceps da coxa cabeça longa (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M1 sem administração de carga. calibração 200 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

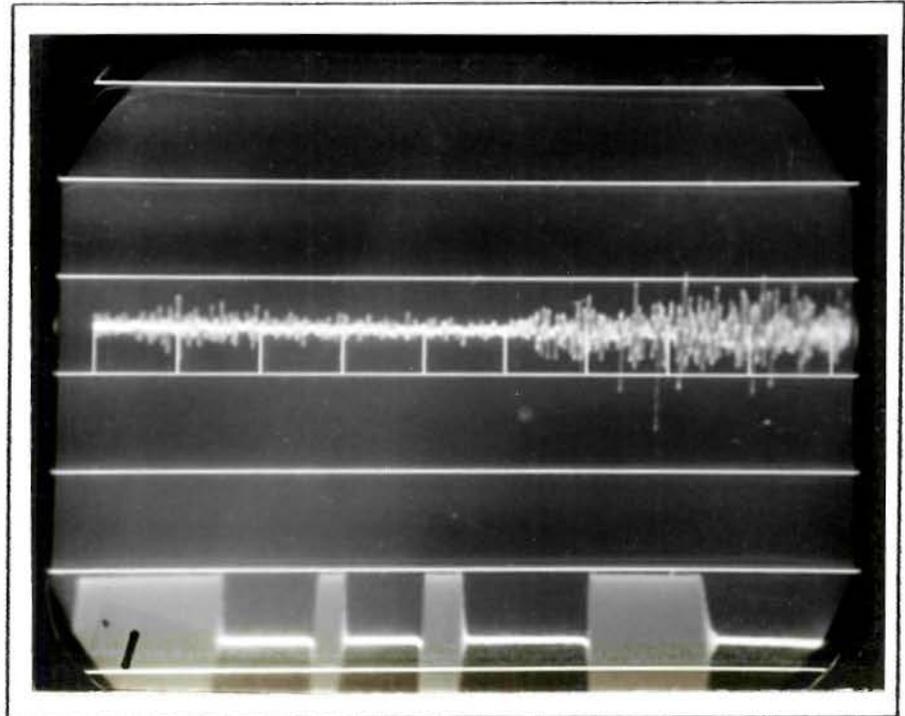


Figura 25 - EMG do M. bíceps da coxa cabeça longa (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M1 com administração de carga. calibração 200 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

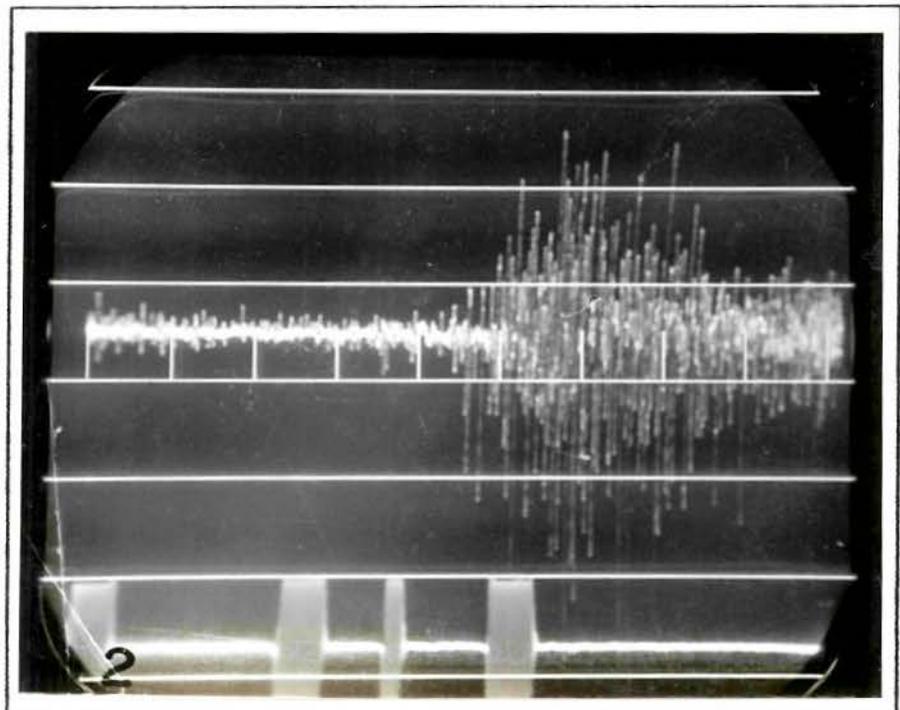


Figura 26 - EMG do M. bíceps da coxa cabeça longa (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M2 sem administração de carga. calibração 200 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

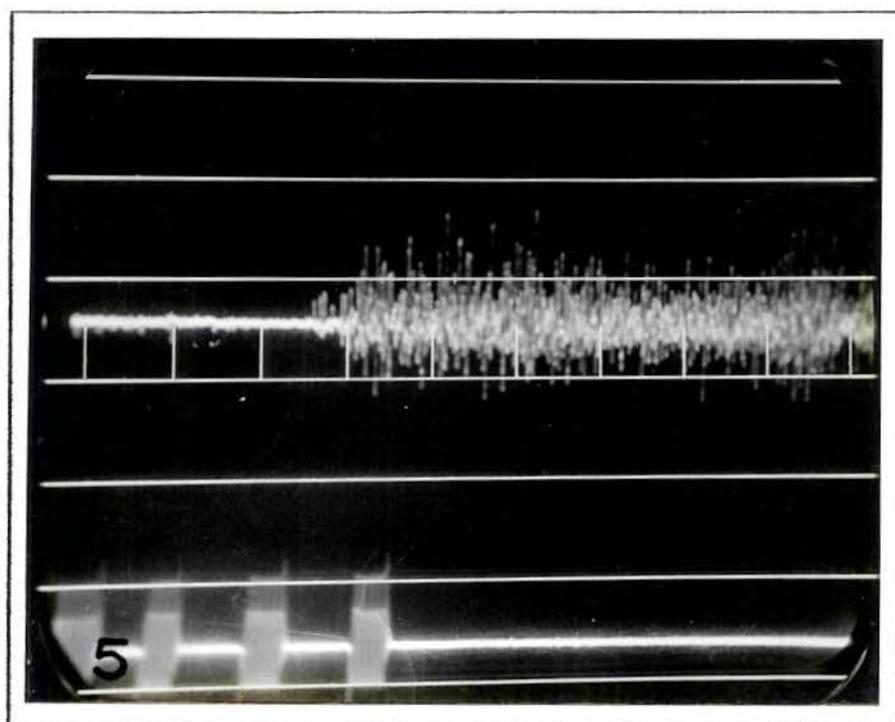


Figura 27 - EMG do M. bíceps da coxa cabeça longa (canal superior) e ângulos 30°, 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M2 com administração de carga. calibração 200 μ V/div. Velocidade 370 ms/div.

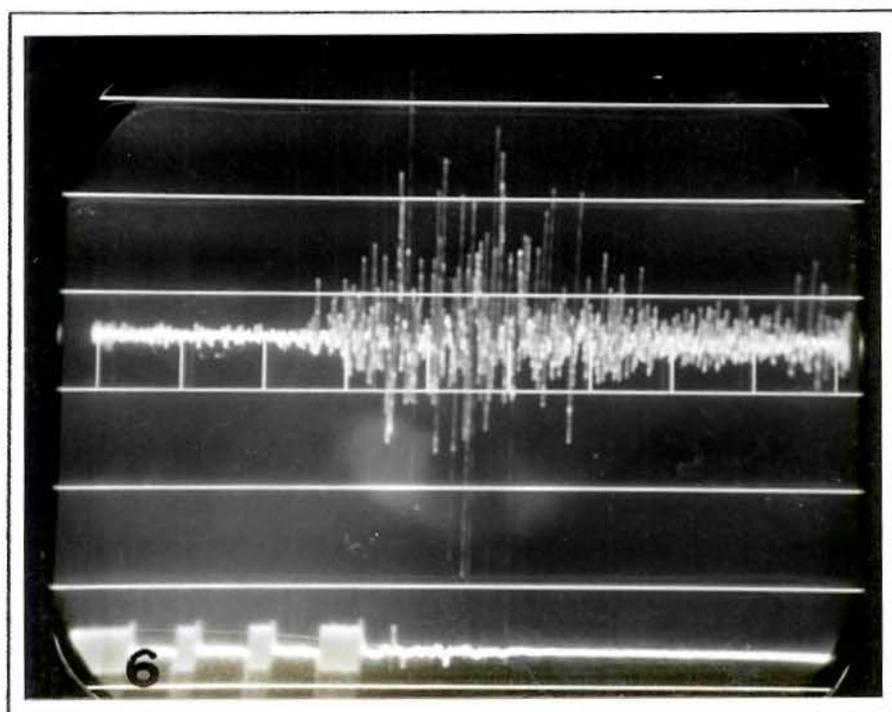


Figura 28 - EMG do M. bíceps da coxa cabeça longa (canal superior) e ângulos 30° , 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M3 sem administração de carga. calibração $100 \mu\text{V}/\text{div}$. Velocidade $370 \text{ms}/\text{div}$.

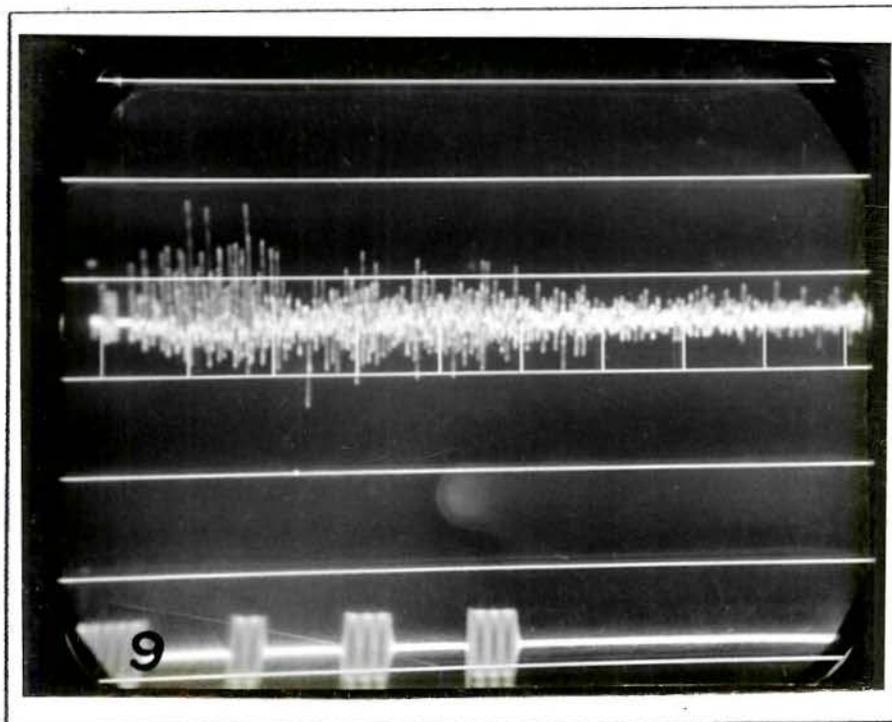


Figura 29 - EMG do M. bíceps da coxa cabeça longa (canal superior) e ângulos 30° , 60° e 90° (canal inferior) durante o movimento M3 com administração de carga. calibração $100 \mu\text{V}/\text{div}$. Velocidade $370 \text{ms}/\text{div}$.

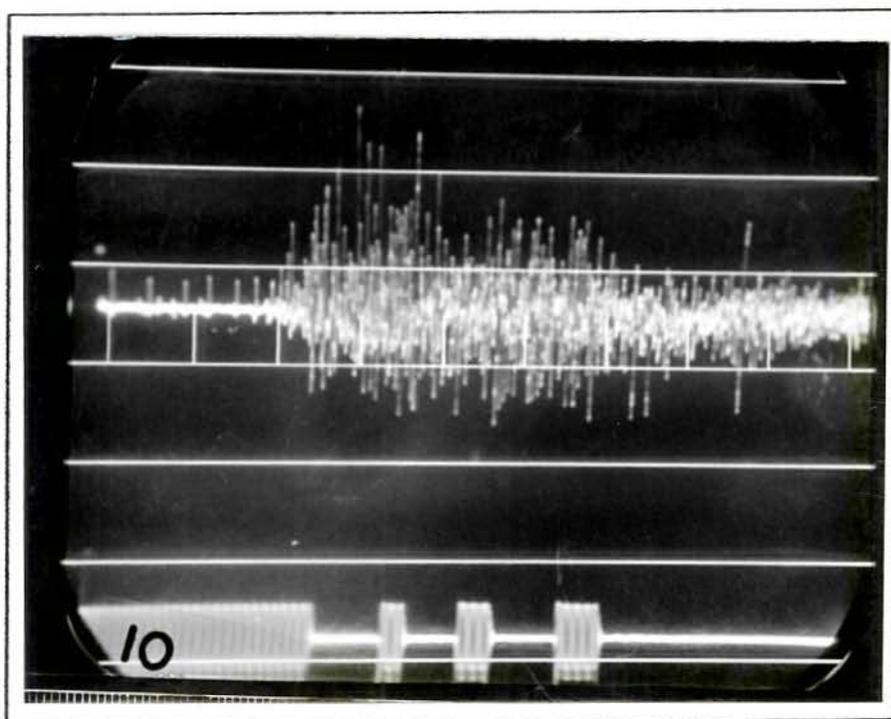


GRAFICO 1 - Interação tripla entre os fatores movimentos (M1, M2 e M3) e o fator carga (L = sem carga, C = com carga) e o fator ângulos (30°, 60° e 90°) para o músculo semitendíneo em 10 indivíduos.

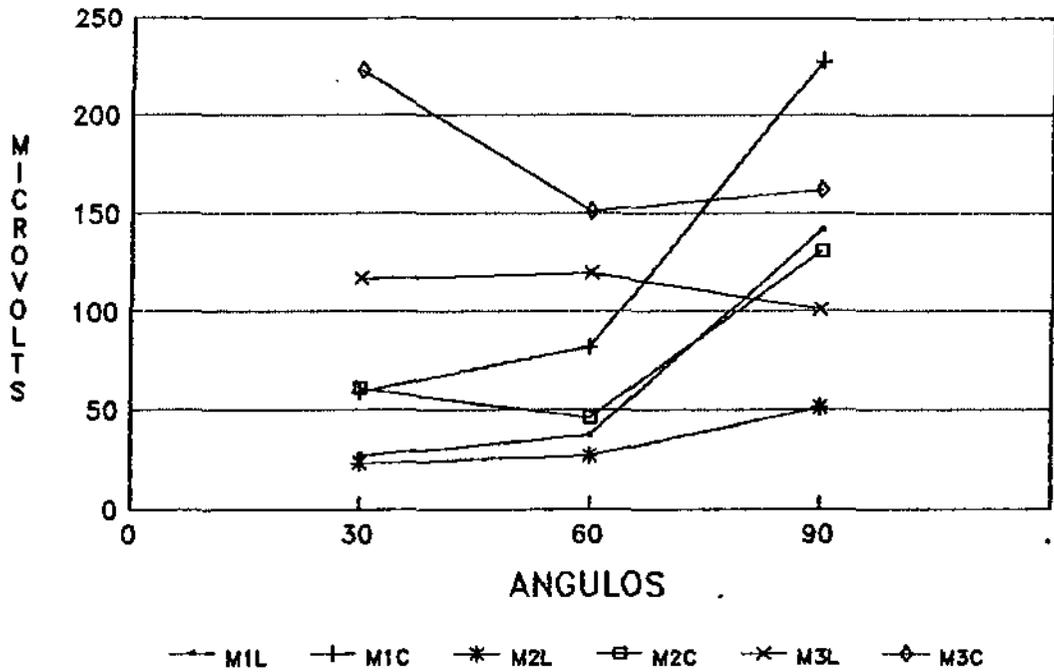


GRÁFICO 2 - Interação dupla entre os fatores: movimentos (M1, M2 e M3) e o fator carga (L = sem carga, C = com carga) para o músculo semitendíneo em 10 indivíduos.

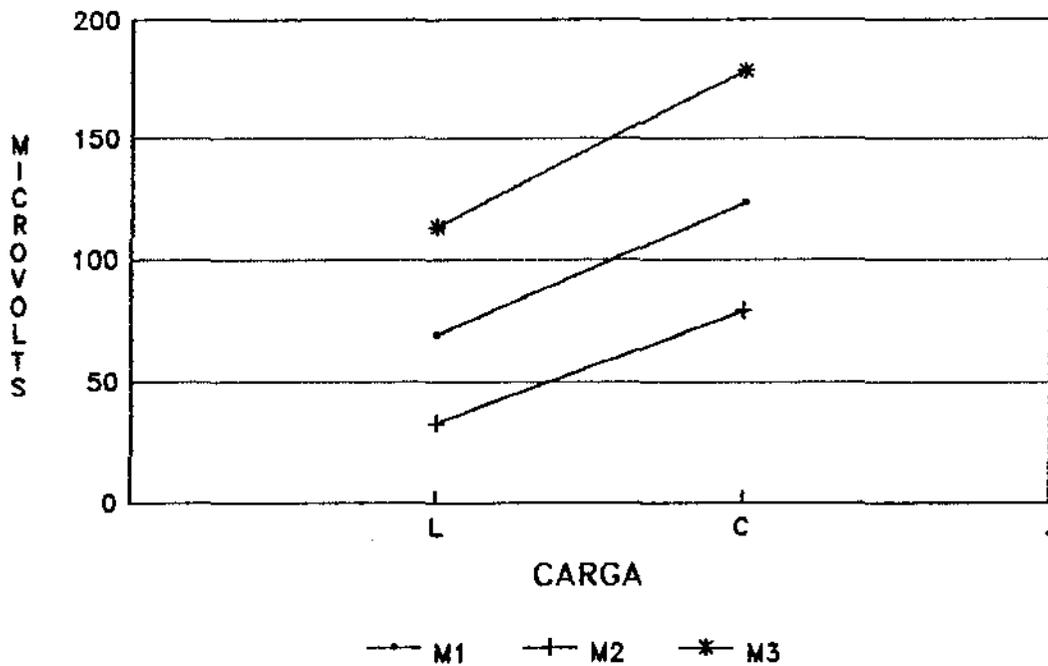


GRÁFICO 3 - Interação entre os fatores movimentos (M1, M2 e M3) e o fator ângulos (30°, 60° e 90°) para o músculo semitendíneo em 10 indivíduos.

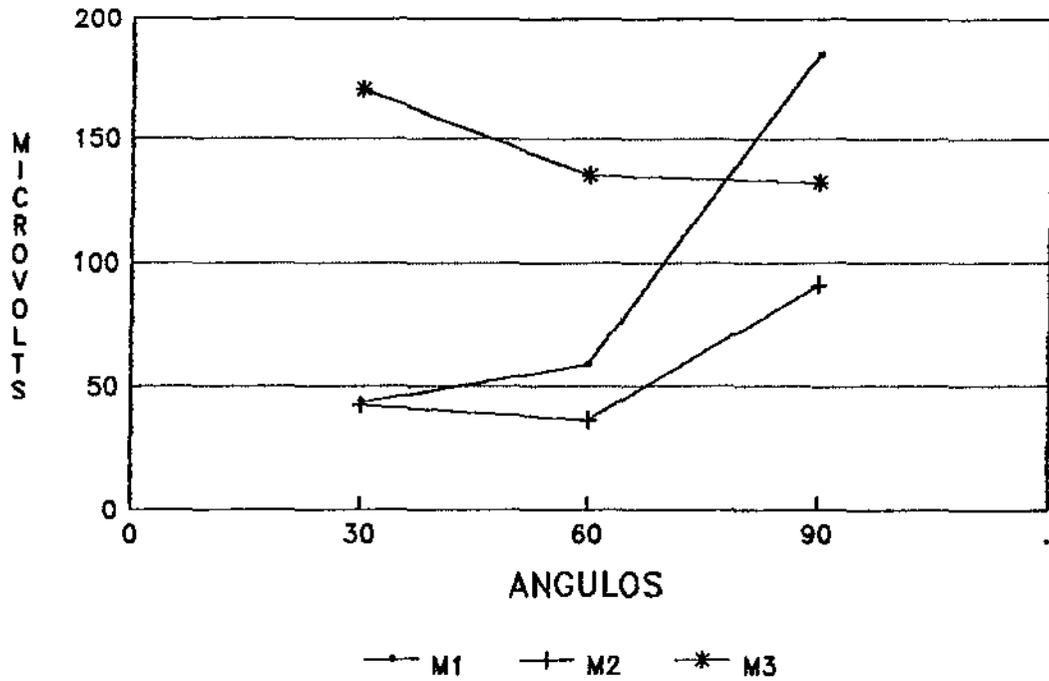


GRÁFICO 4 - Interação entre os fatores carga (L = sem carga, C = com carga) e o fator ângulos (30°, 60° e 90°) para o músculo semitendíneo em 10 indivíduos.

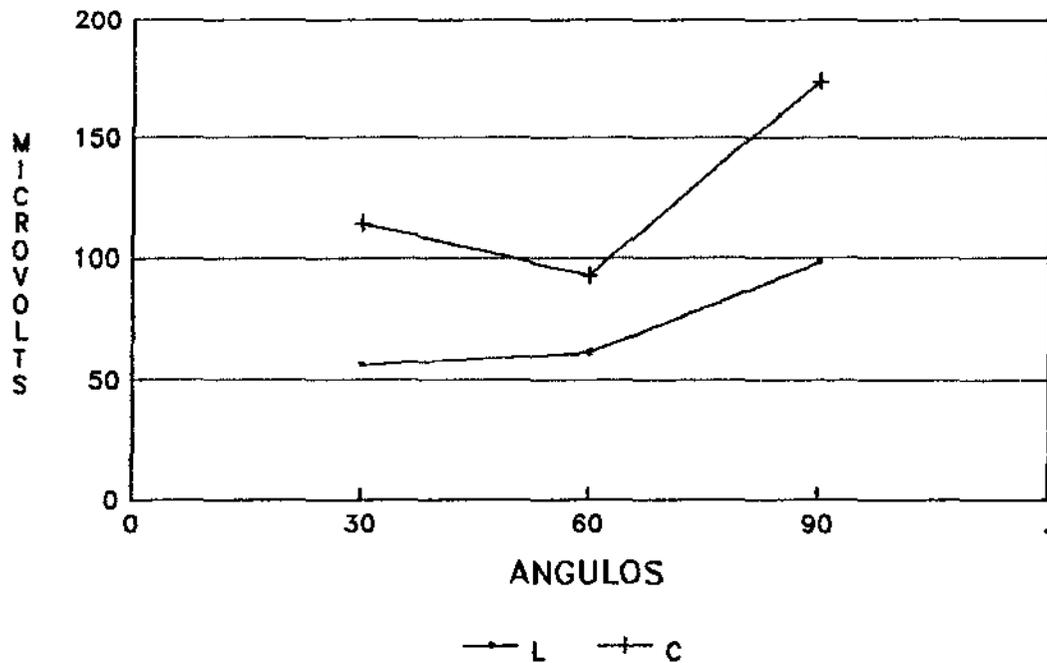


GRÁFICO 5 - Interação tripla entre os fatores movimentos (M1, M2 e M3), o fator carga (L = sem carga, C = com carga) e o fator ângulos (30°, 60° e 90°) para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) em 10 indivíduos.

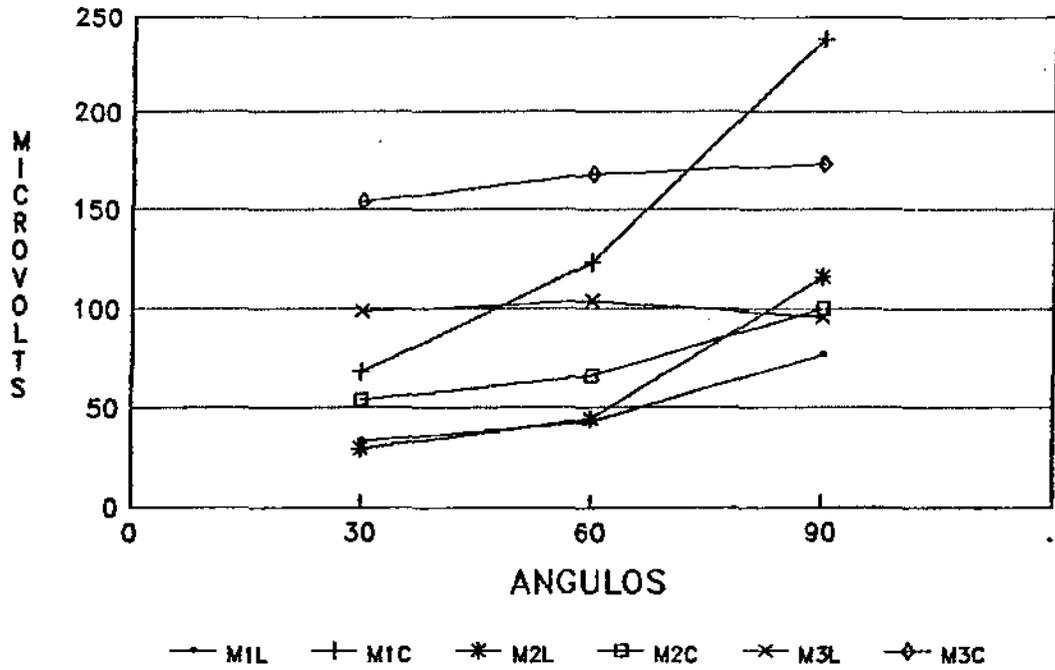


GRÁFICO 6 - Interação dupla entre os fatores: movimentos (M1 = M2 e M3) e o fator carga (L = sem carga, C = com carga) para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) em 10 indivíduos.

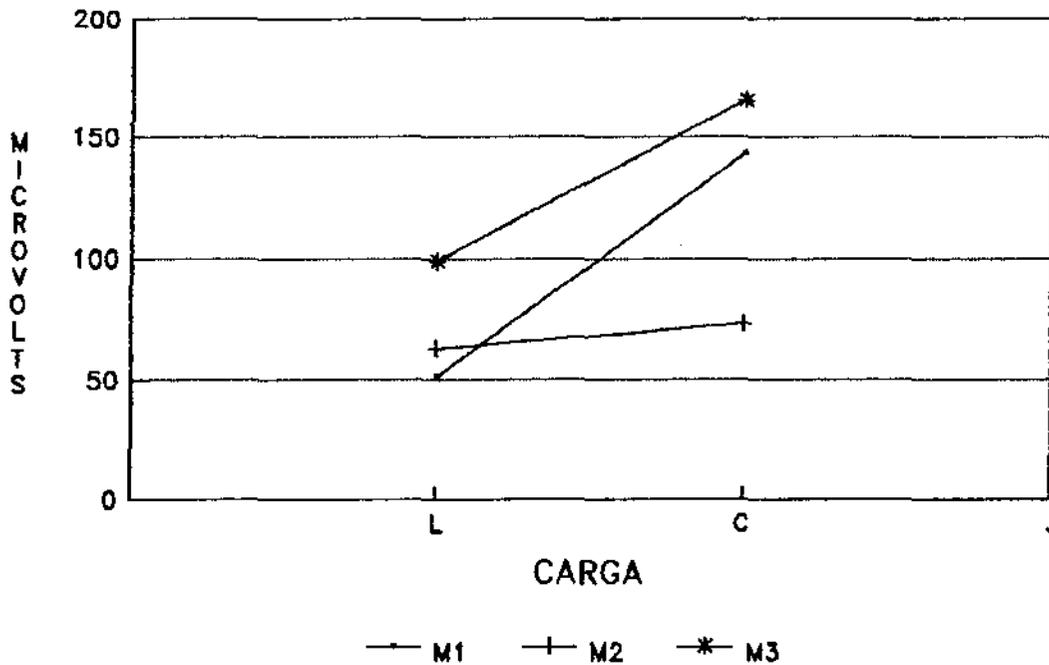


GRÁFICO 7 - Interação entre os fatores movimentos (M1 M2 e M3) e o fator ângulos (30°, 60° e 90°) para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) em 10 indivíduos.

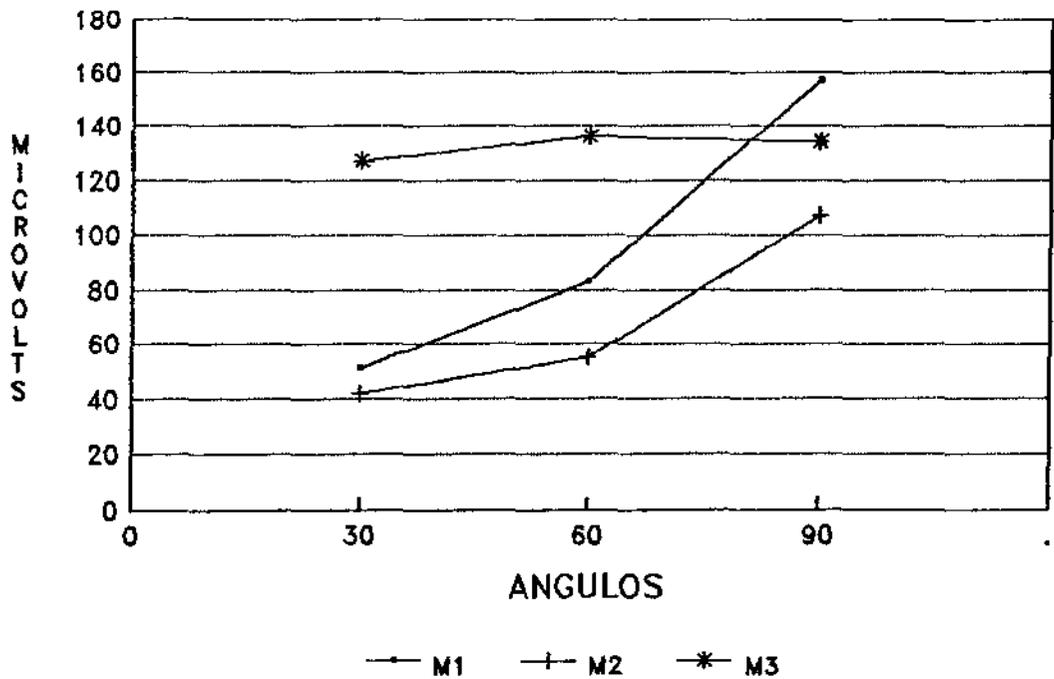
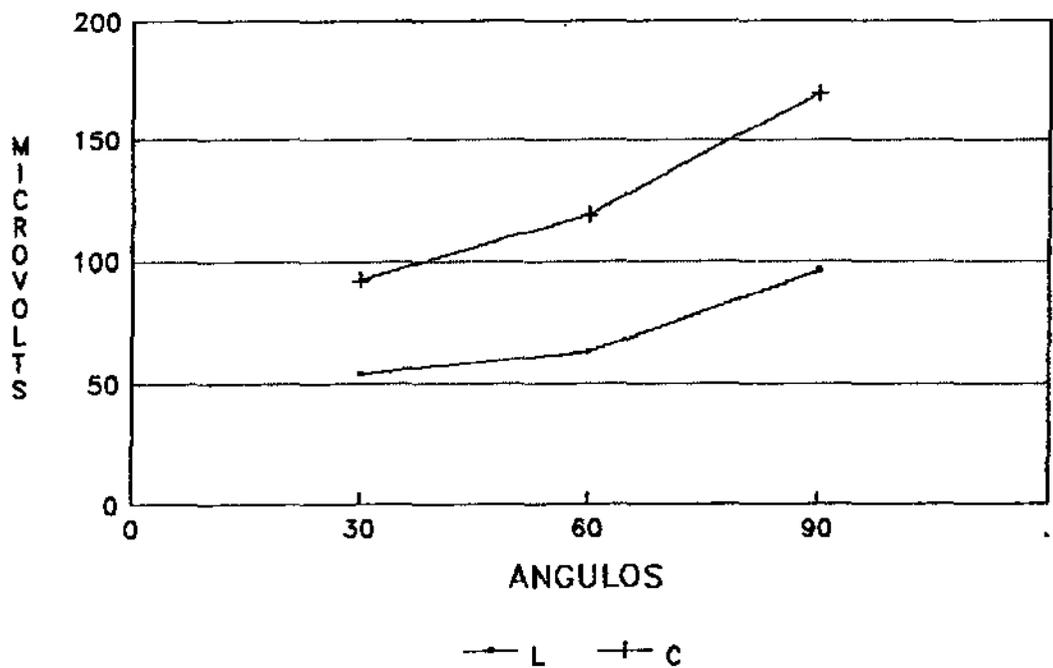


GRÁFICO 8 - Interação entre os fatores carga (L = sem carga, C = com carga) e o fator ângulos (30°, 60° e 90°) para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) em 10 indivíduos.



DISCUSSÃO

6 - DISCUSSÃO

Na discussão deste trabalho será apresentada inicialmente uma análise descritiva generalizada e após, de maneira isolada, dos padrões de movimento estudados eletromiograficamente. Serão analisados os músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa), sem e com aplicação de carga, durante os movimentos realizados no plano diagonal que são M1 (composto de extensão, abdução, rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos) e M2 (composto extensão, adução e rotação lateral do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos) e o movimento no plano sagital, M3 (flexão do joelho).

Os movimentos realizados no plano diagonal caracterizam-se por envolverem, em particular, na articulação do quadril, os três eixos nesta existentes, ou seja, antero-posterior, transversal e longitudinal (SNYDER & FORWARD, 1972). Para enfatizar-se a ação dos músculos posteriores da coxa, bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, foi realizada a flexão do joelho, envolvendo nesta articulação o eixo transversal.

O movimento M1 inicia-se na posição de flexão, adução e rotação lateral do quadril com o joelho estendido, flexão dorsal com inversão do tornozelo, extensão com abdução dos dedos. Nesta posição verifica-se, na literatura, que os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo estariam atuando durante a adução do quadril, principalmente a partir de uma abdução contra uma resistência (GREENLAW & BASMAJIAN, 1968

apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW, 1973 apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985), o que é contrário aos estudos de FURLANI, VITTI & BÉRZIN (1973, 1977), que embora tenham estudados estes músculos na posição em pé, não encontraram atividade nos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, durante a adução e abdução do quadril contra resistência.

De acordo com as relações de comprimento-tensão de um músculo referidas por KAPANDJI (1987) e LEHMKUHL & SMITH (1987), essa posição inicial é a de maior eficiência para os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, pois estão com seus máximos alongamentos nas suas porções proximais, através da flexão do quadril, e nas suas porções distais pela extensão do joelho. Uma vez que na execução do movimento a ser registrado ocorrerá uma flexão do joelho, esta posição inicial dá maiores condições de tensão aos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, o que concorda com WILLIAMS & STUTZMAN apud LEHMKUHL & SMITH (1987), que verificaram que, com o quadril estendido, a força de flexão isométrica máxima do joelho era menor, enquanto que, com o quadril fletido, a força de flexão isométrica máxima foi maior.

FISHER & HOUTZ (1968) também relataram, em seus estudos, que a extensão do quadril a partir da posição fletida, é desempenhada pela ação dos "hamstrings".

O movimento a partir desta posição foi o M1. Neste movimento verificou-se ação nos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, confirmando assim sua ação no movimento de extensão e abdução do quadril, assim como a flexão do joelho, o que concorda com WHEATLEY & JAHNKE (1951); GREENLAW &

BASMAJIAN (1968) apud BASMAJIAN & DE LUCA (1985); FURLANI, VITTI & BÉRZIN (1973); GREENLAW (1973) apud BASMAJIAN & DE LUCA (1985); GRAY (1977); RASH & BURKE (1977); GARDNER & col. (1978); DANIELS & WORTHINGHAM (1980); KENDALL, KENDALL E WADSWORTH (1980); HAMILTON (1982); JACOB, FRANCONI & LOSSOW (1984); WEINECK (1984); HAY & REID (1985); KAPANDJI (1987); sendo que, particularmente, a eversão do tornozelo, durante a flexão do joelho, apresenta atividade do semitendíneo, segundo JOSÉ & FURLANI (1984).

A partir do registro dos potenciais de ação no M1, pode-se talvez afirmar que a prática deste padrão, no método Kabat, pode colaborar para um trabalho específico dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo.

Quanto à ação do músculo semitendíneo, no movimento de rotação medial do quadril, acredita-se que esta ocorreu devido a sua disposição anatômica, que permite tracionar a coxa através de sua inserção na extremidade proximal da diáfise da tíbia, como relatado por WHEATLEY & JAHNKE (1951); RASH & BURKE (1977); KENDALL, KENDALL & WADSWORTH (1980); KAPANDJI (1987); O movimento M2 inicia-se a partir da posição de flexão, abdução e rotação medial do quadril com o joelho estendido, flexão dorsal com inversão do tornozelo, extensão e abdução dos dedos.

Em M2, verifica-se a atividade dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, em particular na extensão com adução do quadril e flexão do joelho, concordando assim com ARIENTI (1948); WHEATLEY & JAHNKE (1951); FURLANI, VITTI & BÉRZIN (1973); GREENLAW (1973) apud BASMAJIAN & DE LUCA (1985); GRAY (1977); RASH & BURKE (1977); GARDNER (1978); DANIELS &

WORTHINGHAM (1980); KENDALL, KENDALL & WADSWORTH (1980); HAMILTON (1982); JACOB, FRANCONI & LOSSOW (1984); JOSÉ & FURLANI (1984); WEINECK (1984); HAY & REID (1985); KAPANDJI (1987).

Quanto à atividade dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, nos movimentos de rotação lateral do quadril, há concordância com os livros textos e os trabalhos de RASH & BURKE (1977); KENDALL, KENDALL & WADSWORTH (1980); WHEATLEY & JAHNKE (1951); FISCHER & HOUTZ (1968); FURLANI, VITTI & BÉRZIN (1973, 1977).

A atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), neste movimento, pode ter sido enfatizada pela inversão do tornozelo, o que concorda com JOSÉ & FURLANI (1984), embora esteja em desacordo com SANT'ANNA (1988), que verifica maior atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) durante a flexão do joelho com eversão do tornozelo.

O terceiro movimento (M3) consiste da posição inicial em decúbito ventral, com o quadril estendido na linha média do corpo e com o joelho estendido. O movimento registrado foi a flexão do joelho sem alterações voluntárias na posição da tíbia. Verificou-se atividade nos músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo durante a flexão do joelho, confirmando os livros textos e trabalhos de ARIENTI (1948); WHEATLEY & JAHNKE (1951); BASMAJIAN (1957); BIERMAN & RALSTON (1965); GREENLAW & BASMAJIAN (1968) apud BASMAJIAN & DE LUCA (1985); SNYDER & FORWARD (1972); GREENLAW (1973) apud BASMAJIAN & DE LUCA (1985); FURLANI, VITTI & BÉRZIN (1973, 1977); GRAY (1977); RASH & BURKE (1977); GARDNER & col. (1978); DANIELS &

WORTHINGHAM (1980); KENDALL, KENDALL & WADSWORTH (1980); LUNNEN, YACK & LeVEAU (1981); HAMILTON (1982); JOSÉ & FURLANI (1984); WEINECK (1984); HAY & REID (1985); SANT'ANNA (1988).

Após esta análise generalizada da ação dos músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) nos movimentos estudados, estes músculos serão analisados isoladamente onde serão observadas as interações entre os fatores movimento (Fator A), aplicação ou não de carga (Fator B) e os ângulos pré estabelecidos (Fator C).

MÚSCULO SEMITENDÍNEO

O músculo semitendíneo, quando observadas as interações triplas entre os fatores movimento, aplicação ou não de carga e ângulo, assim como as interações duplas de movimento com e sem aplicação de carga, não apresentou diferenças significativas, existindo interação apenas entre os fatores movimento e ângulo. Nesta interação quando verifica-se o efeito do movimento sobre os ângulos têm-se (Tabelas 4 e 7).

a) Em 30 graus, o músculo semitendíneo apresentou atividade semelhante no movimento M1 e no movimento M2, tendo sua maior atividade no movimento M3 ($M1 = M2 < M3$).

Este resultado relaciona-se com a posição do membro inferior na maca. Quando o membro inferior encontra-se a 30 graus, para os movimentos M1 e M2, existe um movimento da tibia pela flexão do joelho, muito mais pela contração excêntrica do quadríceps femoral que propriamente pelo semitendíneo. Para que a articulação do joelho possa executar um movimento preciso e

sem prejuízo para a articulação e músculos, deve haver uma co-contracção entre agonistas e antagonistas envolvidos na articulação do joelho. Tal acção provoca uma actividade débil no músculo semitendíneo, quando comparada aos 30 graus do movimento M3. Esta actividade pode também ter relação com o movimento de extensão do quadril, que ocorre simultaneamente com o movimento do joelho.

b) Em 60 graus, o músculo semitendíneo comportou-se da mesma forma que aos 30 graus, tendo actividade semelhante no movimento M1 e no movimento M2, tendo sua maior actividade no movimento M3 ($M1 = M2 < M3$).

O facto de termos uma actividade eletromiograficamente semelhante para o músculo semitendíneo nos movimentos M1 e M2, entre 30 e 60 graus, faz com que a indicação de apenas o M2, como é normalmente indicado pelo método Kabat para ênfase ao músculo semitendíneo, não seja tão rígida. A partir deste resultado deve-se pensar num desenvolvimento simultâneo entre os músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) também no M1, isto ao menos no intervalo de 30 a 60 graus de amplitude.

c) Em 90 graus, o músculo semitendíneo apresentou maior actividade no movimento M1, em relação ao movimento M2, sendo que no movimento M3, a actividade do músculo semitendíneo não foi significativa em relação aos outros movimentos ($M1 > M2; M3$).

Outro factor, que pode ter aumentado a actividade do músculo semitendíneo no movimento M1, para o movimento M2 (Tabela 7), é que, no primeiro movimento, existe uma tendência à rotação lateral da tibia quando o joelho se flete pela acção do músculo

bíceps da coxa (cabeça longa) (GREENLAW & BASMAJIAN apud BASMAJIAN & DE LUCA 1985; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH 1980; WEINECK 1984; HAY & REID 1985; WIRHED 1986; KAPANDJI 1987) e este movimento é freiado pelo músculo semitendíneo (KAPANDJI, 1987), uma vez que este é considerado rotador interno do joelho (GREENLAW & BASMAJIAN 1968 apud BASMAJIAN & DE LUCA 1985; GREENLAW 1973 apud BASMAJIAN & DE LUCA 1985; RASH & BURKE 1977; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH 1980; WEINECK 1984; HAY & REID 1985; WIRHED 1986; KAPANDJI 1987).

O aumento da atividade do músculo semitendíneo no movimento M3, em relação aos 30 e 60 graus, pode ter ocorrido em razão da tíbia estar realizando um movimento contra a gravidade, contrário ao movimento realizado em M1 e M2. O próprio peso do segmento em M3, já é um fator de resistência ao movimento, que é evidenciado aos 30 graus, em particular, pelo fato que o músculo tem que vencer o peso inicial do segmento, onde de início existe uma rápida contração isométrica, seguida por uma aceleração e posteriormente acompanhada pela inércia. Tais aspectos evidenciam a diminuição da atividade muscular aos 60 e 90 graus no movimento M3 (flexão do joelho no plano sagital) e principalmente aos 90 graus, pelo fato de existir, a partir desta angulação, um movimento a favor da gravidade.

Dentro desta análise, observa-se que à medida que aumenta o ângulo para os três movimentos, perde-se em vantagem mecânico-fisiológica pela perda da tensão das fibras musculares. Para vencer a força de resistência oferecida pelo próprio segmento, é necessário um maior recrutamento de unidades motoras, o que leva a ativação de um maior número de

fibras musculares e proporcional aumento da força (KELLEY apud SANT'ANNA, 1988). Esse mecanismo evidenciou-se para os três movimentos, sendo que nos movimentos no plano diagonal ocorreu para vencer-se, aos 90 graus, o peso do segmento e a ação da gravidade, e no movimento no plano sagital, ocorreu aos 30 e 60 graus pelo mesmo motivo.

Quando observa-se o efeito dos ângulos para cada movimento verifica-se que (Tabela 7):

a) No movimento M1, o músculo semitendíneo apresenta uma atividade semelhante em 30 e 60 graus, tendo sua maior atividade aos 90 graus.

b) No movimento M2, o músculo semitendíneo apresentou uma atividade semelhante aos 30 e 60 graus, tendo sua maior atividade aos 90 graus, quando comparado com 60 graus e atividade semelhante quando comparado com 30 graus (Tabela 7).

Estes resultados indicam uma tendência ao início e final do movimento, em maior atividade do músculo semitendíneo, o que provavelmente seja devido à ação deste músculo como adutor durante o início do movimento (KAPANDJI, 1987), e pela ação de rotador interno da tíbia no movimento de flexão do joelho, que passa a ser mais enfatizado quando o joelho está a 90 graus, o que ocorreu quando a coxa encontrava-se em contato com a mesa e a perna já iniciava um movimento contra uma maior resistência, da gravidade ou mecânica, oferecida pelo equipamento Sistema de Polias Duplas.

c) No movimento M3, o músculo semitendíneo apresentou uma atividade semelhante nos três ângulos estudados. Embora verificou-se, pelo resultado, que houve uma tendência à

diminuição da atividade do músculo semitendíneo à medida que aproxima-se de 90 graus. Neste movimento, dentre as três angulações, verificou-se que as maiores atividades estão entre 30 e 60 graus. Esta evidência concorda com SANT'ANNA (1988), que estudou o músculo semitendíneo em mesa flexora, com alterações da posição do pé, na qual este músculo apresentou sua maior atividade nos intervalos de 30 a 60 graus e discorda de seus resultados quando relata ter registrado uma maior atividade também no intervalo de 60 e 90 graus.

Estes resultados concordam com a afirmação de que um músculo pode agir mais poderosamente em momentos diferentes da amplitude de movimento (KELLEY, apud SANT'ANNA, 1988). A posição da articulação reflete nos níveis de ação muscular e deve ser levada em consideração para cada indicação de exercícios (FISCHER & HOUTZ 1968). Isto também é comprovado por LEHMKUHL & SMITH (1987) quando verificou a quantidade de força isométrica máxima para flexão do joelho, em função das mudanças da articulação do quadril estendido e fletido.

Na análise isolada do efeito da carga sobre a atividade dos músculos, observa-se que existe maior atividade muscular quando aplica-se carga (Tabelas 2, 3, 5, 6 e 7).

Quando o fator movimento é analisado isoladamente (Tabela 6) verifica-se que o músculo semitendíneo apresenta sua maior atividade no movimento M3. Este resultado confirma as relações biomecânicas já explanadas com relação às mudanças de posição das articulações e do próprio corpo do indivíduo, que neste movimento apresenta-se em decúbito ventral. Nesta posição há maior propensão às ações da gravidade, em função do próprio

peso do segmento, que é aumentado quando se aplica carga, levando à um maior recrutamento de unidades motoras (KELLEY apud SANT'ANNA, 1988; LEHMKUHL & SMITH, 1987).

Quando analisado o fator carga isoladamente, verificou-se que o músculo semitendíneo apresentou maior atividade quando administra-se carga. Tal resultado está de acordo com as teorias de graduação de força muscular, que referem o aumento da força muscular à ativação de um maior número de unidades motoras simultaneamente, provocando um aumento das despolarizações registradas pelo eletromiógrafo (LEHMKUKL & SMITH, 1987). Para efeito de treinamento isto é favorável, pelo fato de que para obter-se força, o músculo deve ser submetido a alterações de tensão, conseguida no presente estudo pela característica dos movimentos estudados e pelo equipamento utilizado, o que propicia pela resistência oferecida, o aumento da tensão, Isto confirma os estudos de KOMI apud MELLEROWICZ & MELLER, (1979), que mostrou o aumento da atividade muscular frente ao aumento da força, que neste estudo foi estimulado pela colocação da resistência mecânica.

Quando analisado o fator ângulo isoladamente, verificou-se que o músculo semitendíneo apresenta atividade semelhante entre 30 e 60 graus, tendo sua maior atividade aos 90 graus.

BÍCEPS DA COXA CABEÇA LONGA

O músculo bíceps da coxa (cabeça longa) quando analisados os movimentos, em relação à aplicação de carga, verificou-se que, sem a aplicação de carga, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou atividade semelhante nos movimentos M1 e M2, sendo que no movimento M3, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou uma maior atividade em relação aos movimentos no plano diagonal. A atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), no movimento M2, concorda com os achados de WHEATLEY & JAHNKE (1951) e FISHER & HOUTZ (1968), que identificaram atividade no músculo bíceps da coxa (cabeça longa) nos movimentos de extensão, adução e rotação lateral do quadril e flexão do joelho contra resistência.

Este aumento de atividade, no movimento M3, deveu-se talvez ao fato de que o peso do segmento foi suficiente para recrutar um maior número de unidades motoras para conseguir vencer a resistência da gravidade (KELLEY, 1971 apud SANT'ANNA (1988); LEHMKUHL & SMITH, 1987), o que não ocorreu nos movimentos no plano diagonal em toda sua amplitude.

Com a aplicação de carga, os movimentos M1 e M3, apresentaram atividade semelhante, embora maiores que no movimento M2 ($M1 = M3 > M2$).

Com isto, verificou-se que o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) tem uma resposta aumentada no padrão de movimento M1, tanto quanto o movimento M3, no plano sagital, que é o clássico movimento realizado isoladamente por este

músculo. Assim pode-se ter certeza da possibilidade de um desenvolvimento do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) quando realizado contra uma resistência mecânica. Tal ênfase pode ser atribuída a rotação lateral da tíbia possibilitada no movimento de flexão do joelho (DANIELS & WORTHINGHAM, 1980; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980; KAPANDJI, 1987). Isto devido ao músculo bíceps da coxa (cabeça longa) estar fixo para fora do eixo vertical do joelho e ao tracioná-lo para trás, a parte externa do platô tibial rodar lateralmente (GREENLAW & BASMAJIAN, 1968 apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GREENLAW, 1973, apud BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; RASH & BURKE, 1977; KENDALL, KENDALL & WADSWORTH, 1980; WEINECK, 1984, HAY & REID, 1985; WIRHED, 1986; KAPANDJI, 1987)

Outro fator que pode ter enfatizado a atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) no movimento M1, foi o movimento de flexão plantar com eversão do tornozelo, que, de acordo com SANT'ANNA (1988), há um aumento da atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) devido a rotação lateral da tíbia sob o fêmur que acompanha o movimento de eversão do pé.

Isto fornece certeza àqueles que utilizam este padrão de movimento do Método Kabat, de que realmente com o uso de um sistema de polias, pode-se obter uma maior atividade no músculo bíceps da coxa (cabeça longa), uma vez que pode ser comparada a uma grande atividade deste músculo no movimento mais classicamente utilizado para treinamento que é o M3. O fato de aumentar a atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), quando submetido ao equipamento Sistema de Polias Duplas,

concorda com a teoria do recrutamento de unidades motoras (EYZAGUIRRE & FIDONE, 1977; LEHMKUL & SMITH, 1987).

Analisando o efeito da carga para cada movimento individualmente verificou-se que:

a) No movimento M1, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou maior atividade com aplicação de carga.

b) No movimento M2, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou atividade semelhante com e sem aplicação de carga.

c) No movimento M3, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou maior atividade com aplicação de carga. (Tabela 10).

A aplicação de resistência e a característica de M3, fornecem uma desvantagem mecânico-fisiológica pela perda da tensão de suas fibras. Desta forma, a força muscular tem que ser compensada através de um maior recrutamento de unidades motoras (LEHMKUHL & SMITH, 1987).

Combinando-se os fatores movimentos e ângulos verificou-se que (Tabela 11)

a) Em relação ao ângulo de 30 graus, nos movimentos no plano diagonal, M1 e M2, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou atividade semelhante, sendo que é no movimento M3, quando o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou sua maior atividade ($M1 = M2 < M3$).

b) Aos 60 graus, nos movimentos no plano diagonal, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou atividade semelhante, sendo que, no movimento M3, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou maior atividade.

Estes resultados podem ser explicados pela análise

cinemática dos movimentos no plano diagonal, onde inicialmente aos 30 e 60 graus existe um movimento tanto na articulação do quadril como no joelho a favor da gravidade. Isto provavelmente exige muito mais uma ação excêntrica dos músculos psoas maior e ilíaco, quadríceps e tensor da fascia lata, para evitar a queda do membro, embora não tenhamos feito os registros eletromiográficos destes músculos.

No movimento M3 (flexão do joelho no plano sagital), o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), nos ângulos de 30 e 60 graus, necessitou de uma maior atividade para deslocar a perna contra a gravidade.

c) Aos 90 graus, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresenta um atividade semelhante durante os três movimentos (M1=M2=M3), embora analisando os registros eletromiográficos encontrou-se uma maior atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) no movimento M1. Este resultado está de acordo com os objetivos do Método Kabat, que refere este movimento como sendo o mais indicado para o desenvolvimento deste músculo, embora pela semelhança estatística, podemos nos utilizar dos três movimentos, neste nível de angulação, para obter a maior atividade deste músculo.

Na análise isolada de cada movimento, em relação aos ângulos, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), nos movimentos realizados no plano diagonal, no ângulo de 90 graus, apresentou maior atividade em relação aos ângulos de 30 e 60 graus, nos quais a atividade foi semelhante entre si (30 = 60 < 90), (Tabela 11 e 14). Este resultado pode ser explicado devido

a perna, a partir de 90 graus, iniciar um movimento contra a gravidade, o que até esta angulação não ocorre, devido ao quadril ainda apresentar-se em flexão, sendo que, aos 90 graus de flexão do joelho, o quadril já está em extensão ao menos a nível da linha média do corpo.

Estes resultados discordam dos obtidos por BIERMAN & RALSTON (1965), que registraram potenciais de ação no músculo bíceps da coxa (cabeça longa), no plano sagital, com amplitudes maiores no início do movimento, diminuindo gradualmente e cessando no final do movimento de flexão do joelho, embora este tenha sido realizado em decúbito dorsal mas ao nível da maca.

d) No movimento M3, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou atividade semelhante entre os ângulos de 30, 60 e 90 graus. Este resultado discorda dos obtidos por SANT'ANNA (1989), que observou maior atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) no intervalo de 30 e 60 graus, embora obtido no equipamento mesa flexora, para fornecer resistência.

Analisando isoladamente os movimentos no plano diagonal e sagital (Tabela 13), verificou-se que, no movimento de flexão do joelho no plano sagital, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou maior atividade com relação aos movimentos no plano diagonal.

Quanto à aplicação de carga, verificou-se que o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) obteve-se maior atividade quando aplicada carga em relação à não aplicação de carga, o que concorda com a teoria do recrutamento de unidades motoras, quando o músculo é exigido gradualmente, como na aplicação de

carga (HOLLMANN & HETTINGER, 1983).

Quanto aos ângulos, o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) apresentou uma atividade semelhante aos 30 e 60 graus, tendo sua maior atividade aos 90 graus.

O comportamento do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), embora tenha maior atividade aos 90 graus, observou-se que, entre os movimentos no plano diagonal, no movimento M1 apresentou maior atividade que no M2, embora não significativa. Este resultado sugere que o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) realmente pode ter uma ênfase em sua atividade, quando usado este padrão do método Kabat, pela sua tendência à rotação lateral da tíbia quando o joelho é fletido. Pela atividade registrada no movimento M2 pode-se dizer também que houve atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa), embora em menor intensidade que no M1.

Ao se comparar os movimentos entre os planos diagonal e sagital, verificou-se que, neste último, a atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) é maior, o que pode explicar o seu uso em programas de treinamento e reabilitação, assim como vinculado ao equipamento sistema de polias duplas, no qual os registros eletromiográficos foram maiores do que quando realizados livremente.

CONCLUSÕES

7 - CONCLUSÕES:

A análise e a discussão dos resultados subsidiaram as seguintes conclusões:

- 1 - Os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo apresentam maior atividade eletromiográfica no movimento de flexão do joelho, no plano sagital, em comparação com os movimentos realizados no plano diagonal;
- 2 - Os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo apresentam maior atividade quando realizam os movimentos com administração da carga através de equipamento Sistema de Polias Duplas;
- 3 - Durante os três movimentos estudados (M1, M2 e M3), os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo, quando observado o efeito dos ângulos, apresentaram maior atividade aos 90 graus;
- 4 - Dos movimentos utilizados pelo método Kabat, o movimento M1 (extensão, abdução e rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos) apresenta a maior atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) e no ângulo de 90 graus;

5 - O músculo semitendíneo, em ambos os movimentos realizados no plano diagonal, apresenta atividade semelhante aos 30 e 60 graus, sendo que, aos 90 graus, o M1 (extensão, abdução e rotação medial do quadril com flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos) apresenta a maior atividade entre eles.

8 - RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar a atividade eletromiográfica dos músculos semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) aos 30, 60 e 90 graus durante movimentos realizados no plano diagonal, que caracterizam os padrões do Método Kabat de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva, e os movimentos realizados no plano sagital comumente indicados nos planos de tratamento e treinamento. Estes movimentos foram realizados com e sem aplicação de resistência mecânica através de um equipamento denominado Sistema de Polias Duplas e os graus foram registrados por um eletrogoniômetro.

Os padrões de movimento no plano diagonal foram: 1) extensão, abdução, rotação medial do quadril, flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos. 2) extensão, adução e rotação lateral do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos. Em ambos movimentos o voluntário estava em decúbito dorsal. O movimento realizado no plano sagital foi: 3) flexão do joelho com o sujeito posicionado em decúbito ventral.

Através deste estudo, conclui-se que os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo apresentam maior atividade eletromiográfica no movimento de flexão do joelho no plano sagital em comparação aos movimentos realizados no plano diagonal.

Os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo apresentam maior atividade quando submetidos a aplicação de carga.

Durante os três movimentos, os músculos bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo quando observado o efeito dos ângulos, apresentaram maior atividade aos 90 graus.

Dos movimentos utilizados pelo Método Kabat, o movimento de extensão, abdução e rotação medial do quadril, com flexão do joelho, flexão plantar e eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos, apresentou a maior atividade do músculo bíceps da coxa (cabeça longa) no ângulo de 90 graus.

Para o músculo semitendíneo, ambos padrões de movimento do Método Kabat, apresentaram atividade semelhante aos 30 e 60 graus, tendo, aos 90 graus, maior atividade no M1 = extensão, abdução, rotação medial do quadril, flexão do joelho, flexão plantar com eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

SUMMARY

9 - SUMMARY

The goal of this study was to compare the electromyographic activity during the movements performed on the diagonal plan which characterize the patterns of the Kabat Method for the proprioceptive neuromuscular facilitation with the movements performed on the sagittal plan usually indicated in the treatment and training plans. These movements were performed with and without the application of mechanical resistance by means of an equipment called Double Pulleys System.

The electromyographic records were obtained from the thigh semitendinous and biceps femoris (caput longum) muscles at 30, 60 and 90 degrees recorded by an electrogoniometer.

The patterns of movement on diagonal plan were. 1) extension, abduction, and medial rotation of the hip; knee flexion, plantar flexion with eversion of the ankle, flexion and adduction of the toes; 2) extension, adduction and lateral rotation of hip, with knee flexion, plantar flexion with inversion of the ankle, flexion and adduction of the toes. In both movements the volunteer was in a dorsal decubent position; 3) The movement performed on the sagittal plan was the knee flexion with the subject ventrally decubent.

Through this study it can be concluded that the thigh biceps femoris (caput longum) and semitendinous muscles show a greater electromyographic activity in the flexion movement of the knee on the sagittal plan in comparison with the movements performed on the diagonal plan.

The thigh biceps femoris (caput longum) and semitendinous muscles present a greater activity when submitted to load application.

During the three movements, the thigh biceps femoris (caput longum) and the semitendinous muscles present a greater activity at 90 degrees when the angles effect is observed.

Of the movements use by the Kabat Method, the movements of extension, abduction and medial rotation of the hip, with knee flexion, plantar flexion and eversion of the ankle, flexion and adduction of the toes, presented a greater activity of the thigh long head biceps femoris (caput longum) muscle at the angle of 90 degrees.

For the semitendinous muscle, both patterns of the Kabat Method, showed similar activity both at 30 degrees and 60 degrees, and has a greater activity at 90 degrees in the M1 (extension, abduction, medial rotation of the hip knee flexion, plantar flexion with eversion of the ankle, and adduction of the toes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

- ARIENTI, A. Estudos eletromiográficos da locomoção humana. Res. Clin. Cient. Instit. Lorenz., v. 17, p. 175-178, 1948.
- BARBANTI, V.J. Teoria e Prática do Treinamento Desportivo. São Paulo: Edgard Blucher, 1979. 240p.
- BASMAJIAN, J.V., DE LUCA, C.J. Muscles alive: Their functions revealed by electromyography. 5.ed. Baltimore: Williams e Wilkins, 1985. 561p.
- BASMAJIAN, J.V. Electromyography of two-joint muscles. The Anatomical Record, v. 129, n. 4, p. 371-380, 1957.
- BASMAJIAN, J.V. Terapêutica por exercícios. 3.ed., São Paulo: Manole, 1980. 757p.
- BIERMAN, W., RALSTON, H.J. - Electromyographic study during passive and active flexion and extension of the knee of the normal human subject. Arch. Phys. Med., v. 46, p. 71-75, 1965.
- BITTENCOURT, N. Musculação: Uma abordagem metodológica. 2.ed., R.J.: Sprint, 1986. 128p.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR-6029 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS. SÃO PAULO, ABNT, 1989, 19p.

- COOPER, J.M., GLASSOW, R.B. *Kinesiologia*. Buenos Aires: Panamericana, 1973. 373p.
- DANIELS, L., WORTHINGHAM, C. *Provas de função muscular*. 5.ed., R.J.: Guanabara, 1987. 184p.
- EYZAGUIRE, C., FIDONE, S.J. *Fisiologia do Sistema Nervoso*. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977. 398p.
- ENOKA, R.M. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Illinois: Human Kinetics Books, 1988. 336p.
- FISCHER, F.J., HOUTZ, S.J. Evaluation of the function of the gluteus maximus muscle. *Amer. J. of Phys. Med.*, v. 47, n. 4, p. 182-191. 1968.
- FUJIWARA, M., BASMAJIAN, J.V. Electromyographic study of two-joint muscles. *Am. J. Phys. Med.*, v. 54, n. 5, p. 234-242, 1975.
- FURLANI, J., VITTI, J., BÉRZIN, F. - Estudo eletromiográfico do músculo bíceps femoral. *Fol. Clin. Biol.*, v. 1, n. 4/5, p. 188-192, 1973.
- _____, _____, _____. Musculus bíceps femoris, long and short head an electromyography study. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, v. 17, p. 13-19, 1977.

- GARDNER, E., GRAY, D.J., O'RAHILLY, R. Anatomia. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1978. 815p.
- GRAY, H. - Anatomia. 29.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977. 1147p.
- HAY, J.G., REID, J.G. As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano. Rio de Janeiro: Prentice Hall, 1985. 281p.
- HAMILTON, W.J. Tratado de anatomia humana. 2.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1982. 789p.
- HOLLMANN, W., HETTINGER, Th. Medicina de esporte. S.P.: Manole, 1983. 678p.
- JACOB, S.W., FRANCONI, C.A., LOSSOW, W.J. Anatomia e fisiologia humana. 5.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. 569p.
- JOSÉ, J.L., FURLANI, J. Simultaneous EMG of Biceps Femoralis, Semimembranous and Semitendinous Muscles in the Flexion Movement in Ergometric Bicycle. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., v. 24, p. 561-569, 1984.
- KAPANDJI, I.A. Fisiologia articular. 4.ed. São Paulo: Manole, 1987. v. 2, 234p.

- KENDALL, H. O., KENDALL, F. P., WADSWORTH, G. E. Músculos, provas e funções. 2.ed. São Paulo: Manole, 1980. 296p.
- LEHMKUHL, L. D., SMITH, L. K. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. 4.ed. São Paulo: Manole, 1987. 466p.
- LUNNEN, J. D., YACK, J., LeVEAU, B. F. Relationship Between Length, Muscle Activity, and Torque of the Hamstring Muscle. Phys. Ther., v.61, n. 2, p. 190-195, 1981.
- MARKOS, P. D. Ipsilateral and Contralateral Effects of Proprioceptive, Neuromuscular Facilitation Techniques on Hip Motion and Electromyographic Activity. Phys. Ther. v. 59, n. 11, p. 1366-1373, 1979.
- MAYHEW, T. P., NORTON, B. J., SAHRMANN, S. A. Electromyographic study of the relationship between hamstring and abdominal muscles during a unilateral straight leg raise., Phys. Ther. v. 63, n. 11, p. 1769-1775, 1983.
- MELLEROWICZ, H., MELLER, W. Bases Fisiológicas do Treinamento Físico. São Paulo: EDUSP, 1979. 128p.
- MURPHEY, D. L., BLANTON, P. L., BIGGS, N. L. Electromyographic Investigation of Flexion and Hyperextension of the Knee in normal Adults. Amer. J. of Phys. Med. v. 50, n. 2, p. 80-90, 1971.

- RASH, P.J., BURKE, R.K. *Cinesiologia e anatomia aplicada*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977. 571p.
- SANT'ANNA, M. F., *Estudo eletromiográfico dos mm bíceps femuris (caput longum), semitendinosus e semimembranosus nos movimentos de flexão e extensão da perna em mesa flexora*. Piracicaba: Faculdade de Odontologia, UNICAMP, 1988. 87p. Tese (Mest. Biol. e Pat. Buco-Dental, conc. Anatomia) FOP-UNICAMP.
- SNEDECOR, G.W, COCHRAN, W.S. *Statistical Methods*. Ames: The Iowa State University Press, 1980. 505p.
- SNYDER, J.L., FORWARD, E. M. Comparison of knee flexion and extension in the diagonal and sagittal planes. *Phys. Ther.*, v. 52, n. 12, p. 1255-1263, 1972.
- VOSS, D.E., IONTA, M., MYERS, B.J. *Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva*. São Paulo: Panamericana, 1987. 388p.
- WEINECK, J. - *Anatomia aplicada ao esporte*. 3.ed. São Paulo: Manole, 1984, 210p.
- WHEATLEY, M.D, JAHNKE, W.D. Electromyographic study of the superficial thigh and hip muscles in normal individuals. *Arch. Phys. Med.*, v. 32, p. 508-515, 1951.

WIRHED, R. Atlas de anatomia do movimento. São Paulo: Manole,
1986. 138p.

De acordo com:

NOMINA ANATÔMICA - 5.ed., Rio de Janeiro, Medsi, 1984. 110p.

NOMINA ANATÔMICA OF PARIS (PNA), Pergamon Press, Oxford, 1.ed.,
1955. 634p.