

*Este exemplar  
foi devidamente arquivado  
conforme resolução cc/PP/036/87  
Diário 26 de Junho de 1995*

**MARIA RITA MASSELLI**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS  
ILIOCOSTAL LOMBAR, SEMITENDÍNEO E BÍCEPS  
DA COXA (Cabeça Longa) NO VITA-HOUSE**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Ciências, Área de Biologia e Patologia Buco-Dental.

Piracicaba - SP  
1995

M383e

25075/BC

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL

**MARIA RITA MASSELLI**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS  
ILIOCOSTAL LOMBAR, SEMITENDÍNEO E BÍCEPS  
DA COXA (Cabeça Longa) NO VITA-HOUSE**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Ciências, Área de Biologia e Patologia Buco-Dental.

Orientador: Prof. Dr. Fausto Bézzin

Piracicaba - SP  
1995



*Nunca lhe dão  
um desejo sem também  
lhe darem  
o poder de realizá-lo.*

*Você pode  
ter de trabalhar por ele,  
porém.*

*Richard Bach*

Ao meu esposo Silvio  
e a minha família,

meu carinho e gratidão.

Ao Dr. FAUSTO BÉRZIN, Professor Livre-Docente do Departamento de Morfologia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, minha eterna gratidão pela orientação desta tese, feita sem autoritarismo e inúteis formalidades, de tal forma que o trabalho foi realizado com prazer e em clima de grande colaboração.

## AGRADECIMENTOS

Aos voluntários pela paciência e desinteressada colaboração.

À Profa.Dra. VANESSA MONTEIRO PEDRO, por ser um contagiante caldeirão de boas idéias, que representaram um forte estímulo para este trabalho.

Ao Prof. Dr. ZENON SILVA, por saber transmitir seu profundo conhecimento com prazer, e ter uma incansável disposição para ajudar.

À Profa. Dra. SONIA VIEIRA, pela análise estatística.

Aos amigos da F.O.P., entre eles PEDRO, BERALDO E CHICO, pela presença e apoio constante.

Aos colegas de Departamento de Fisioterapia da F.C.T. - UNESP, de Pres. Prudente que, a despeito da sobrecarga de trabalho, concederam o afastamento de minhas atividades.

À Profa. CLAUDIA REGINA SGOBBI DE FARIA, por ter sido boa companheira desta jornada.

Ao PICD - Programa Institucional de Capacitação Docente, pela concessão da bolsa de estudos.

À VITALLY - Indústria de Aparelhos para Ginástica Ltda, pela doação do aparelho *Vita - house*.

À MARIA JOSÉ TRISÓGLIO, Diretora da Biblioteca da F.C.T. - UNESP de Pres. Prudente, pela correção das referências bibliográficas.

Ao WALMIR CÉSAR LANZA CALDEIRA, funcionário da F.C.T., pela confecção dos gráficos e impressão desta tese.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	01
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	04
2.1- Músculo eretor da espinha.....	04
2.2- Músculos isquiotibiais.....	14
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	31
4. RESULTADOS.....	39
5. DISCUSSÃO.....	61
6. CONCLUSÃO.....	80
RESUMO.....	81
SUMMARY.....	82
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	83
APÊNDICE.....	89

## INTRODUÇÃO

## 1. INTRODUÇÃO

A utilização de aparelhos, tanto para realizar exercícios de fortalecimento muscular em indivíduos clinicamente normais quanto para exercícios terapêuticos em indivíduos com alguma disfunção, tem sido empírica. Este empirismo que ainda é largamente praticado, exceto em alguns centros de excelência, se deve ao nosso atraso tecnológico.

De acordo com AMUNDSEN (1990), está bem aceita a necessidade de testes de força, desde a simples observação das atividades de vida diária até sofisticados sistemas computadorizados. Atualmente, a performance do músculo esquelético pode ser avaliada por sistemas ou instrumentos que garantem, cada vez mais, precisão e confiabilidade das medidas. E somente após uma boa avaliação é que se elabora um programa de exercícios adequado às condições do indivíduo.

O aparelho *Vita-house* (Figuras 2 e 3) foi projetado para a realização, entre outros, do exercício de fortalecimento dos músculos flexores da perna. A versatilidade deste aparelho foi aumentada pela colocação, em seu banco, de uma dobradiça. Esta, proporciona ao indivíduo a possibilidade de escolher uma das duas diferentes posições: mesa plana ou mesa inclinada. Será que o posicionamento diferente do indivíduo sobre o aparelho modifica a atividade nos músculos isquiotibiais e iliocostal lombar?

A principal diferença entre a utilização da mesa plana ou inclinada está na modificação do comprimento muscular dos isquiotibiais. Na mesa inclinada os músculos isquiotibiais ficam mais alongados do que na mesa plana porque na primeira, a posição do indivíduo afasta a inserção da origem do referido grupo muscular.

Vários estudos foram realizados para verificar o relacionamento entre o comprimento e a tensão muscular: FELDER (1978); GRIEVE & PHEASANT (1976);

LUNNEN, YACK, LeVEAU (1981); ANDRIACCHI et al. (1984); BASMAJIAN & De LUCA (1985); CHARTERIS & GOSLIN (1986); FIGONI, CHRIST, MASSEY, (1988). Todos estes Autores observaram, através de diferentes métodos, que um músculo desenvolve um torque maior no estado alongado do que no encurtado.

Outra diferença, não menos importante, entre a utilização da mesa plana ou inclinada, está no posicionamento da coluna lombar em particular. Na mesa plana, a coluna lombar mantém sua curvatura enquanto na mesa inclinada a coluna lombar se retifica. A curvatura da coluna lombar está ligada a vários fatores: construção dos ossos em curvatura, proporções corporais, trações musculares e posição da pelve. De acordo com KAPANDJI (1990), a retificação das curvaturas espinhais toma a sua origem ao nível da pelve. A correção da anteversão da pelve é obtida pela ação dos músculos extensores da coxa: a contração dos isquiotibiais e sobretudo do glúteo máximo leva à báscula da pelve para trás e restabelece a horizontalidade da linha bi-espinhosa. O sacro torna-se, assim, vertical, o que faz diminuir a curvatura da coluna lombar. Essa relação de dependência entre a curvatura e a posição da pelve também foi descrita por CALAIS-GERMAIN (1992), segundo a qual uma anteversão da pelve causa uma lordose lombar e, uma retroversão leva ao desaparecimento da lordose lombar.

Entretanto, na mesa inclinada, ocorre uma retificação passiva da lordose lombar, ou seja, sem ação muscular, devida à posição de retroversão que a pelve assume na referida mesa.

O dorso é um sistema complexo de estruturas anatômicas. Comprometer qualquer destas estruturas pode levar ao desenvolvimento de dor lombar. A manutenção de uma postura adequada durante o treinamento é medida profilática no desenvolvimento de lombalgia de etiologia mecânica. CAILLIET (1989) afirma que nas atividades cotidianas deve se ter sempre em mente o benefício da região lombar manter-se plana (grifo do autor).

A proposta do presente estudo foi de investigar o relacionamento entre o posicionamento do indivíduo no *Vita-House* e a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos isquiotibiais e músculo iliocostal lombar, numa amostra da população jovem e não sedentária. E, a partir daí, fazer considerações quanto a utilização mais segura e eficaz deste aparelho para que os objetivos do treinamento sejam plenamente alcançados.

REVISÃO DA LITERATURA

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura está dividida, ainda que um tanto arbitrariamente, em tópicos e subtópicos, numa tentativa de organização. Em primeiro lugar, apresenta-se uma revisão dos artigos que tratam do músculo eretor da espinha sob dois aspectos principais: Anatomia Funcional e Dor Lombar. Em segundo lugar, uma revisão dos artigos que tratam dos músculos flexores da perna sob dois aspectos principais: Anatomia Funcional e Patologias do Joelho.

### 2.1 Músculo eretor da espinha

A descrição anatômica do músculo eretor da espinha que se segue, foi extraída de GRAY (1977). "Este músculo e seus prolongamentos nas regiões torácica e cervical se localizam no sulco de cada lado da coluna vertebral, recoberto nas regiões lombar e torácica pela fásia toracolombar, pelo serrátil pósterio-inferior na parte de baixo e pelos músculos rombóides e esplênios na parte de cima. O eretor da espinha origina-se da superfície anterior de um amplo e espesso tendão, que se insere na crista sacral mediana, nos processos espinhosos das vértebras lombares, e das duas últimas vértebras torácicas, na crista ilíaca e na crista sacral lateral. As fibras musculares formam uma ampla massa carnosa, que se desdobra na região lombar em três colunas: lateral, o **iliocostal**, intermediária, o **dorsal longo** e medial, o **espinhal**. Cada coluna consiste de três partes, denominadas de acordo com a região, de baixo para cima: lombar, do tórax, do pescoço e da cabeça."

O músculo **iliocostal lombar**, escolhido para o presente estudo, insere-se, por tendões achatados, nas bordas inferiores dos ângulos das seis ou sete costelas inferiores.

### 2.1.1 Anatomia Funcional

A função do músculo eretor da espinha como indicada pelo seu sinal eletromiográfico, tem sido frequentemente descrita na literatura. MASSELLI, CAMARGO, BÉRZIN (1989) apresentam uma revisão dos Autores (FLOYD & SILVER 1951, 1955; PORTNOY & MORIN, 1956; ASMUSSEN, 1960; MORRIS, LUCAS, BRESLER, 1961; CARLSOO, 1961; MORRIS, BENNER, LUCAS, 1962; PAULY, 1966; JONSSON, 1970; WATERS & MORRIS, 1972; ORTENGREN & ANDERSSON, 1977; BLACKBURN & PORTNEY, 1980; SCHULTZ et al., 1982) entre outros. Para evitar repetição, a presente revisão retoma o assunto para atualizá-lo.

**VINK, VELDE, VERBOUT (1987)**, classificaram os músculos intrínsecos da região lombar numa parte medial, formada principalmente pelo músculo multifido, numa parte intermediária, músculo dorsal longo e numa parte lateral, músculo iliocostal lombar. O objetivo da investigação foi estabelecer as diferentes funções das três partes dos músculos intrínsecos da região lombar na estabilização da coluna vertebral. Nesse experimento, estudaram as diferenças no EMG entre as partes do referido músculo numa posição estática, variando somente a intensidade da força. Os músculos mediais mostraram uma relação EMG-força linear, os músculos intermediários uma relação curvilínea e os músculos laterais uma relação mais curvilínea. Isto significa que a coluna medial aumenta sua atividade proporcionalmente enquanto aumenta a força exercida; enquanto a coluna lateral aumenta sua atividade principalmente a partir da contração de 50% da força máxima. A interpretação destes resultados é que a parte medial dos músculos intrínsecos é principalmente ativa na manutenção da postura, e especialmente quando equilibra forças no plano sagital. A parte lateral está mais relacionada com forças no plano frontal.

**STOKES et al. (1988)**, estudaram o músculo eretor da espinha para estabelecer a variabilidade e validade do AMG (sinal acústicomioográfico) como uma medida do torque produzido pelos músculos, comparado com registros simultâneos do

sinal eletromiográfico. A relação do AMG com o torque gerado não tem sido bem documentada. Sua relação com o EMG também não tem sido bem descrita. Durante um esforço isométrico de extensão do tronco, o torque produzido, o AMG captado na superfície da pele, e o EMG captado por eletrodos de superfície foram registrados simultaneamente. Esses registros foram analisados no sentido de estabelecer o relacionamento entre o torque gerado e o sinal EMG e, também o sinal AMG. Os Autores observaram que a relação não linear (quadrática) entre o sinal acústico e o torque gerado difere da relação linear encontrada para o sinal eletromiográfico. Isto implica que a base fisiológica da produção do som pode ser muito diferente daquela responsável pelo fenômeno elétrico. Segundo os Autores, este estudo demonstrou que a eletromiografia é a técnica preferível para monitorar a atividade dos músculos eretores da espinha.

**MASSELLI, CAMARGO, BÉRZIN (1989)**, estudaram o sinal EMG dos músculos dorsal longo do tórax e iliocostal lombar durante a utilização de dois modelos de mesa romana: 1) mesa inclinada, ou seja, que mantinha o indivíduo com flexão de  $138^\circ$  na articulação do quadril e 2) mesa plana, onde o quadril permanecia em extensão. Foram estudados 23 voluntários jovens, do sexo feminino, que, posicionados em decúbito ventral sobre a mesa romana, realizaram movimentos de flexão e extensão da perna. A atividade mioelétrica registrada nos referidos músculos foi moderada pois, durante os movimentos de flexão e extensão da perna, eles exercem um papel de estabilizadores do tronco. Contudo, a importância clínica deste resultado reside na constatação desta atividade que, juntamente com a anteversão pélvica observada, podem ser fatores desencadeadores de dor lombar.

**BENNETT et al. (1989)**, esclareceram que há duas escolas de pensamento a respeito da influência da posição sentado sobre as estruturas da região lombar. Alguns pesquisadores apoiam a idéia de que posturas fletidas, que reduzem ou eliminam a lordose lombar, diminuirão o stress sobre a porção posterior das vértebras e discos. Estas posições fletidas podem melhorar a nutrição do disco, retardar o processo

degenerativo, e conseqüentemente resultar numa redução da dor lombar. Outros afirmam que a manutenção da lordose lombar enquanto sentado diminui a pressão intradiscal e a atividade mioelétrica da musculatura paravertebral.

Os Autores realizaram estudo da eletromiografia integrada (IEMG) e da curvatura lombar durante a permanência em pé e na posição sentado em três tipos diferentes de cadeiras. Observaram que a curvatura lombar e a IEMG em pé foram maiores do que na posição sentado em qualquer das três cadeiras; que não há diferença na atividade do músculo eretor da espinha ao comparar os tipos de cadeira; que é necessária atividade muscular mínima para manter-se de pé e nas posições sentado e que, alterações na IEMG do músculo eretor da espinha não ocorrem com alterações na curvatura lombar.

**WOLF et al. (1991)**, compararam dois tipos de técnicas de registro do sinal eletromiográfico - eletrodo de superfície e de fio - no músculo eretor da espinha bilateral. Os resultados corroboram estudos cinesiológicos anteriores quanto à atividade simétrica do músculo eretor da espinha durante a flexão e extensão do tronco. Quanto aos padrões da atividade muscular durante a rotação e flexão lateral do tronco, não houve concordância com outros estudos eletromiográficos; eletrodos de superfície e de fio parecem detectar diferentes EMG durante rotação, flexão lateral e amplitude finais da flexão e extensão do tronco. Uma interpretação dos Autores supõe que os eletrodos de superfície detectam uma grande porção do músculo eretor da espinha e representam a ação do músculo como um todo, enquanto o eletrodo de fio detecta somente uma pequena área dentro do músculo.

**WRIGHT & STOKES (1992)**, examinaram bilateralmente os músculos paravertebrais ao nível da 4ª vértebra lombar, de 15 adultos jovens saudáveis durante um teste isométrico de fadiga, para estabelecer o grau normal de simetria em indivíduos saudáveis. Registros bilaterais de EMG e AMG foram feitos no indivíduo em decúbito ventral que, para levar seus músculos à fadiga, mantinha seu tronco no plano horizontal sem apoio, portanto contra a ação da gravidade, durante sessenta segundos. Observaram

que as alterações nos registros de EMG e AMG dos músculos paravertebrais foram simétricas para os lados direito e esquerdo; que ao final do teste de fadiga o EMG tinha aumentado enquanto que o AMG tinha permanecido o mesmo e que o uso de um teste padronizado, tal como o descrito, pode ajudar a documentar o padrão da disfunção muscular em diferentes condições patológicas que afetam a coluna vertebral.

**DOLAN & ADAMS (1993)**, elaboraram um estudo para quantificar o efeito das variáveis, comprimento muscular e velocidade de contração, na relação EMG-torque do músculo eretor da espinha. O objetivo foi fornecer um método relativamente simples de estimar a força compressiva que atua na região lombar a partir de medidas do sinal EMG. Os Autores apresentam um modelo matemático que demonstra como as forças compressivas podem ser calculadas a partir de medidas do sinal EMG, provando que a relação entre o EMG e o torque extensor é conhecida, ou seja, linear.

**MACINTOSH, BOGDUK, PEARCY (1993)**, lembraram que flexão da coluna vertebral é um movimento comum nas atividades da vida diária e que lesões da coluna vertebral frequentemente envolvem um componente de flexão. Num esforço para determinar os limites de segurança para a coluna nestas atividades, biomecânicos têm procurado desenvolver modelos para determinar a natureza, distribuição e magnitude das forças exercidas na região lombar e para derivar as alterações no stress que deve ocorrer em várias posturas e atividades. Neste estudo, os Autores desenvolveram um modelo para determinar os efeitos da flexão sobre a força gerada nos músculos da região lombar. O modelo revela que o braço de alavanca destes músculos diminui ligeiramente no comprimento resultando em diminuição de até 18% no torque extensor máximo exercido através da região lombar. Cargas compressivas não foram significativamente diferentes daquelas geradas na posição em pé. Entretanto, houve maiores alterações nas forças de deslizamento, particularmente numa em sentido contrário, de deslizamento ântero-posterior no segmento L5/S1. Flexão causa alongamento pronunciado dos músculos do dorso, os quais devem portanto reduzir sua tensão ativa máxima. No entanto, se aumentos

na tensão passiva forem considerados, eles concluem que as forças de compressão e torques exercidos pelos músculos do dorso em flexão total não são significativamente diferentes daqueles produzidos na posição em pé.

### **2.1.2 Dor Lombar**

Infelizmente, a dor lombar crônica permanece particularmente resistente ao tratamento. Segundo MILLER (1985) as razões para esta falha incluem, provavelmente, o pobre entendimento dos mecanismos físicos, comportamentais e psicológicos subjacentes ao processo de dor crônica. A dor lombar foi objeto de investigação de vários Autores, tais como, KRAVITZ, MOORE, GLAROS (1981); NOUWEN & BUSH (1984); MILLER (1985); SIHVONEN, PARTANEN, HÄNNINEN (1988); ARENA et al. (1989); SIHVONEN & PARTANEN (1990); BIEDERMANN, SHANKS, INGLIS (1990); KLEIN et al. (1991); DE LUCA (1993).

Uma análise mais cuidadosa do conjunto dos trabalhos constantes desta revisão, permite distinguir uma intenção relativamente esclarecida por alguns autores. A intenção é de usar a EMG para avaliar o estado - normal ou alterado - da musculatura relacionada com a coluna vertebral.

**KRAVITZ, MOORE, GLAROS (1981)**, compararam os sinais EMG da musculatura paravertebral de pacientes com dor lombar crônica e indivíduos normais durante períodos de repouso e de contração muscular voluntária. No estado de repouso as medidas de EMG não diferem nos dois grupos. Entretanto, quando solicitados para relaxar os músculos da região lombar enquanto contraíam outros grupos musculares, os pacientes com dor crônica exibiram médias mais altas de atividade muscular na região lombar quando comparadas ao grupo de indivíduos normais. Estes resultados sugerem que pode ser benéfico um "treinamento" dirigido ao relaxamento da região lombar durante atividade de outros grupos musculares.

**NOUWEN & BUSH (1984)**, relacionaram várias modalidades de tratamento por biofeedback, também denominado miofeedback, com eletromiografia para

pacientes com dor lombar. O miofeedback propicia uma retro-informação artificial (visual e auditiva) que complementa a propriocepção deficiente do nível de contração muscular, do ângulo articular e da posição do segmento. Este tratamento preconiza uma redução, por biofeedback, nos níveis de atividade elétrica da musculatura paravertebral partindo do princípio de que nos indivíduos com dor lombar estes níveis são elevados. Neste estudo, os Autores fizeram uma revisão da literatura e avaliam evidências para a associação entre EMG paravertebral e dor lombar. Os Autores concluíram que não há evidências consistentes que pacientes com dor lombar têm sinal EMG elevado, na musculatura paravertebral, ou que sua redução seja conseguida através da terapia por biofeedback.

**MILLER (1985)**, estudou o modelo do espasmo reflexo em resposta à dor, um dos mecanismos que tem sido propostos para explicar a suposta hiperatividade dos músculos paravertebrais. Uma provável etiologia da dor crônica é o aumento involuntário da atividade muscular, ou espasmo muscular. A relação entre dor e atividade muscular é a base do modelo do espasmo reflexo para a dor. Este modelo descreve um ciclo que tipicamente começa com uma lesão que produz atividade muscular reflexa. Esse espasmo, se mantido, produz mais dor e mais espasmo, fechando um círculo vicioso. O Autor comparou a EMG da musculatura paravertebral de pacientes com dor lombar e indivíduos clinicamente normais, em três situações experimentais: permanência em pé; sentado em repouso; e sentado, mas realizando uma tarefa repetitiva com membro superior unilateral. Comparando a atividade muscular produzida por pacientes com dor lombar crônica com a atividade muscular do grupo sem dor, constatou-se uma diferença não significativa entre os grupos, independente da tarefa. De acordo com este resultado, o Autor sugere que o círculo do espasmo reflexo não é a causa da dor lombar crônica; se o espasmo estivesse presente, o sinal EMG do grupo de dor deveria ter sido significativamente mais elevado do que o sinal EMG do grupo de voluntários sem dor.

**SIHVONEN, PARTANEN, HÄNNINEN (1988)**, realizaram estudo em que compararam tipos de eletrodos: agulha; fio de prata; e de superfície, no registro da

atividade elétrica do músculo eretor da espinha com o objetivo de desenvolver um método simples para testar e documentar o funcionamento da região lombar. Concluíram que os registros da atividade elétrica com eletrodo de superfície, durante o ciclo flexão-extensão do tronco, fornecem informações comparáveis com as medidas intramusculares. Além disso, compararam os registros do grupo saudável com os registros do grupo de dor lombar durante a permanência em pé e a posição fletida do tronco. Encontraram, nestas referidas posições estáticas, silêncio elétrico nos indivíduos saudáveis e ao contrário, uma atividade elétrica alta no grupo de dor lombar; e que, na fase cinética de flexão-extensão do tronco, foram observadas atividades diferentes entre os grupos.

**ARENA et al. (1989)**, revisaram vários estudos em que a atividade EMG nos indivíduos com dor lombar crônica foi comparada à dos indivíduos normais. Eles observaram que a maior parte destes estudos chegaram a resultados conflitantes - havia estudos que concluíram que indivíduos com dor lombar crônica têm nível mais alto, mais baixo ou o mesmo nível de tensão muscular do que o grupo controle.

Os mesmos Autores, em estudo anterior, registraram a EMG da musculatura paravertebral em 6 posições e 3 grupos: sem história de dor lombar, episódios passados de dor lombar mas sem dor naquele período e indivíduos com dor lombar crônica com diagnósticos variados. Concluíram que os registros não diferiram com respeito à categoria diagnóstica.

Os referidos Autores enfatizam as limitações metodológicas destes estudos - o pequeno número de pacientes; o pequeno número de posições de exame e movimentos; e a terceira, e mais importante falha metodológica, seria a falta de categoria diagnóstica claramente definida. Por este motivo, os Autores realizaram um estudo em que estas falhas metodológicas foram corrigidas. Seis grupos foram utilizados. O primeiro - grupo controle - formado por 29 voluntários sem história de dor lombar. Os outros cinco grupos com diagnóstico de lombalgia, foram selecionados após terem sido submetido a uma bateria de exames. Um grupo consistiu de 20 voluntários com espondiloartrite; outro

grupo de 52 voluntários com discopatia; outro grupo de 66 voluntários com lombalgia musculoesquelética não especificada; outro grupo de 17 voluntários com alguma combinação dos três grupos acima mencionados e, por fim, o grupo de 23 voluntários com outros tipos de dor lombar, incluindo as de causa desconhecida e de causa psicogênica. Os Autores concluíram que quando diagnóstico e posição de exame são cuidadosamente estabelecidos, os registros da EMG de superfície podem diferenciar entre os vários tipos de dor lombar, bem como entre aqueles indivíduos com e sem dor lombar. Mais especificamente, foi demonstrado que o grupo controle apresentou sinal EMG significativamente mais baixo do que o EMG dos grupos de discopatia e de lombalgia musculoesquelética não especificada.

**SIHVONEN & PARTENEN (1990)**, investigaram a EMG da musculatura paravertebral de pacientes com hiper mobilidade segmentar e indivíduos saudáveis, para comparar atividade no nível hiper móvel com o nível normal e para estabelecer uma rotina de exame com eletrodo de agulha nestes pacientes. Observaram, durante esforço voluntário, uma diminuição de potenciais de ação de unidades motoras apenas nos níveis hiper móveis. Estes resultados indicaram que a hiper mobilidade segmentar causa neuropatia parcial do ramo dorsal e que isso prejudica a condição neuromuscular dos músculos paravertebrais.

**BIEDERMANN, SHANKS, INGLIS (1990)**, desenvolveram um estudo para investigar a confiabilidade do registro de frequência mediana (uma medida da análise espectral) dos músculos multifido e iliocostal lombar, na avaliação da disfunção muscular, pois este procedimento tem sido fortemente recomendado para avaliação dos padrões de fadiga muscular paravertebral em pacientes que sofrem de dor lombar. Observaram que a variabilidade da frequência mediana entre dois testes e entre o lado direito versus o lado esquerdo é aceitável para o multifido, mas não o é para o iliocostal. Concluíram que para o propósito de medir função muscular, a técnica de registro da frequência mediana parece

ser bem apropriada para pesquisa clínica, contudo, sua aplicação na avaliação da disfunção dos músculos da região lombar está longe de ser simples.

**KLEIN et al. (1991)**, objetivaram, com seu estudo, comparar a habilidade dos testes tradicionais de mobilidade da coluna vertebral e força dos músculos extensores do tronco para identificar indivíduos atletas com dor lombar usando análise espectral do sinal eletromiográfico. Os resultados apoiam o uso dos parâmetros da análise espectral como discriminante de indivíduos com dor lombar. Apesar da confiabilidade das medidas de amplitude de movimento e de força muscular, estes testes foram pobres para o diagnóstico e como instrumento de exame da dor lombar.

**DE LUCA (1993)**, revelou que vem trabalhando há mais de uma década, no aprimoramento de uma técnica não invasiva de avaliar a performance dos músculos da região lombar, com ênfase na capacidade de distinguir entre um dorso saudável ou com dor lombar. Sua proposição está baseada no fato reconhecido de que o sinal EMG sofre uma compressão no território da frequência durante uma contração muscular mantida. A frequência mediana do sinal EMG foi particularmente monitorada, para derivar o índice de fadiga a partir do espectro de frequência do sinal, de seis locais da região lombar durante uma extensão isométrica do tronco. Os 6 eletrodos foram acoplados bilateralmente, 3 de cada lado do dorso, na altura de L1 para o músculo dorsal longo do tórax, na L2 para o músculo iliocostal lombar e na L5 para o músculo multifido. O protocolo de exame foi elaborado para permitir a obtenção de um mapa informativo que descrevesse a performance dos músculos. O Autor concluiu que o padrão de fadiga exibido pelas seis curvas de frequência mediana pode ser usado para distinguir indivíduos que tem dor lombar daqueles que não tem com uma precisão de pelo menos 84%. O Autor ainda considerou que a quantificação da progressão da performance dos músculos da região lombar durante o programa de reabilitação é a mais relevante e oportuna aplicação de sua técnica.

De LUCA e colaboradores desenvolvem estudos eletromiográficos em várias áreas: controle motor; fadiga muscular e dor lombar, entre outras. Na área de dor lombar, eles criaram um método denominado "BAS" (Back Analysis System), destinado a analisar o padrão de atividade muscular durante contrações isométricas da musculatura do dorso. Ao contrário de outras técnicas, esta mede e compara o padrão de fadiga de cada um dos músculos integrantes do grupo. Estas observações detalhadas da performance muscular são usadas como base para comparação entre indivíduos com e sem dor lombar.

## 2.2 Músculos isquiotibiais

A descrição anatômica dos músculos isquiotibiais que se segue foi extraída de GARDNER et al. (1988). "Os músculos da região posterior da coxa são o biceps da coxa, o semitendíneo e o semimembranáceo. Com exceção da porção curta do biceps, que é inervada pela porção fibular do nervo isquiático, esses músculos nascem do túber isquiático, são inervados pela porção tibial do nervo isquiático e cruzam duas juntas. Em conjunto, são conhecidos com músculos do jarrete.

**Biceps da coxa.** A porção longa deste músculo nasce da faceta medial do túber isquiático, juntamente com o semitendíneo. Algumas fibras são contínuas com o ligamento sacrotuberal. Na porção inferior da coxa, o músculo dá lugar a um tendão, ao qual se une uma porção curta. A porção curta nasce do lábio lateral da linha áspera, da porção superior da linha supracondilar lateral e do septo intermuscular lateral. O tendão combinado, que é palpável e visível, forma o limite lateral da fossa poplíteia. Ele desce para a cabeça da fibula e para a fáscia da perna. Parte do tendão é prolongada para o ligamento colateral fibular, para o côndilo lateral da tíbia e para a fáscia adjacente.

**Semitendíneo.** Nasce juntamente com a porção longa do biceps. Na porção média da coxa, seu ventre dá lugar a um longo tendão arredondado, que é palpável e visível como um dos limites mediais da fossa poplíteia. Esse tendão cruza o semimembranáceo e insere-se na fáscia da perna e na parte superior da face medial da

tíbia, profundamente ao sartório e distalmente ao grácil. A *bolsa anserina* (bolsa intertendinea tibial) é encontrada nas inserções tendíneas; ela separa os tendões do ligamento colateral tibial.<sup>11</sup> O músculo semimembrâneo, que é um dos isquiotibiais, não será descrito por não ter sido analisado neste trabalho.

### 2.2.1 Anatomia Funcional

Uma ampla revisão da literatura quanto à Anatomia Funcional dos músculos isquiotibiais foi apresentada por **SANT'ANNA (1988)** e por **GONÇALVES (1991)**. Por isso, alguns trabalhos apresentados nesta revisão foram publicados no início da década de 80, mas a grande maioria deles foi publicada nos últimos 10 anos. No entanto, dois trabalhos publicados anteriormente devem ser destacados devido a sua relação com o presente estudo.

**MARKEE et al. (1955)**, estudaram os músculos biarticulares da coxa. Estes músculos são o reto da coxa, o sartório, o grácil, o semimembrâneo, o **semitendíneo** e o **bíceps da coxa**. A investigação foi dividida em duas partes principais: 1) estudo morfológico destes músculos em cadáveres humanos; e 2) estudos funcionais destes músculos em cachorros, utilizando um osciloscópio para estudar e registrar diferentes tipos de dados, entre eles, curvas de comprimento-tensão muscular. Os Autores declararam que o músculo semitendíneo tem todas as características de um músculo digástrico e explicaram sua ação sob este ponto de vista. Quanto ao músculo bíceps da coxa, os Autores enfatizaram que é um músculo duplo, tanto morfológica quanto funcionalmente. Esta condição deve ser lembrada, pois no presente estudo, apenas a cabeça longa do músculo bíceps da coxa foi monitorada.

Sob o título "Variação da força através da amplitude de movimento articular", os pesquisadores **WILLIAMS & STUTZMAN (1959)** apresentaram gráficos de curvas de torque articular. Com auxílio de um tensiômetro, eles mediram a força exercida pelos músculos flexores da perna, entre outros grupos musculares. Além disso, já demonstravam o efeito da posição do quadril sobre a força dos músculos flexores da

perna. Observaram que quando a coxa estava flexionada na borda da mesa e os músculos isquiotibiais estavam alongados no quadril, duas alterações ocorreram: a magnitude das forças de flexão aumentou e a forma da curva modificou.

Desde o início da década de 80, os melhores programas de reabilitação passaram a contar com um importante método de avaliação funcional da musculatura de membro inferior, o dinamômetro isocinético. Este equipamento registra a magnitude do torque gerado pelos músculos, dentro de toda a amplitude de movimento e para diferentes velocidades de movimento. Com isso, é possível construir as clássicas curvas de torque a partir da análise da posição angular da articulação na qual o torque foi gerado. Para garantir a validade e fidelidade dos resultados, vários fatores biomecânicos devem ser controlados quando se coleta dados com sistemas isocinéticos: velocidade angular; comprimento muscular; grau de estabilização das partes próximas à articulação que está sendo testada, entre outros.

A seguir são apresentados os resumos de alguns trabalhos em que se analisa o torque do músculo quadríceps ou dos músculos isquiotibiais e, conforme a metodologia estabelecida, a relação entre estes grupos musculares. A relação: isquiotibiais - quadríceps, descreve a relação de agonista - antagonista destes grupos musculares, e é determinada dividindo-se o torque máximo dos isquiotibiais pelo torque máximo do quadríceps. O resultado da divisão é o índice de torque (I/Q), que representa, numericamente, a diferença de torque entre o quadríceps e os isquiotibiais.

**FELDER (1978)**, em estudo do efeito da posição do quadril na força dos músculos quadríceps e isquiotibiais, observou bem que o quadríceps é mais comumente exercitado na posição sentado, ou seja, com a coxa fletida enquanto que a maioria dos exercícios para os isquiotibiais é realizada na posição prona, ou seja, com o quadril estendido. Segundo o Autor, a literatura sobre a relação comprimento-tensão para ambos os grupos musculares sugere que para se obter o melhor resultado estes músculos deveriam ser testados e exercitados com a coxa flexionada. Para verificar esta hipótese, o

Autor analisou, no dinamômetro isocinético, a flexão e extensão da perna em posições sentado, prono e supino. Ele observou que os isquiotibiais foram significativamente mais fortes na posição sentado e que não houve diferença entre as posições prono e supino. Os resultados do estudo sugerem que os músculos isquiotibiais deveriam ser testados e exercitados com a coxa flexionada para permitir o desenvolvimento do torque máximo e obter vantagem da relação comprimento-tensão do músculo.

**MURRAY et al. (1980)**, se propuseram a estabelecer padrões normais da performance de músculos flexores e extensores da perna em indivíduos clinicamente normais, para comparação com a performance de indivíduos em três diferentes faixas etárias: 20 a 35 anos, 50 a 65 anos, e 70 a 86 anos. O estudo registrou a força de contração isométrica máxima em três ângulos de flexão da perna: 30, 45 e 60° e, também, a força de contração isocinética à velocidade de 36°/s. Os indivíduos estavam na posição sentado com apoio inclinado para trás à 15° da vertical e, os dados foram submetidos à correção do erro gravitacional. Os resultados indicaram que a força dos indivíduos do grupo mais idoso foi significativamente menor do que a do grupo mais jovem. A força nas contrações isocinéticas foi significativamente menor do que nas contrações isométricas para todas as posições angulares. Durante as contrações isométricas nos músculos flexores da perna, pouca diferença no torque foi encontrada, conforme a posição angular da perna passou de 30 para 60°. Este resultado é muito importante à luz do presente estudo e será retomado mais adiante.

**CHARTERIS & GOSLIN (1986)**, elaboraram um estudo para analisar *in vivo*, a clássica relação comprimento-tensão *in vitro*. Primeiramente, certificaram-se, através de RX, de que a mudança na relação tronco-coxa proporcionada por uma mesa com angulação regulável para 90° (posição A), 135° (B) e 180° (C), realmente altera o comprimento dos músculos flexores e extensores da perna. A avaliação isocinética demonstra diretamente em que ângulo da amplitude de movimento os músculos têm torque máximo. Os Autores apresentam resultados para o movimento de flexão da perna,

para o qual as respostas obtidas na posição A não diferem daquelas da posição B, mas que ambas foram significativamente maiores do que na posição C. Por outras palavras, conforme aumenta o comprimento dos músculos flexores da perna ao mudar da posição C para a posição A, aumenta substancialmente a geração de força.

**FILLYAW, BEVINS, FERNANDEZ (1986)**, demonstraram um erro básico de medida do dinamômetro isocinético, quando se mede torque dos músculos quadríceps e isquiotibiais com o indivíduo na mesma posição, ou seja, quando a força dos músculos antagonistas é inversamente influenciada pela ação da gravidade. Esta influência da ação da gravidade foi denominada torque da ação da gravidade (TAG), que foi calculado como uma soma do peso do braço do dinamômetro e do peso do segmento perna-pé. Este TAG foi somado ao torque do quadríceps e subtraído do torque dos isquiotibiais para assim fornecer valores corrigidos de torque. Os Autores demonstraram torques isocinéticos máximos a 60°/seg. (velocidade lenta) e a 240°/seg. (rápido) e também, o índice de torque I/Q, que é a relação dos músculos antagonistas isquiotibiais e quadríceps. Observaram que, enquanto o índice de torque I/Q não corrigido aumenta conforme a velocidade passou de 60°/seg. para 240°/seg., o índice corrigido do erro gravitacional diminuiu significativamente. Os Autores exortam os clínicos a lembrar da importância de se corrigir o erro nos pacientes com torque reduzido, onde o torque gravitacional é a maior porcentagem do torque medido para averiguar corretamente a força relativa dos antagonistas inversamente afetados pela gravidade.

**BARR & DUNCAN (1988)**, estudaram em dinamômetro isocinético, a influência das posições, prona e supina, no torque dos músculos flexores da perna. Consideraram uma necessidade óbvia a correção do erro gravitacional quando se compara o torque produzido pelos músculos flexores da perna em posição supina ao torque produzido em posição prona, pois que em uma posição, o torque será superestimado enquanto em outra posição, o torque será subestimado. O torque da força de gravidade e o torque corrigido dos músculos flexores da perna foram medidos nas posições prona e

supina. Os Autores observaram que na posição supina, o torque corrigido dos músculos flexores da perna foi significativamente menor do que na posição prona. Estes resultados sugerem que o maior torque dos flexores da perna é gerado na posição prona.

**FIGONI, CHRIST, MASSEY (1988)**, verificaram o efeito da velocidade, ângulo do quadril e joelho, e força da gravidade no índice de torque entre isquiotibiais e quadríceps (I/Q). Este índice é a medida da relação entre a força dos isquiotibiais e do quadríceps exercida na articulação do joelho. O índice de torque I/Q de aproximadamente 0.60 tem sido aceito como "normal" durante teste em baixa velocidade e próxima de 1,0 em altas velocidades. Embora vários Autores tenham afirmado que grandes desvios deste padrão possam contribuir para ocorrência de lesões do esporte, a validade destes índices na previsão de lesões não está bem estabelecida na literatura da medicina do esporte. Os voluntários realizaram contrações máximas de flexão e extensão da perna num dinamômetro isocinético a velocidades de 15 e 90°/seg. Os torques dos isquiotibiais e quadríceps foram medidos a 15, 30, 45, 60, 75, e 90° de flexão da perna e nos ângulos em que ocorreu o torque máximo. Estes torques foram também medidos a 15 e 120° de flexão da coxa. O índice de torque I/Q foi calculado com estes torques, tanto com efeito gravitacional corrigido e não corrigido. Os Autores concluem que o índice de torque I/Q nos ângulos selecionados do joelho pode variar de 0,20 até 2,00 em jovens clinicamente normais, dependendo de fatores tais como velocidade, ângulo do quadril, do joelho e efeito da gravidade. Estes fatores formam uma interação complexa e influenciam a magnitude dos índices de torque I/Q nos ângulos selecionados do joelho. A análise de variância revela que os índices I/Q (corrigidos) diminuem conforme aumenta o ângulo do joelho de 15 para 60°. Em outras palavras, os isquiotibiais geram, nos menores ângulos, maiores torques em relação ao quadríceps.

**CUTTS (1989)**, analisou as alterações no comprimento do sarcômero dos músculos da coxa humana durante a marcha. A metodologia escolhida envolveu voluntários, radiografias, construção de modelos de ossos em tamanho natural e a técnica

de franjas de Moiré, técnica que foi utilizada para determinar o centro de rotação da articulação do quadril, uma vez que não é eticamente permitido tomar raios X da região pélvica de indivíduos em idade reprodutiva. Nesta técnica, duas grades de linhas paralelas mas formando ângulo reto uma em relação à outra, foram atadas à perna do voluntário. Duas câmaras afastadas tiraram fotografias simultaneamente, sendo que as franjas interseccionam no centro de rotação do quadril. O Autor reconheceu algumas possíveis fontes de erro, sendo que a mais importante foi o cálculo matemático do comprimento do sarcômero, que nunca poderia fornecer um valor preciso como o obtido por um método direto de medida, mas isto é impraticável com material humano. O Autor observou que durante um ciclo da marcha, a maior parte dos comprimentos dos sarcômeros parece localizar-se dentro de uma amplitude onde se pode realizar pelo menos 80% da capacidade de produção de força máxima. Em outras palavras, quando comparados com a clássica curva comprimento-tensão do músculo humano, os resultados indicaram que durante a marcha, os músculos operam em comprimentos de sarcômero próximos do platô da curva, onde a tensão máxima pode ser realizada. A variação no comprimento do sarcômero em músculos individuais não é a mesma, embora haja concordância razoável entre os dois voluntários. A variação calculada do comprimento do sarcômero no semitendíneo foi muito menor do que a variação nos outros dois músculos isquiotibiais além do que o comprimento do sarcômero do semitendíneo apenas variou na área da curva em que se pode realizar 100% da capacidade de produção de força máxima.

**BORGES (1989)**, investigou a influência da idade e do sexo sobre o torque dos músculos flexores e extensores da perna durante contrações máximas isocinéticas a velocidades de 12, 90 e 150°/seg., e isométricas. O estudo foi realizado em ambas as pernas de 139 homens e 141 mulheres de 20, 30, 40, 50, 60 ou 70 anos. Quanto à influência da idade sobre o torque, houve uma diminuição no torque com o aumento da idade tanto entre os homens como entre as mulheres, com o mais alto valor no grupo mais jovem e o mais baixo valor no grupo mais idoso. Isto foi verdadeiro para ambos os tipos

de contração e para todas as velocidades angulares testadas. Para explicar este resultado o Autor faz referência, entre outros fatores, ao fato de que a área de fibras do tipo II decresce com a idade, que também leva a acumular mais gordura e elementos de tecido conjuntivo, bem como a ocorrência de atrofia das fibras, mais pronunciada nas fibras do tipo II. Quanto à diferença de sexo, os torques isocinéticos e isométricos foram significativamente maiores nos homens do que nas mulheres em cada grupo de idade. Além disso, a análise histoquímica de alguns voluntários, revelou que a área de cada tipo de fibra foi maior nos homens do que nas mulheres independente da idade, o que pode ter contribuído com a diferença dos sexos. Além disso, a diferença na dimensão corporal deve ser considerada quando se avalia diferença no torque entre os sexos. Neste estudo, o maior torque foi correlacionado com os mais altos valores de peso, altura e área da superfície corporal, e os homens tinham maiores dimensões corporais do que as mulheres.

**WORRELL, PERRIN, DENEGAR (1989)**, estudaram a influência da posição do quadril e da velocidade de teste sobre o torque dos músculos isquiotibiais e quadríceps, e sobre o índice de torque I/Q. Os voluntários realizaram os testes em dinamômetro isocinético às velocidades de 60, 180 e 240°/seg., nas posições sentado e supino. O efeito gravitacional foi corrigido para determinar o torque dos isquiotibiais e quadríceps e, para determinar o índice de torque I/Q. Os resultados indicaram que houve uma diminuição de torque conforme aumenta a velocidade de teste para ambos os grupos musculares. Também, os maiores valores de torque foram gerados na posição sentado comparada com a posição supino para ambos os grupos musculares e que o índice I/Q também é maior na posição sentado do que na posição supino. Além disso, a influência da velocidade de teste sobre o índice I/Q foi de aumentá-lo conforme aumenta a velocidade de teste. Estes resultados sugerem que a determinação do índice I/Q é influenciada pelos fatores posição do quadril e velocidade de teste. O Autor preconiza que a avaliação de torque e a determinação do índice I/Q é mais apropriada na posição supino por que muitas

atividades atléticas que envolvem corrida ocorrem com o quadril numa posição próxima à posição supino de teste.

**WORRELL, DENEGAR, ARMSTRONG (1990)**, estudaram a influência das posições prono e supino sobre o torque dos músculos isquiotibiais em contrações concêntricas e excêntricas. Os voluntários foram testados num dinamômetro isocinético à velocidade de 60°/seg., para determinar o torque dos isquiotibiais tanto na posição prono como na supino. A análise de variância indicou que o torque gerado na posição prono foi maior do que na posição supino. A influência dos reflexos labirínticos tônicos e reflexos tônicos simétricos do pescoço foi evocada e proposta para explicar as diferenças observadas entre as duas posições de teste. Observaram também, que a contração excêntrica gera torque maior do que a contração concêntrica. Os Autores concluem que a posição prono pode ser mais vantajosa para avaliação e treinamento dos músculos isquiotibiais porque é ela que mais fielmente simula a posição funcional da corrida, bem como favorece a maior geração de torque.

**KANNUS & KAPLAN (1991)**, examinaram a variabilidade do torque de ângulo específico em 200 - 100 homens e 100 mulheres - adultos clinicamente normais. A medida isocinética que tem sido mais frequentemente usada em clínica e trabalho científico é o torque máximo, que se refere ao maior torque produzido pela contração muscular na articulação enquanto o segmento se move na amplitude de movimento. Mas, também é possível registrar o torque a uma velocidade angular constante, em vários pontos do arco de movimento - que é o torque de ângulo específico. Neste estudo, as variáveis medidas foram torque máximo, ângulo do joelho em que ele foi gerado e, torque de ângulos específicos: a 15 e 75° de flexão da perna. O erro gravitacional foi corrigido e os testes foram realizados em baixa velocidade (60°/s) e em alta velocidade (180°/s) em repetições de extensão da perna alternadas com flexão. Os resultados deste estudo indicaram que a força média dos homens foi de quase o dobro da força das mulheres e que ficaram entre 30 e 60° os ângulos médios em que foi gerado o torque máximo de

quadríceps e de isquiotibiais. Quanto às medidas de torque nos ângulos específicos de 15 e 75° de flexão da perna, foram menos valiosas do que as medidas de torque máximo. Isto se deveu à grande variabilidade destas medidas, à variação desigual entre homens e mulheres e ao pobre coeficiente de correlação entre torque máximo e torque nos ângulos específicos. Os Autores concluíram que as medidas do torque em ângulos específicos não devem ser usadas rotineiramente.

**KANNUS, JARVINEN, LEHTO (1991)**, num estudo complementar ao descrito anteriormente, verificaram se a medida de torque máximo fornece um prognóstico dos torques de ângulos específicos para os músculos quadríceps e isquiotibiais em humanos. A relação entre as referidas medidas foi avaliada em 70 indivíduos com lesão crônica do ligamento cruzado anterior e em 78 indivíduos com lesão crônica no ligamento colateral medial. Observaram que tanto nos joelhos clinicamente normais quanto nos joelhos com lesão ligamentar, a análise dos torques de ângulos específicos pode oferecer pouca informação adicional sobre a função dos músculos da coxa além da obtida a partir da medida mais simples e mais frequentemente usada, a medida de torque máximo.

**ENGSTROM et al. (1991)**, examinaram a precisão relativa das imagens de ressonância magnética (RM) e tomografia computadorizada (TC) para determinar a área de secção cruzada (ASC) de músculos individuais da coxa humana. Os cortes transversais seriados de coxa foram tomados de 3 cadáveres para as medidas de TC e RM. Os resultados deste estudo indicaram que as medidas de RM fornecem valores corretos e precisos de ASC da maioria dos músculos da coxa. Ao contrário, a TC tende sistematicamente a superestimar em 10-20% uma ASC do corte anatômico. Destacamos, a título de informação, os valores médios da ASC, pela RM, dos músculos semitendíneo, igual a 6,53cm e bíceps da coxa (cabeça longa), igual a 11,63cm<sup>2</sup>, no nível médio de secção da coxa. Os Autores afirmam que a TC não tem sido utilizada para investigações minuciosas de grandes estruturas do corpo tais como membros inteiros em indivíduos

cl clinicamente normais, devido à significativa exposição à radiação ionizante que deve estar envolvida neste procedimento.

**HERZOG & READ (1993)**, determinaram linhas de ação e braços de alavancas das maiores estruturas de sustentação que cruzam o joelho humano. Os músculos estudados foram o quadríceps, bíceps da coxa, semimembranáceo e semitendíneo e, os ligamentos cruzados anterior (LCA) e posterior (LCP) e os colaterais medial (LCM) e lateral (LCL). Os dados foram coletados de 5 cadáveres, sendo 3 mulheres e 2 homens. Observaram que as linhas de ação dos 3 músculos individuais isquiotibiais são similares através da amplitude de movimento. Sendo assim, um modelo bi-dimensional parece apropriado para este grupo muscular enquanto única unidade funcional, baseado em suas linhas de ação. Desde que a linha de ação de todos os músculos isquiotibiais esteja dirigida posteriormente, uma contração destes músculos tende a puxar a tibia posteriormente. De acordo com a linha de ação de ligamentos obtidas neste estudo, isto tende a aliviar o LCA e LCM e sobrecarregar o LCP e o LCL. Observaram também que, o valor médio dos braços de alavanca dos 3 músculos isquiotibiais aumentou conforme o joelho flexionava até 100, 120° e a partir deste ângulo tendia a diminuir ligeiramente. Ao contrário das linhas de ação, o braço de alavanca para os músculos isquiotibiais individualmente variou distintamente. Dos três, o músculo semitendíneo teve a maior alteração no tamanho do braço de alavanca através da amplitude de movimento.

### **2.2.2 Estudos eletromiográficos**

O reduzido número de estudos eletromiográficos dos músculos isquiotibiais publicados mais recentemente, se deve ao sucesso do dinamômetro isocinético. Este sistema demonstrou ser o mais apropriado e prático para avaliações da condição muscular no campo da preparação física ou da reabilitação.

Entretanto, os estudos que conjugam ambas as técnicas são os que apresentam os resultados mais conclusivos.

**LUNNEN, YACK, LeVEAU (1981)**, estudaram a relação entre o comprimento muscular, atividade muscular e torque dos músculos isquiotibiais. A cabeça longa do **bíceps da coxa** foi selecionada para o estudo. O torque foi medido em dinamômetro isocinético e a EMG foi registrada durante contrações isométricas dos isquiotibiais em 4 posições diferentes de flexão da coxa: 1) coxa fletida a 135° (inclinado para a frente); 2) coxa fletida a 90° (sentado ereto); 3) coxa fletida a 45° (inclinado para trás), e 4) 0° de flexão na coxa (supino). Os resultados deste estudo indicaram que, com o braço de alavanca do músculo mantido constante, 1) a EMG do músculo bíceps da coxa diminui conforme o músculo é alongado e 2) o músculo desenvolve um torque maior no estado alongado do que na posição encurtado. Os Autores levantam uma interessante questão: se o efeito desejado do treinamento dos isquiotibiais será melhor alcançado através de exercício na posição mais alongada, onde se desenvolve mais força, ou na posição mais encurtada onde se obtém muito maior EMG? Esta questão será retomada mais adiante neste texto.

**ANDRIACCHI et al. (1984)**, estudaram vários fatores que influenciam a atividade muscular que cerca o joelho usando eletrodo de fio monopolar. Foram analisados, em contração isométrica, os músculos vasto lateral, vasto intermédio, reto femoral, vasto medial, grácil, sartório, bíceps da coxa, semimembranoso, semitendíneo, tensor da fáscia lata, cabeças medial e lateral do gastrocnêmio. A atividade muscular foi medida, pela EMG, em resposta a cargas aplicadas unidirecionalmente que tendiam a flexionar e a estender a perna, e a cargas combinadas de flexão-adução; flexão-abdução; extensão-adução e de extensão-abdução. Como resposta à carga que tendia a estender a perna, os músculos flexores da perna foram mais eficientes a 10° de flexão do que a ângulos maiores de flexão. Os músculos isquiotibiais (SM, ST e BF) mostraram aumento significativo em suas atividades quando o joelho aumenta de 10° para 40° de flexão. Na verdade, a atividade mioelétrica de ambos os grupos musculares, flexores e extensores, foi dependente do ângulo de flexão da perna enquanto sob carga constante. Esta dependência

reflete uma relação entre a eficiência mecânica da musculatura do joelho e a flexão da perna. Isto pode ser explicado ao se considerar que, conforme a perna flexiona, o ponto de contato entre o fêmur e a tíbia se move posteriormente em ambos os côndilos, lateral e medial. Isto leva a um aumento do braço de alavanca do quadríceps e diminuição do braço de alavanca dos músculos isquiotibiais. Embora mudanças no comprimento do músculo também podem ser responsáveis por esta alteração na atividade mioelétrica, não é provável que alterações muito grandes (mais do que o dobro) na variação entre 0° e 40° possam ser explicadas por mudanças no comprimento muscular exclusivamente.

**ERICSON (1988)**, estudou eletromiograficamente os músculos glúteo máximo, glúteo médio, reto da coxa, vasto medial, vasto lateral, **bíceps da coxa**, isquiotibial medial, gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral, sóleo e tibial anterior, durante pedaladas em bicicleta ergométrica. Paralelamente, coletaram dados para calcular a potência muscular e assim, integrá-los com a atividade mioelétrica. Os voluntários pedalaram a 60 rpm e contra uma potência de 120w. O Autor observou que os músculos uniarticulares demonstraram uma função mais previsível, com uma relação aproximadamente linear entre a potência calculada e a EMG registrada. A função dos músculos biarticulares revelou-se mais complexa; pois que os isquiotibiais podem atuar tanto como extensores da coxa como flexores da perna. A atividade do bíceps da coxa aumentou durante a fase de extensão da coxa e perna e diminuiu durante a flexão da perna. Ao contrário do bíceps da coxa, os isquiotibiais mediais alcançaram maior EMG durante a flexão da perna. O padrão irregular de ativação do bíceps da coxa e isquiotibiais mediais deve ser devido tanto à sua ação biarticular (extensor da coxa e flexor da perna) quanto à cocontração durante extensão da perna que, mais provavelmente auxilia a estabilização do joelho. O Autor, baseado nestes dados, declara que o músculo bíceps da coxa atua principalmente como um extensor da coxa e que os isquiotibiais mediais como flexores da perna.

**DRAGANICH, JAEGER, KRALJ (1989)**, estudaram eletromiograficamente seis músculos da coxa, vasto medial, reto da coxa, vasto lateral, **bíceps da coxa**, semimembrâneo e semitendíneo durante extensão ativa da perna. A extensão da perna de 90° a 0° (extensão completa) foi realizada a velocidade de 10°/seg., com a perna livre e com pesos de 1,80; 3,60; 5,40 e 7,20kg atados ao tornozelo. Duas posições de teste foram empregadas: prono e sentado com tronco inclinado a 135°. Este estudo demonstrou que ocorre coativação dos isquiotibiais com o quadríceps, bem como aumento na atividade dos isquiotibiais durante extensão da perna monoarticular quase estática. Os Autores já haviam observado a coativação e publicaram anteriormente os resultados originais (DRAGANICH, JAEGER, KRALJ, 1987 apud DRAGANICH, JAEGER, KRALJ, 1989). Dos isquiotibiais não se espera atividade durante a extensão da perna pelo quadríceps; na verdade, deve ser esperada uma inibição recíproca dos isquiotibiais. Para os Autores, o estudo sustenta a hipótese de que os isquiotibiais funcionam sinergisticamente com o ligamento cruzado anterior para prevenir deslocamento anterior da tíbia que é produzido pela ativa contração do quadríceps nos últimos graus da extensão da perna. Além disso, que a coativação dos isquiotibiais com o quadríceps é mediada por sensores do ligamento cruzado anterior e que o fortalecimento dos isquiotibiais parece ser um importante complemento do programa de reabilitação após reparo ou reconstrução do ligamento cruzado anterior.

### **2.2.3 Patologias do Joelho**

Os Autores relacionados a seguir também estudaram os músculos isquiotibiais e o quadríceps usando dinamômetro isocinético e/ou EMG entre outros métodos, mas em condições patológicas que sempre envolviam a articulação do joelho. De todas as articulações do corpo, o joelho anatomicamente instável é provavelmente a mais vulnerável a lesões. A instabilidade anatômica do joelho é parcialmente atribuída ao pequeno tamanho do platô, na extremidade proximal da tíbia. Alguma estabilidade é fornecida pelos meniscos, mas também eles são instáveis. A integridade da articulação do

joelho depende especialmente de tecidos moles tais como ligamentos e músculos. O tecido ligamentar é sujeito a trauma e os grupos musculares flexores e extensores estão sujeitos a hipotrofia quando ocorre uma lesão.

**CAMPBELL & GLENN (1982)**, determinaram a relação do torque dos músculos extensores com o torque dos músculos flexores da perna, desenvolvido como um resultado do programa de reabilitação de pacientes com condromalácia, reparo ligamentar ou meniscectomia. Sua principal contribuição está na recomendação de que, na reabilitação dos músculos flexores, a atenção deve ser dirigida ao índice de torque entre flexores e extensores da perna.

**BRASK, LUEKE & SODERBERG (1984)**, determinaram eletromiograficamente se diferenças significativas no nível da atividade elétrica dos músculos vasto medial, reto femoral, **bíceps da coxa** e semimembranáceo/**semitendíneo** ocorrem durante as fases concêntrica (*up*) e excêntrica (*down*) do exercício *step-up* lateral com alturas de 10cm e 20cm. Uma pretensa vantagem do exercício de *step-up* é que as contrações de ambos os grupos musculares quadríceps e isquiotibiais requeridas por este exercício reduzem qualquer tendência de deslocamento no joelho.

**SHINO, HORIBE & ONO (1987)**, estudaram eletromiograficamente os músculos poplíteo, reto da coxa, **bíceps da coxa** e gastrocnêmio (cabeça lateral) de três pacientes que, para o exame, voluntariamente subluxavam posterior e posterolateralmente a extremidade proximal da tibia e a reduziam por si mesmos. Os registros da atividade EMG demonstraram que o músculo **bíceps da coxa** atua como o maior subluxador e que o músculo poplíteo com o redutor. Os Autores concluem que a tensão ativa no músculo poplíteo é a chave para o tratamento da instabilidade posterolateral do joelho.

**RENSTRÖM et al. (1986)**, estudaram o efeito das forças musculares do quadríceps e isquiotibiais na deformação do ligamento cruzado anterior (LCA). Mais especificamente, o objetivo deste estudo foi medir a tensão no ligamento cruzado anterior durante simulação de: 1) atividade isolada dos isquiotibiais; 2) atividade isolada do

quadriceps e, 3) atividade simultânea de quadriceps e isquiotibiais. Os Autores demonstraram que a atividade dos isquiotibiais não prejudica a cirurgia de reparo ou reconstrução do LCA e que os exercícios de isquiotibiais podem ser precocemente incluídos no programa de reabilitação pós-cirúrgico.

**YASUDA & SASAKI (1987)**, analisaram, com auxílio de um dispositivo denominado célula de carga, a relação entre o ângulo de flexão da perna e a força de gaveta anterior e posterior, e o índice de força exercido sobre o LCA e sobre a tibia por contração isométrica isolada do quadriceps ou isquiotibiais em experimentação *in vivo*. Além disso, pretendem ajudar no estabelecimento de um método de exercício após reconstrução do LCA. Os Autores concluíram que durante o estágio precoce de reabilitação após lesão do LCA, o exercício de quadriceps por contração isométrica deveria ser realizado com o joelho flexionado a 70° ou mais. Por outro lado, exercício dos isquiotibiais por contração isométrica pode ser realizado independente do ângulo de flexão da perna.

**YASUDA & SASAKI (1987)**, em estudo complementar ao anterior, verificaram: 1) a relação entre o ângulo de flexão da perna e a força de gaveta exercida sobre a tibia durante contrações isométricas simultâneas dos músculos quadriceps e isquiotibiais e 2) estimar a quantidade de força muscular que pode ser gerada pelos referidos músculos durante contração simultânea através da análise de um modelo bidimensional e da eletromiografia. Para os Autores, no estágio precoce da reabilitação após a reconstrução do LCA, a contração isométrica simultânea do quadriceps e isquiotibiais é útil como um método de exercício por que ela pode, seguramente, ser realizada com a perna próxima da extensão completa e pode gerar força muscular suficiente para ser um exercício eficaz.

**GRABINER et al. (1989)**, estudaram eletromiograficamente os músculos vasto lateral, vasto medial oblíquo, vasto medial longo e **bíceps da coxa** (cabeça longa), para averiguar a sinergia entre o ligamento cruzado anterior e os músculos isquiotibiais.

Os Autores observaram que não há atividade dos isquiotibiais que pode estar associada com redução na tensão do ligamento cruzado anterior. Estes resultados são incompatíveis com os resultados obtidos por outros Autores já mencionados (**DRAGANICH, JAEGER & KRALJ, 1989**). Esta incompatibilidade foi atribuída a certas disparidades metodológicas que podem ter contribuído com as diferenças nos respectivos resultados. De qualquer maneira, os Autores concluíram que para joelhos clinicamente normais, os músculos isquiotibiais não contribuem com redução na tensão do ligamento cruzado anterior durante extensão isométrica da perna.

## MATERIAL E MÉTODOS

### 3. MATERIAL E MÉTODOS

Os músculos dorsal longo do tórax, iliocostal lombar, semitendíneo, semimembranoso e bíceps da coxa foram analisados eletromiograficamente no antímero direito de vinte e dois voluntários jovens, sendo dez do sexo feminino e doze do sexo masculino, com idade entre 18 e 30 anos.

Os registros foram feitos no eletromiógrafo *Nicolet - Viking II*, de 8 canais, no Departamento de Morfologia - Anatomia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP (Figura 1).



FIGURA 1 - Eletromiógrafo *Nicolet - Viking II* de 8 canais, com sistema automático de aquisição e análise de dados, do Departamento de Morfologia da FOP - UNICAMP.

Foram selecionados apenas jovens que estavam praticando exercícios regularmente, com a frequência mínima de três vezes por semana há um ano, pois nesta condição eles poderiam realizar melhor a série de exercícios programados e sem entrar em fadiga. Além disso, foram submetidos a exame físico para descartar possíveis alterações posturais e retrações musculares.

O aparelho *Vita-house*, de marca VITALLY foi escolhido para esta pesquisa por possuir uma dobradiça que produz uma angulação de  $138^\circ$  na mesa e, com



FIGURA 2 - Aparelho *Vita-house*\* com voluntário deitado em decúbito ventral sobre a mesa, na forma plana.

---

\* O aparelho *Vita-house* utilizado, nos foi gentilmente doado pela VITALLY - Indústria de Aparelhos para Ginástica Ltda. Av. Fernando Bonvino, 1800. CEP 15035. São José do Rio Preto - SP.

isso, proporciona ao indivíduo uma flexão na articulação do quadril de  $42^\circ$  e aplanamento da lordose lombar. Esta forma do aparelho foi denominada mesa inclinada (Figura 3) para distingui-la da forma horizontal, denominada mesa plana (Figura 2).



FIGURA 3 - Aparelho *Vita-house* na forma de mesa inclinada em que o ângulo de  $138^\circ$  da mesa proporciona ao voluntário  $42^\circ$  de flexão no quadril e aplanamento da lordose lombar.

Para captar os sinais do músculo dorsal longo do tórax, os eletrodos de superfície tipo Beckman mini foram fixados a pele na altura da 11<sup>a</sup> vértebra torácica, 4cm a direita da coluna vertebral. Na altura da 3<sup>a</sup> vértebra lombar, 6cm a direita da coluna vertebral, foram fixados os eletrodos para captar os sinais do músculo iliocostal lombar (Figura 4)

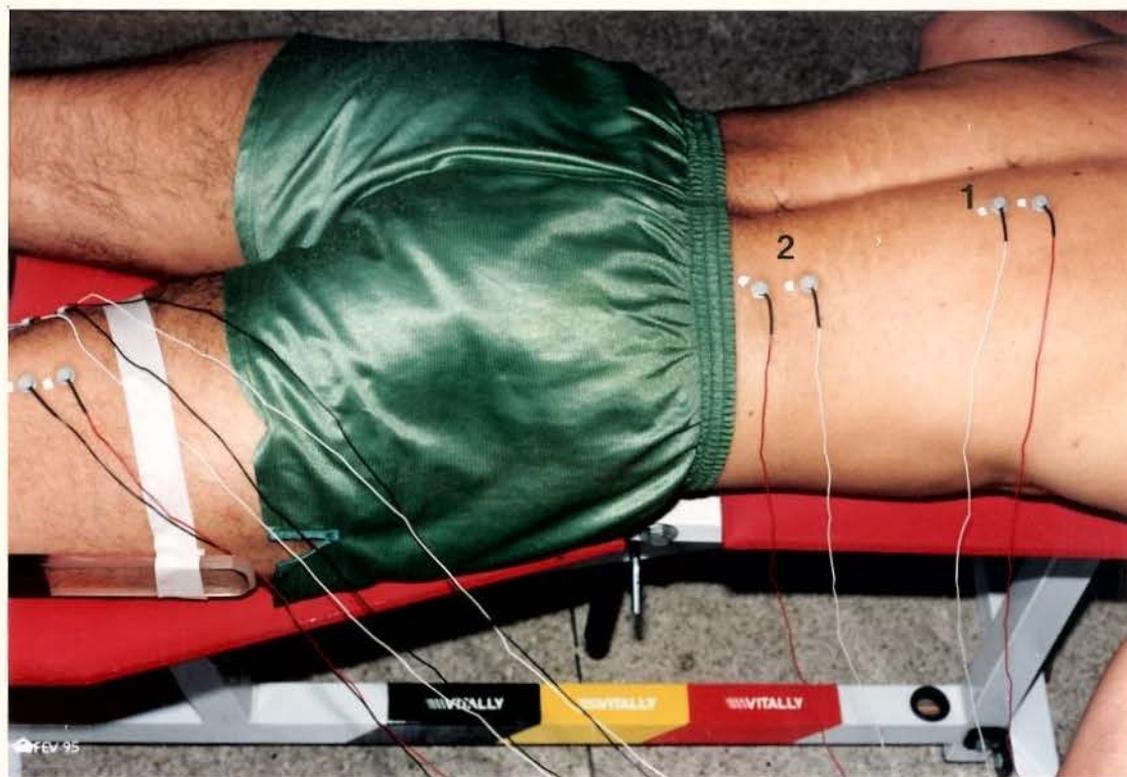


FIGURA 4. Eletrodos de superfície fixados no dorso do voluntário: (1) m. dorsal longo do tórax e, (2) m. iliocostal lombar.

Os músculos semimembrâneo, semitendíneo e bíceps da coxa foram analisados sempre no membro direito do voluntário, a aproximadamente 15cm acima da linha poplíteia (Figura 5).

Para garantir a localização precisa dos músculos, realizavam-se manobras para evidenciar cada músculo em questão, conforme técnica descrita por KENDALL & McCREARY (1987), e então fixavam-se os eletrodos diretamente sobre o ventre muscular após tricotomia e limpeza da área, num arranjo bipolar e em direção longitudinal com relação às fibras musculares e guardando sempre a distância de 2cm entre os eletrodos, conforme técnica descrita por BASMAJIAN & DE LUCA (1985). O eletrodo terra foi fixado no pulso direito do voluntário.



FIGURA 5. Eletrodos de superfície acoplados no membro inferior direito do voluntário: (1) m. bíceps da coxa; (2) m. semitendíneo e (3) m. semimembrâneo.

O eletrogoniômetro foi fixado diretamente no membro do voluntário através de fita adesiva e velcro, e possibilitou a análise do sinal eletromiográfico em determinados ângulos da amplitude de flexão da perna (Figura 6). Este dispositivo, construído especialmente para o trabalho de GONÇALVES (1991) possui fonte geradora de raio infravermelho e receptores que acusavam a passagem pelos ângulos  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $90^\circ$ , através da emissão de BIP da unidade de som. Esta, era ligada ao oitavo canal do pré-amplificador e gerava uma deflexão no feixe que determinava o ângulo.

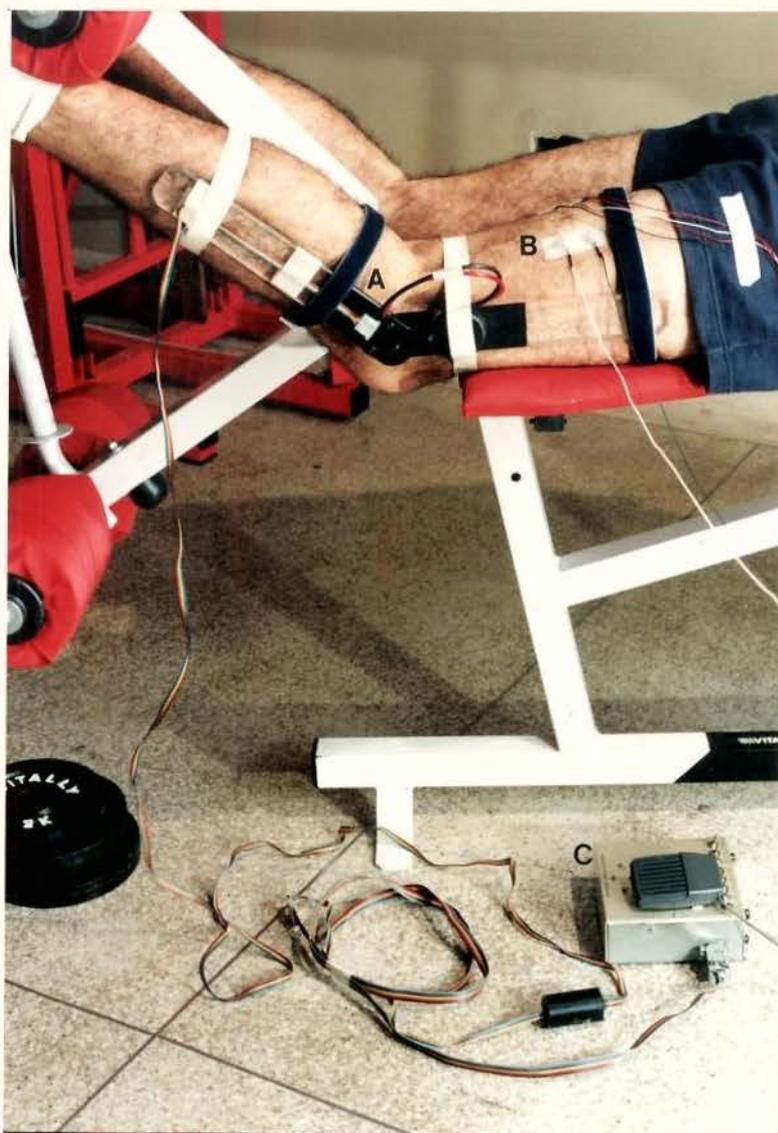


FIGURA 6 - Eletrogoniômetro fixado (A); par de eletrodos no m. bíceps da coxa (B) e unidade de som (C).

A metodologia empregada neste estudo foi paulatinamente sendo modificada, de acordo com as observações feitas durante exames pilotos. Inicialmente, foi utilizado apenas o *software* MMP (Multi Mode Program) que permite a visualização de oito canais simultaneamente. Foram analisados os músculos dorsal longo do tórax, iliocostal lombar, semimembráceo, semitendíneo e bíceps da coxa.

A utilização do MMP tem a vantagem de fazer registro simultâneo de vários músculos mas, tem a desvantagem de não quantificar o sinal EMG. Por este motivo, estes dados não foram apresentados neste estudo.

O *software* utilizado neste trabalho foi o MVA (Atividade Voluntária Máxima). Este termo pode levar o leitor a imaginar que o programa MVA só pode ser usado para registrar contrações voluntárias máximas. Na verdade, o programa pode ser usado para registrar e analisar sinal eletromiográfico de contrações de qualquer nível de esforço e não somente de esforço máximo, segundo KELLNER (1993)<sup>1</sup>.

O programa MVA quantifica o sinal de várias maneiras, a saber, PPA - amplitude de pico a pico; MVR - média da tensão retificada; TURNS - frequência; e a RMS - raiz quadrada da média, que foi a medida eleita para a análise dos resultados por que é a medida recomendada por BASMAJIAN & DE LUCA (1985), segundo os quais, o valor de RMS é o que fornece mais informações sobre o sinal eletromiográfico. Entretanto, este programa capta e analisa apenas um canal por vez. Por este motivo, restringimos o número de músculos a três, a fim de evitar fadiga dos voluntários e realizamos o exercício três vezes, ou seja, uma vez para cada músculo.

Foram escolhidos os músculos iliocostal lombar, o músculo semitendíneo e o músculo bíceps da coxa. O músculo iliocostal lombar foi escolhido porque, nesta situação, sua atividade EMG é maior do que a EMG do músculo dorsal longo do tórax conforme constatamos em exames preliminares realizados com *software* MMP (Multi Mode Program). O músculo semitendíneo foi escolhido por desenvolver a maior atividade EMG dos dois músculos isquiotibiais mediais durante a flexão da perna.

Cada músculo teve duas contrações registradas e portanto a série totalizava seis contrações. Ao todo, foram realizadas seis séries por voluntário, portanto 36 registros, cuja ordem foi estabelecida por sorteio. A calibração foi padronizada em 500

---

<sup>1</sup> KELLNER, S. Comunicação por carta.

$\mu\text{V}$  por divisão e a varredura em 100ms por divisão. A amplitude da faixa de frequência foi de 10Hz a 10kHz.

Foi sempre realizado exercício isométrico, nos ângulos de 30° e 60° da flexão da perna variando a aplicação da resistência ora com 5Kg ora com 10Kg, porém esta última carga foi aplicada apenas na mesa inclinada. Assim realizamos duas séries na mesa plana: uma nos 30° (5Kg) e outra nos 60° (5Kg) e quatro séries na mesa inclinada: 30° (5 e 10Kg) e 60° (5 e 10Kg).

Método estatístico:

Foi feita uma análise de variância, em esquema fatorial, considerando as seguintes causas de variação: voluntários, ângulos (30° e 60°), mesas (mesa plana e mesa inclinada) e músculos (iliocostal lombar, bíceps da coxa - cabeça longa e semitendíneo), para cada sexo. Tais análises foram complementadas pelo Teste de Tukey. A comparação de médias de sexos foi feita através de uma análise de variância conjunta.

Também foi feita uma análise de variância para comparar os resultados obtidos em mesa plana, 5Kg, com mesa inclinada, 5Kg e 10Kg, para cada sexo. Essa análise também foi feita em esquema fatorial, definindo-se como fatores: voluntários, ângulos, músculos e mesas. A comparação de médias foi feita pelo Teste de Tukey. Todas as análises estatísticas foram feitas em computador. Usou-se o programa SAS (Statistical Analysis System), para estatística aplicada (REYES, 1990). Considerou-se, como nível de significância, o valor de 1%, para as análises de variância. Os testes de Tukey, emitidos pelo programa, estabelecem o nível de significância de 5%.

## RESULTADOS

#### 4. RESULTADOS

Os sinais eletromiográficos dos músculos iliocostal lombar, semitendíneo e bíceps da coxa apresentados nas Figuras 7, 8, 9, 10, 11 e 12 são os mais representativos dos resultados obtidos neste estudo. Estes eletromiogramas apresentam quatro medidas das quais apenas uma (RMS- raiz quadrada da média) foi utilizada para análise dos resultados.

As Figuras 7, 9 e 11 apresentam sinais registrados na mesa plana e as Figuras 8, 10 e 12 apresentam sinais registrados na mesa inclinada. A comparação entre as Figuras 7 e 8, 9 e 10, 11 e 12 revela a diferença de amplitude entre o sinal registrado na mesa plana com o sinal registrado na mesa inclinada.

Como se pode observar nestes eletromiogramas e nos Gráficos 1 a 4, na mesa plana os três músculos examinados apresentaram valores de RMS maiores do que os valores de RMS registrados na mesa inclinada.

Os valores de RMS dos eletromiogramas de cada voluntário são apresentados nas Tabelas 1, 2, 3 e 4 e, as médias e desvios padrões nas Tabelas 5, 6, 7 e 8.

A Tabela 1 apresenta as médias de dois valores de RMS dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, com cargas de 5 e 10 kg, nos ângulos de 30° e 60° de flexão isométrica da perna, registrados na mesa inclinada e nos voluntários do sexo feminino.

A Tabela 2 apresenta as médias de dois valores de RMS dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, com cargas de 5 e 10 kg, nos ângulos de 30° e 60° de flexão isométrica da perna, registradas na mesa inclinada e nos voluntários do sexo masculino.

A Tabela 3 expressa as médias de dois valores de RMS dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, com carga de 5 kg, nos ângulos de 30° e

60° de flexão isométrica da perna, registradas na mesa plana, nos voluntários do sexo feminino.

A Tabela 4 apresenta as médias de dois valores de RMS dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, com carga de 5 kg, nos ângulos de 30° e 60° de flexão isométrica da perna, registrados na mesa plana, nos voluntários do sexo masculino.

A Tabela 5 apresenta os valores médios (do grupo de dez) e desvios padrões da RMS dos eletromiogramas dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com carga de 5 kg, registrados na mesa plana, nas voluntárias do sexo feminino.

A Tabela 6 apresenta os valores médios (do grupo de doze) e desvios padrões da RMS dos eletromiogramas dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com carga de 5 kg, registrados na mesa plana, nos voluntários do sexo masculino.

A Tabela 7 expressa os valores médios (do grupo de dez) e desvios padrões da RMS dos eletromiogramas dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com cargas de 5 e 10 kg, registrados na mesa inclinada, nas voluntárias do sexo feminino.

A Tabela 8 apresenta os valores médios (do grupo de doze) e desvios padrões da RMS dos eletromiogramas dos músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com cargas de 5 e 10 kg, registrados na mesa inclinada, nos voluntários do sexo masculino.

As comparações dos sinais obtidos em cada mesa, em cada músculo e em cada ângulo de flexão da perna evidenciam as diferenças estatisticamente significantes, tanto para o sexo feminino como para o masculino. O músculo semitendíneo apresenta maior atividade eletromiográfica do que o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), tanto aos 30° (Gráficos 1 e 2) como aos 60° de flexão da perna (Gráficos 3 e 4).

Os três músculos examinados apresentaram maior atividade eletromiográfica no ângulo de 60° em comparação com o ângulo de 30° de flexão da perna (Gráficos 1 e 3, por exemplo).

Os três músculos examinados apresentaram maior atividade eletromiográfica na flexão da perna contra resistência de 10kg em comparação com 5kg (Gráficos 5 a 8).

As análises de variância que demonstram estes resultados estão apresentadas nas Tabelas 9 e 10.

Os três músculos examinados apresentaram a mesma atividade eletromiográfica tanto no grupo feminino como no masculino.

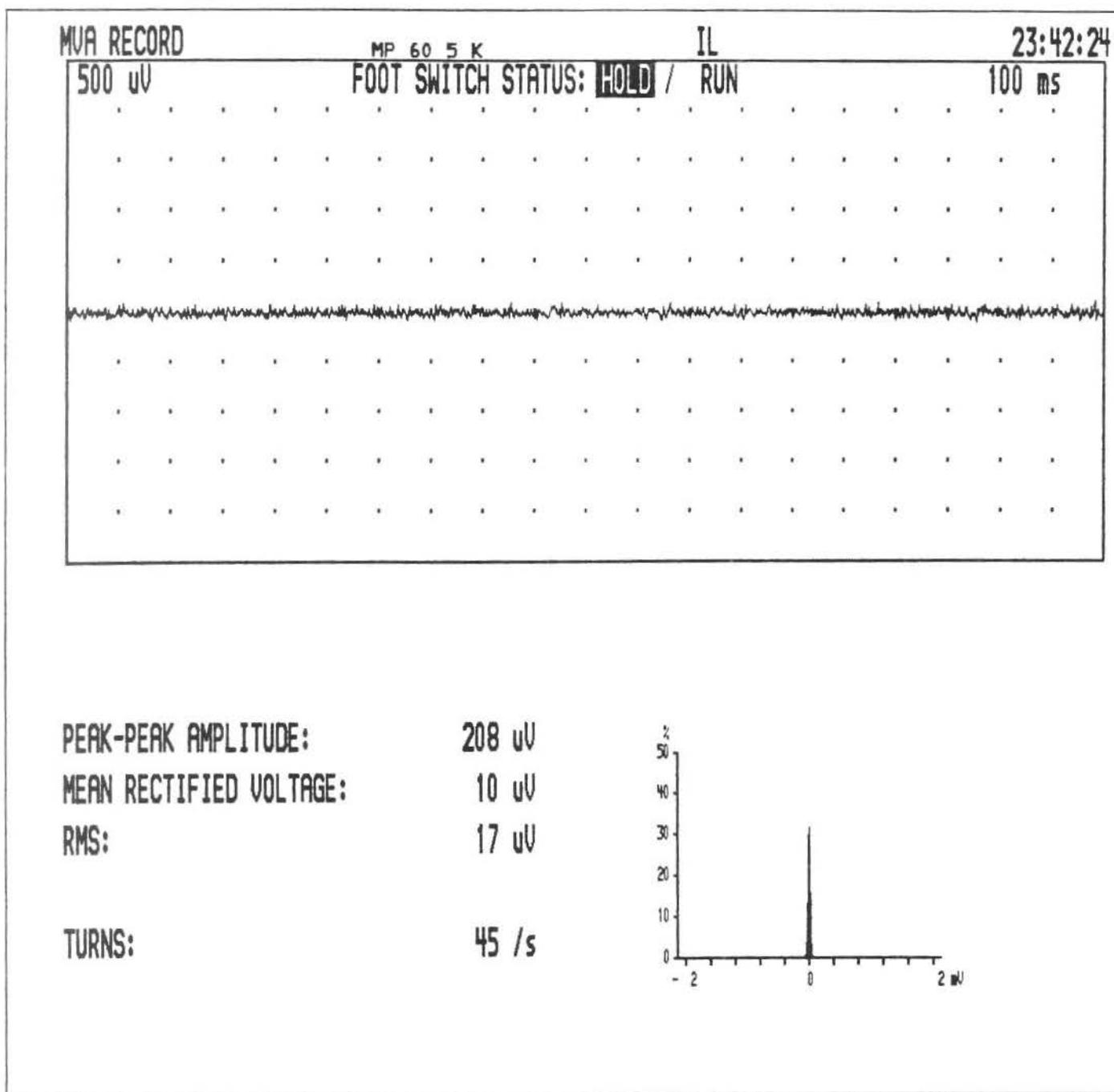


FIGURA 7 - Eletromiograma do músculo iliocostal lombar, aos 60° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrado em mesa plana. (Calibração em 500 $\mu\text{V}$ /divisão e varredura de 100ms/divisão).

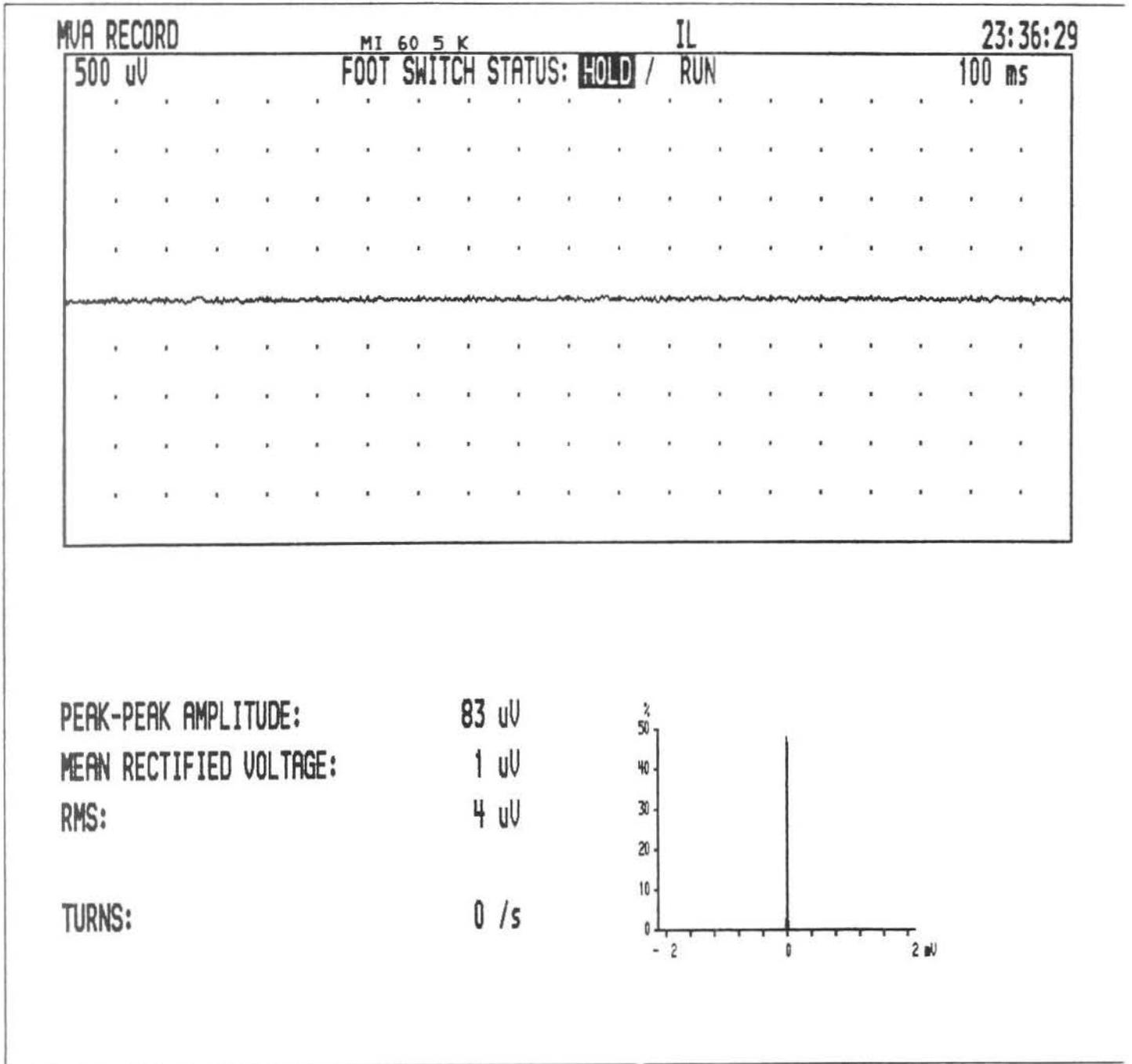


FIGURA 8 - Eletromiograma do músculo iliocostal lombar, aos 60° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrado em mesa inclinada. (Calibração em 500 $\mu\text{V}$ /div. e varredura de 100ms/div.).

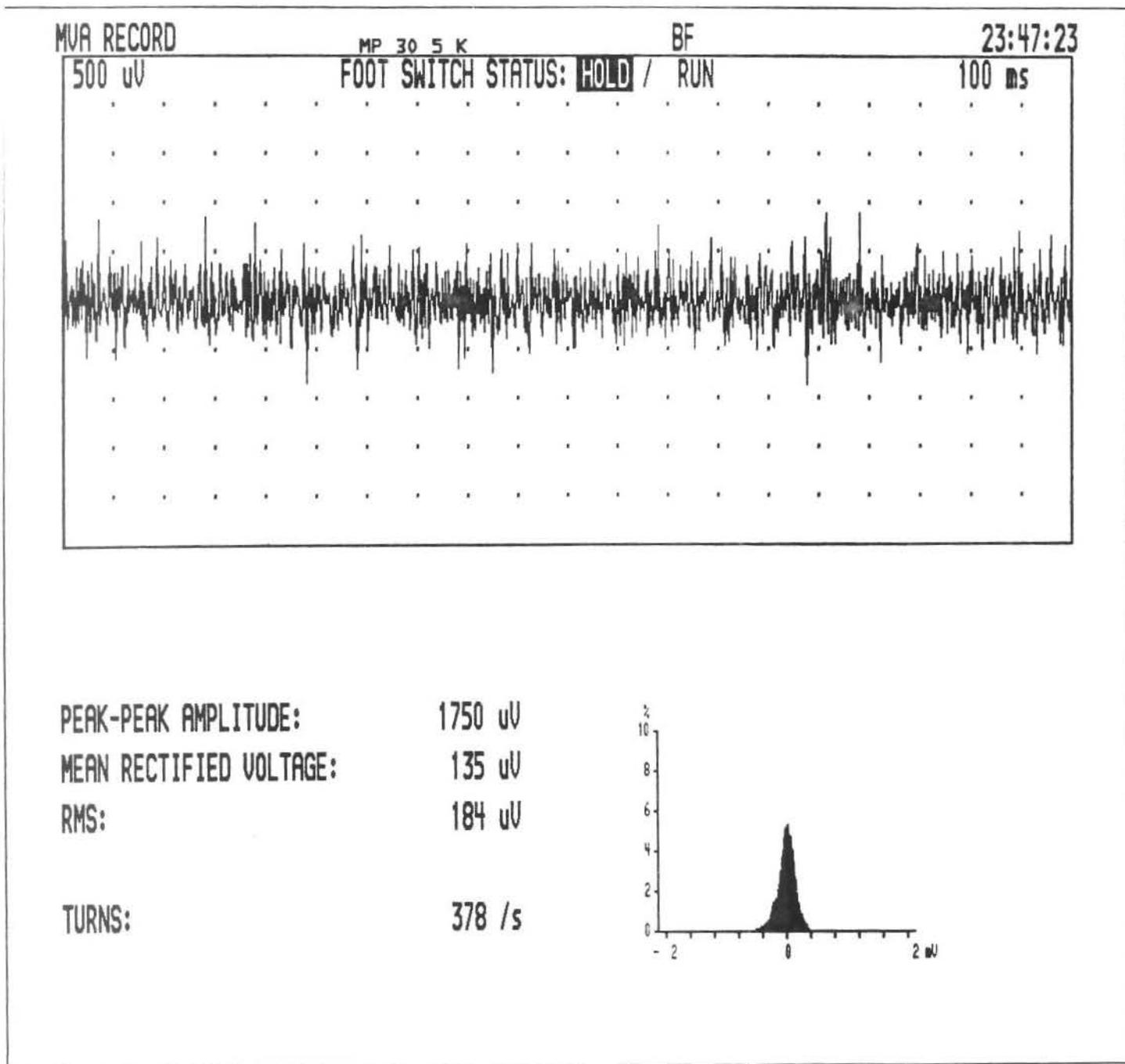


FIGURA 9 - Eletromiograma do músculo bíceps da coxa, aos 30° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrado em mesa plana.

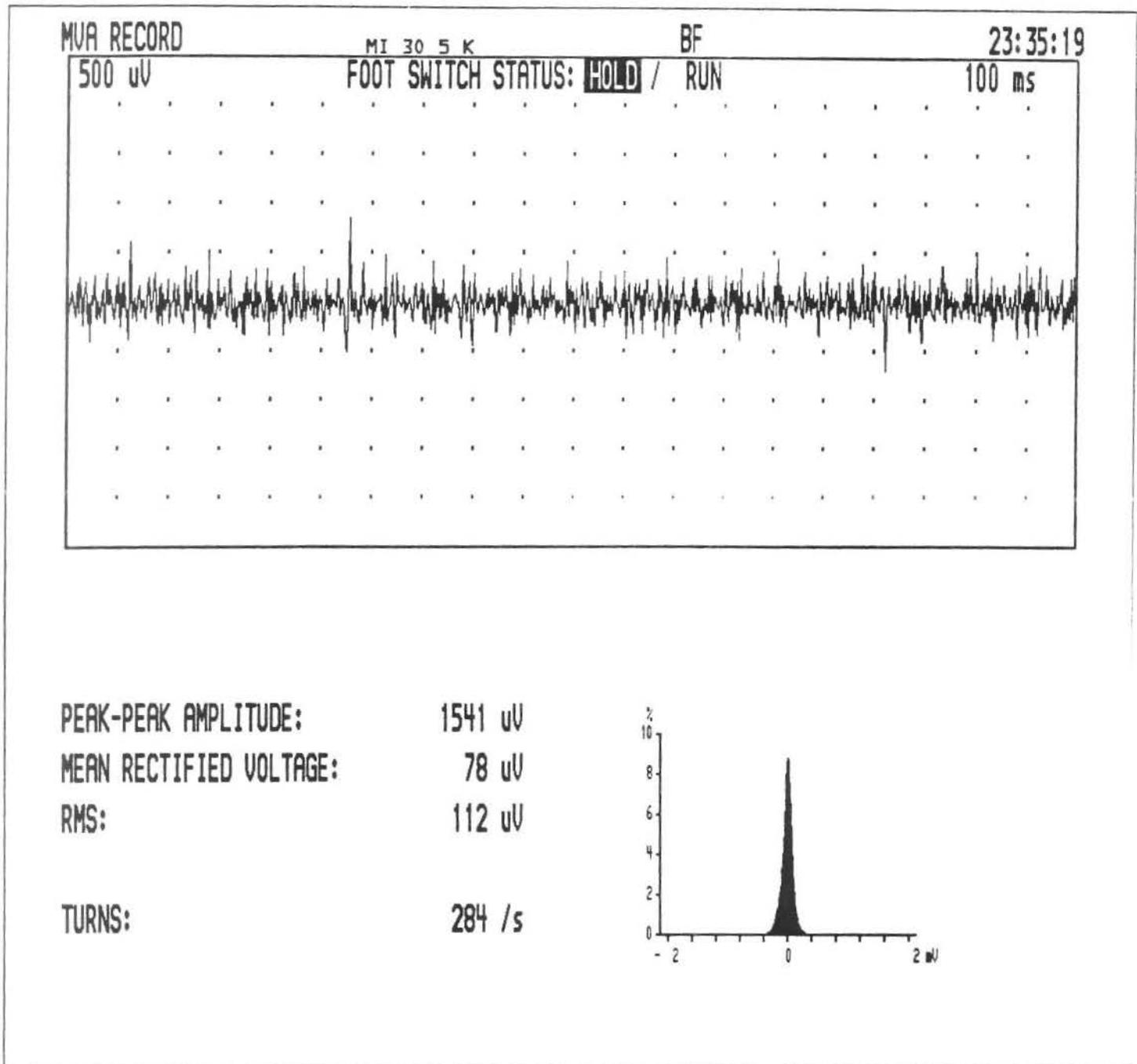


FIGURA 10 - Eletromiograma do músculo biceps da coxa, aos 30° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrado em mesa inclinada.

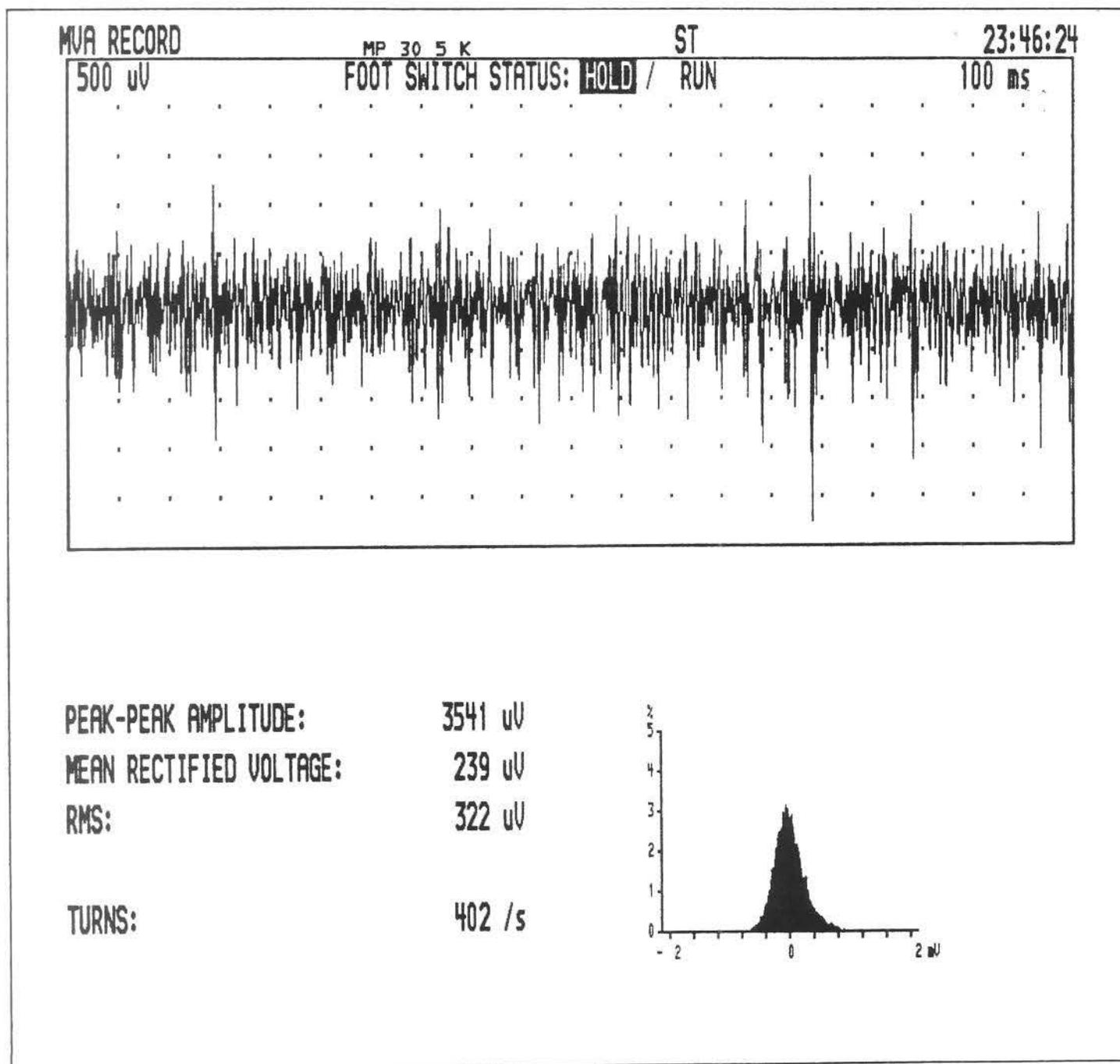


FIGURA 11 - Eletromiograma do músculo semitendíneo, aos 30° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrado em mesa plana.

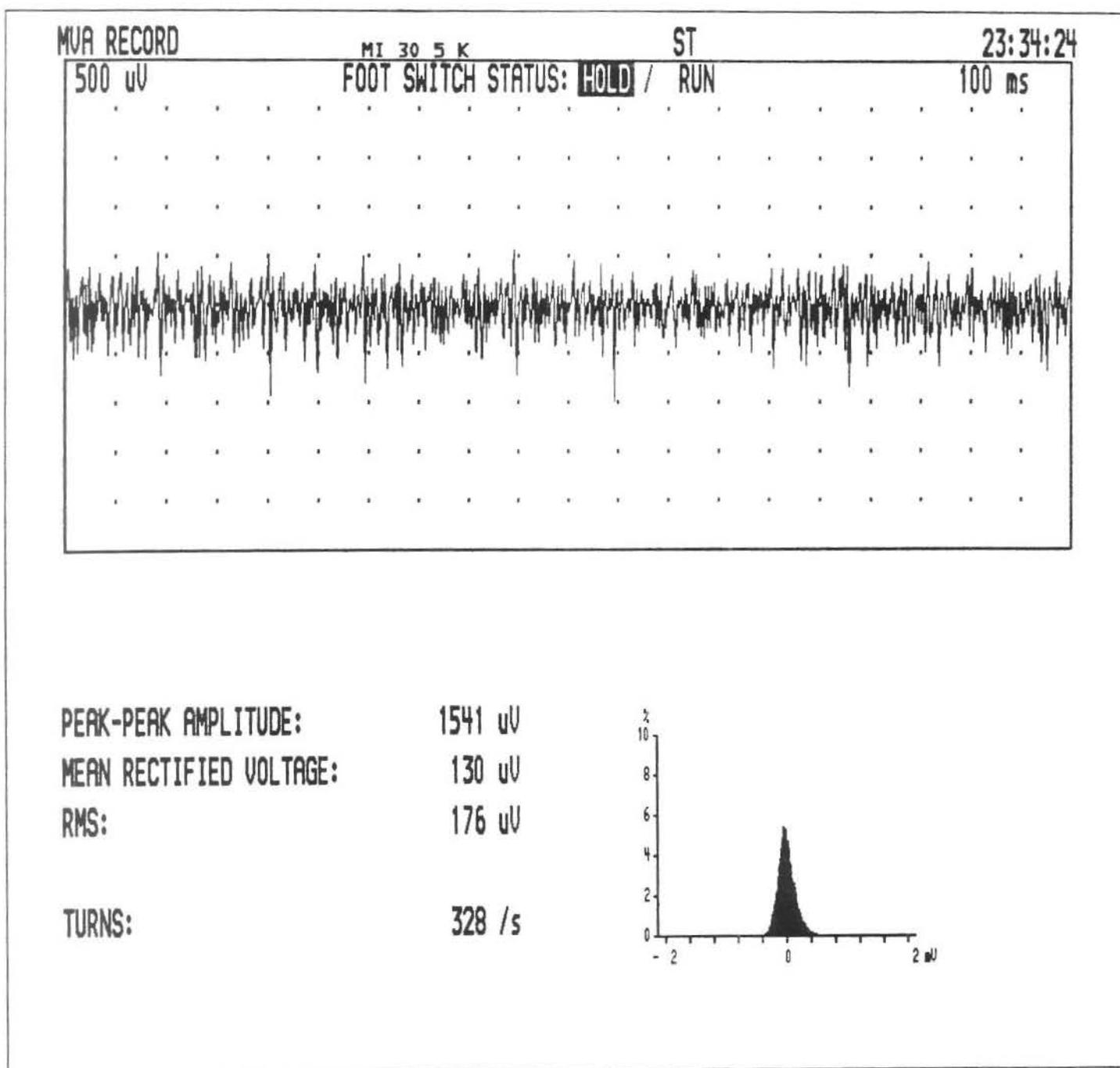


FIGURA 12 - Eletromiograma do músculo semitendíneo, aos 30° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrado em mesa inclinada.

TABELA 1 - Média de dois valores de RMS (em  $\mu\text{V}$ ) dos músculos iliocostal lombar (IL), biceps da coxa (BC) e semitendíneo (ST), com carga de 5 e 10 Kg, nos ângulos de 30° e 60° de flexão isométrica da perna, registrados nos voluntários do sexo feminino e na mesa inclinada.

Músculo	Iliocostal lombar				Biceps da coxa				Semitendíneo			
	5 Kg		10 Kg		5 Kg		10 Kg		5 Kg		10 Kg	
	30°	60°	30°	60°	30°	60°	30°	60°	30°	60°	30°	60°
Sujeito												
1	0	4	1	15	16,5	117,5	9	136	75,5	129	83	157,5
2	18	12	15	25	88	98	88	131	113	122	120	146
3	2	2	5	8,5	46,5	109	150,5	202,5	132	189	142,5	215,5
4	6	4,5	3,5	10	25	55	26,5	76,5	87,5	105	96	156
5	1,5	2,5	8,5	15,5	31	102,5	76,5	173,5	99	135	134	183
6	0	4	3,5	3	19	48	18,5	69	78	105,5	67,5	156,5
7	0	15,5	1,5	15,5	49	76	54	98	51,5	104,5	55	131,5
8	3,5	11	7	13,5	57	99	68	128	71	102,5	70,5	126,5
9	11	8,5	9	20,5	57	156	78,5	182	120,5	170,5	143	187
10	6	9,5	8,5	26,5	12	56,5	18,5	94	110	136,5	121	152,5

TABELA 2 - Média de dois valores de RMS (em  $\mu\text{V}$ ) dos músculos iliocostal lombar (IL), biceps da coxa (BC) e semitendíneo (ST), com carga de 5 e 10 Kg, nos ângulos de 30° e 60° de flexão isométrica da perna, registrados nos voluntários do sexo masculino e na mesa inclinada.

Músculo	Iliocostal lombar				Biceps da coxa				Semitendíneo			
	5 Kg		10 Kg		5 Kg		10 Kg		5 Kg		10 Kg	
	30°	60°	30°	60°	30°	60°	30°	60°	30°	60°	30°	60°
Sujeito												
1	1	0	5,5	1,5	26	54	36	69	142	136,5	151,5	170
2	11	14,5	18,5	27	23	74	34	84	54	64	52,5	82,5
3	3,5	4,5	10,5	7,5	82	182,5	87,5	206	69	88	74,5	115
4	5	0	0	14	20	93,5	39,5	162	84,5	96,5	95	109,5
5	3,5	7	3	4	28,5	34,5	23	51	83	73	92	71
6	6	7,5	9	7	42	86	62	108,5	101	86	123	215
7	11	17,5	17,5	22,5	28,5	131,5	33	143	42,5	75	67	124,5
8	6	28	18	33,5	39	74	45,5	94,5	69	107,5	77	119
9	0	0	0	2,5	52	123	66	125	71	125,5	85	160,5
10	7	5	8	5	47	70,5	46,5	67	101,5	82	111,5	92,5
11	2,5	4,5	4,5	9,5	118,5	287,5	119,5	308	188	290	223,5	295
12	4,5	5,5	3,5	13	28	102,5	35	118	123,5	225,5	112	198,5

TABELA 3 - Média de dois valores de RMS (em  $\mu\text{V}$ ) dos músculos iliocostal lombar (IL), bíceps da coxa (BC) e semitendíneo (ST), com carga de 5 kg, nos ângulos de 30° e 60° de flexão isométrica da perna, registrados nos voluntários do sexo feminino e na mesa plana.

Músculo	Iliocostal lombar		Bíceps da coxa		Semitendíneo	
	5 kg		5 kg		5 kg	
Carga	30°	60°	30°	60°	30°	60°
Ângulo						
Sujeito						
1	15	32	84,5	141	114	167
2	19	20	156	92	168	78
3	33,5	46,5	305	175	204	221
4	13	26	39	80	108	176
5	17,5	31,5	123,5	178,5	194	201
6	18	15	23,5	79,5	105	132
7	12,5	52,5	75	91,5	79,5	115,5
8	15	25,5	73	129	71,5	72
9	24,5	35,5	109,5	173	156,5	165,5
10	23	32,5	46,5	99,5	190	168,5

TABELA 4 - Média de dois valores de RMS (em  $\mu\text{V}$ ) dos músculos iliocostal lombar (IL), bíceps da coxa (BC) e semitendíneo (ST), com carga de 5 kg, nos ângulos de 30° e 60° de flexão isométrica da perna, registrados nos voluntários do sexo masculino e na mesa plana.

Músculo	Iliocostal lombar		Bíceps da coxa		Semitendíneo	
	5 kg		5 kg		5 kg	
Carga	30°	60°	30°	60°	30°	60°
Ângulo						
Sujeito						
1	5	8,5	57,5	82,5	167,5	148
2	24,5	27,5	60	103	80	75,5
3	12,5	9	150,5	188	109	87
4	30,5	26	82,5	117	109,5	114,5
5	21,5	20	52,5	59	96	88,5
6	26,5	37	122	116,5	151	119
7	29	43,5	87,5	119	63	120,5
8	39	36	76	75	92,5	79
9	12	24	96	145	88	129,5
10	26,5	30,5	96,5	73	108	94,5
11	9	17	189	306	323	302
12	11,5	18,5	77	129,5	211,5	202

TABELA 5 - Valores médios e desvios padrões da RMS (raiz quadrada da média) do sinal eletromiográfico dos músculos iliocostal lombar, biceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrados nas voluntárias do sexo feminino, sobre a mesa plana.

Ângulo	Iliocostal lombar	Biceps da coxa	Semitendíneo
30°	19,3 ± 6,5	103,8 ± 81,4	139,2 ± 49,1
60°	32,0 ± 11,5	124,1 ± 40,6	149,8 ± 49,4

TABELA 6 - Valores médios e desvios padrões da RMS (raiz quadrada da média) do sinal eletromiográfico dos músculos iliocostal lombar, biceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com carga de 5kg, registrados nos voluntários do sexo masculino, sobre a mesa plana.

Ângulo	Iliocostal lombar	Biceps da coxa	Semitendíneo
30°	20,9 ± 10,5	95,8 ± 40,4	133,4 ± 72,8
60°	25,0 ± 10,9	126,3 ± 66,8	130,8 ± 64,7

TABELA 7 - Valores médios e desvios padrões da RMS (raiz quadrada da média) do sinal eletromiográfico dos músculos iliocostal lombar, biceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com carga de 5 e 10kg, registrados nas voluntárias do sexo feminino, sobre a mesa inclinada.

Ângulo	Carga	Iliocostal lombar	Biceps da coxa	Semitendíneo
30°	5kg	4,8 ± 5,8	40,1 ± 23,8	93,8 ± 25,3
	10kg	6,3 ± 4,2	58,8 ± 43,3	103,3 ± 33,0
60°	5kg	7,4 ± 4,6	91,8 ± 33,4	130,0 ± 29,6
	10kg	15,3 ± 7,3	129,1 ± 45,7	161,2 ± 27,0

TABELA 8 - Valores médios e desvios padrões da RMS (raiz quadrada da média) do sinal eletromiográfico dos músculos iliocostal lombar, biceps da coxa e semitendíneo, aos 30° e 60° de flexão isométrica da perna, com cargas de 5 e 10kg, registrados nos voluntários do sexo masculino, sobre a mesa inclinada.

Ângulo	Carga	Iliocostal lombar	Biceps da coxa	Semitendíneo
30°	5kg	5,1 ± 3,4	44,5 ± 28,9	94,1 ± 40,9
	10kg	8,2 ± 6,7	52,3 ± 27,7	105,4 ± 46,0
60°	5kg	7,8 ± 8,3	109,5 ± 68,3	121,8 ± 68,8
	10kg	12,3 ± 10,3	128,0 ± 71,7	146,1 ± 65,0

TABELA 9 - Resultado da análise de variância dos dados das Tabelas 1 e 3. Causas de variação, grau de liberdade (GL), soma dos quadrados (SQ), quadrado da média (QM) e estatística F.

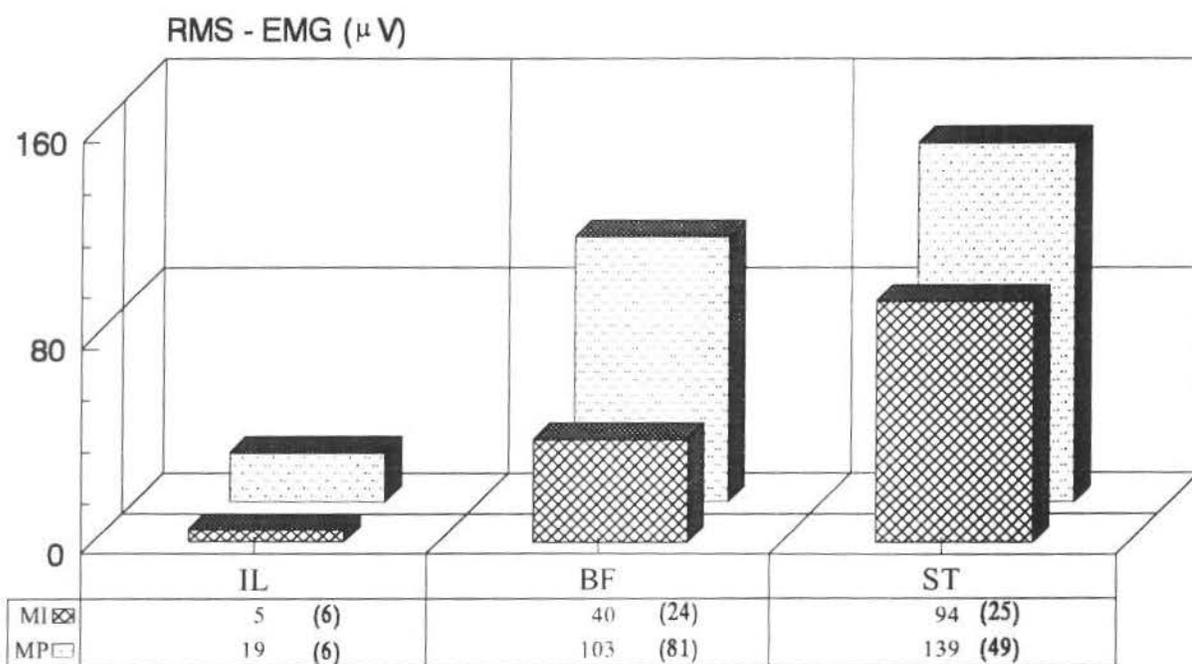
Causas de variação	GL	SQ	QM	F
Voluntários	9	50 873,50	5 652,61	5,69*
Ângulos	1	14 929,85	14 929,85	15,02*
Mesas	1	33 050,60	33 050,60	33,26*
Músculos	2	261 095,15	130 547,58	131,38*
Resíduo	99	98 374,97	993,69	
Total	119	470 770,23	---	

\* Indica diferença significativa ao nível de 1%.

TABELA 10 - Resultado da análise de variância dos dados das Tabelas 2 e 4. Causas de variação, grau de liberdade (GL), soma dos quadrados (SQ), quadrado da média (QM) e estatística F.

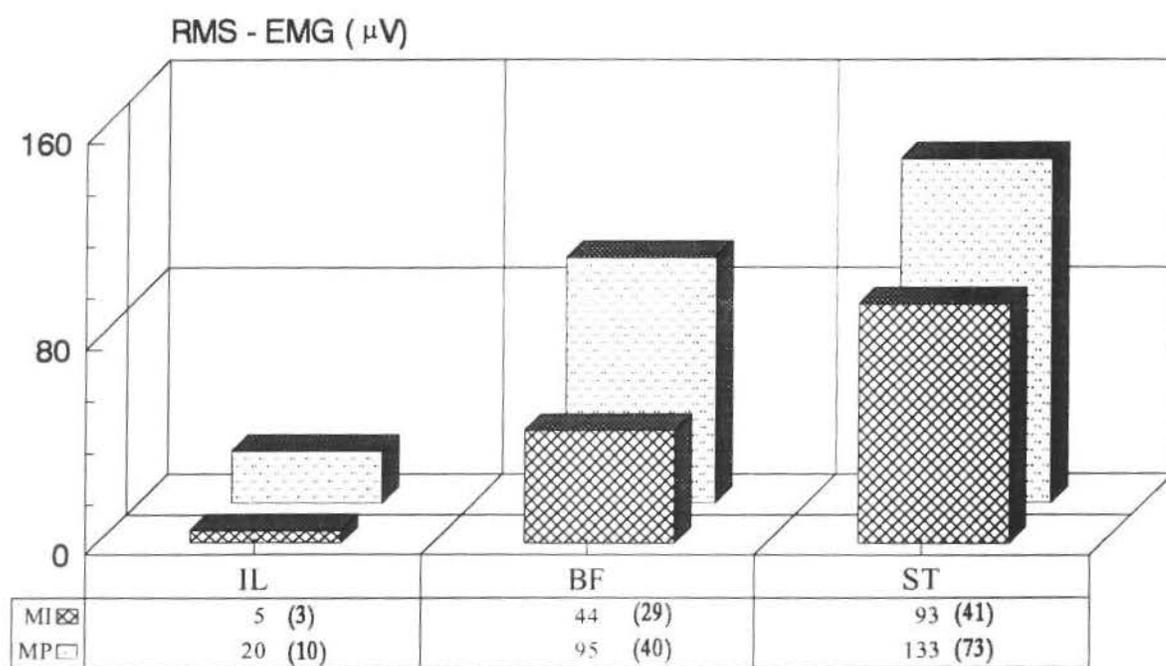
Causas de variação	GL	SQ	QM	F
Voluntários	11	137 096,60	12 463,33	8,95*
Ângulos	1	15 834,03	15 834,03	11,37*
Mesas	1	22 077,01	22 077,01	15,85*
Músculos	2	287 441,11	143 720,55	103,21*
Resíduo	121	168 491,11	1 392,49	
Total	143	652 345,97	---	

\* Indica diferença significativa ao nível de 1%.



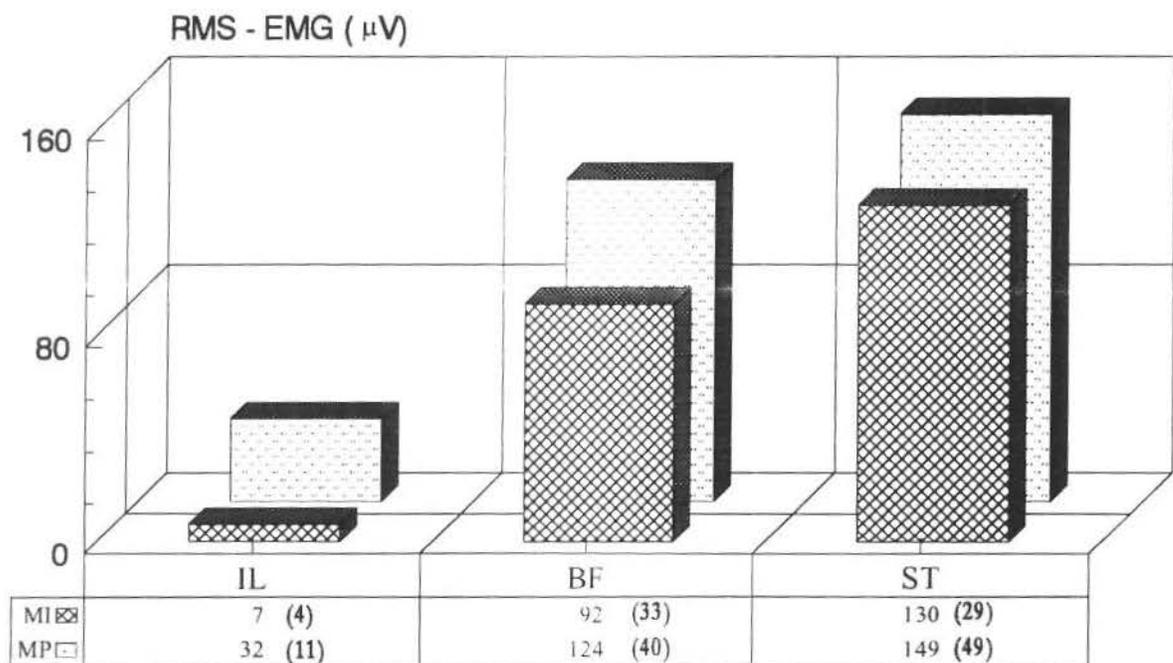
\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 1. Atividade dos músculos **iliocostal lombar** (IL), **semitendíneo** (ST) e **bíceps da coxa** (BC), nas formas de **mesa plana** (MP) e **inclinada** (MI), aos 30° de flexão isométrica da perna, nas mulheres.



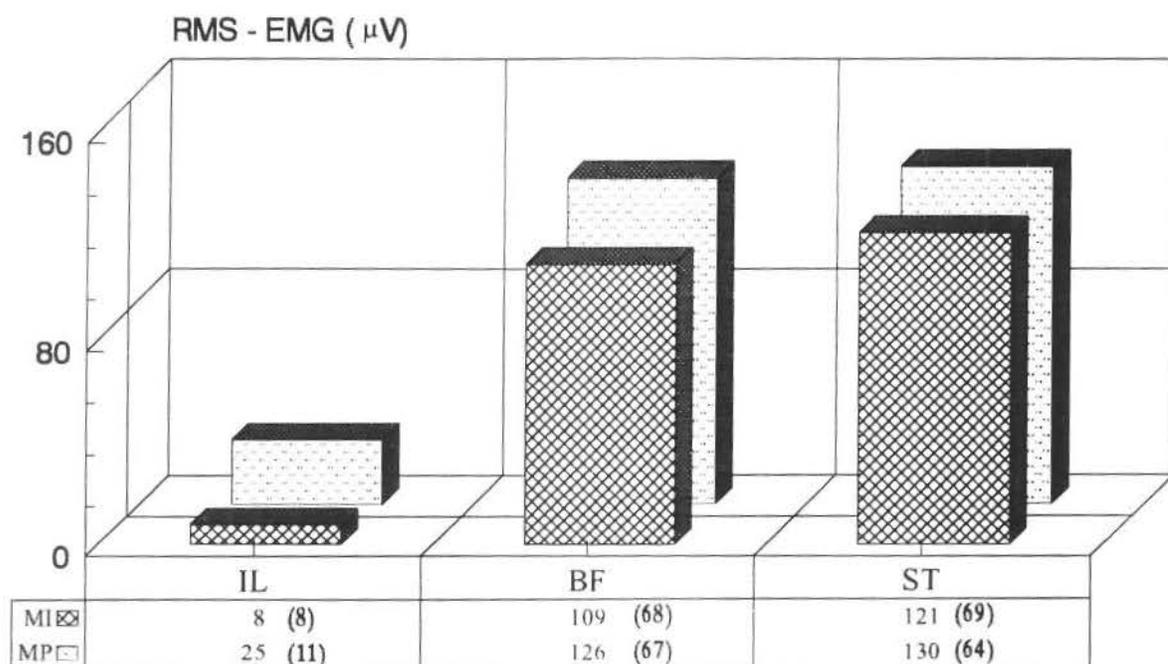
\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 2. Atividade dos músculos **iliocostal lombar** (IL), **semitendíneo** (ST) e **bíceps da coxa** (BC), nas formas de **mesa plana** (MP) e **inclinada** (MI), aos  $30^\circ$  de flexão isométrica da perna, nos homens.



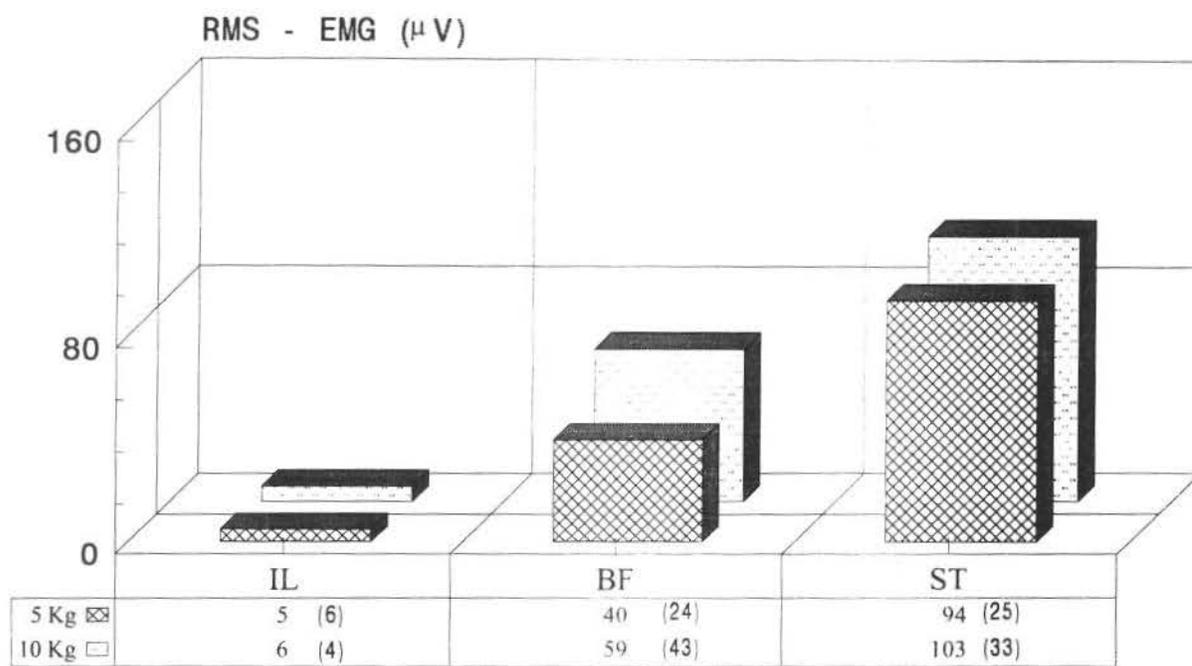
\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 3. Atividade dos músculos **iliocostal lombar** (IL), **semitendíneo** (ST) e **bíceps da coxa** (BC), nas formas de **mesa plana** (MP) e **inclinada** (MI), aos 60° de flexão isométrica da perna, nas mulheres.



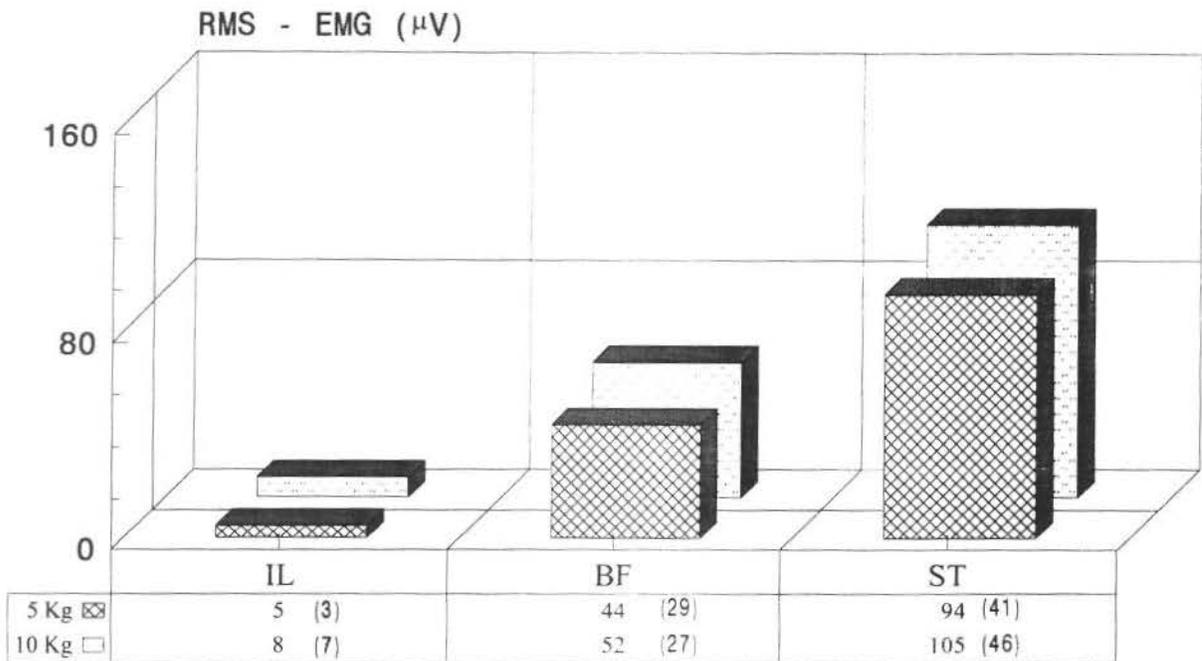
\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 4. Atividade dos músculos **iliocostal lombar** (IL), **semitendíneo** (ST) e **bíceps da coxa** (BC), nas formas de **mesa plana** (MP) e **inclinada** (MI), aos 60° de flexão isométrica da perna, nos homens.



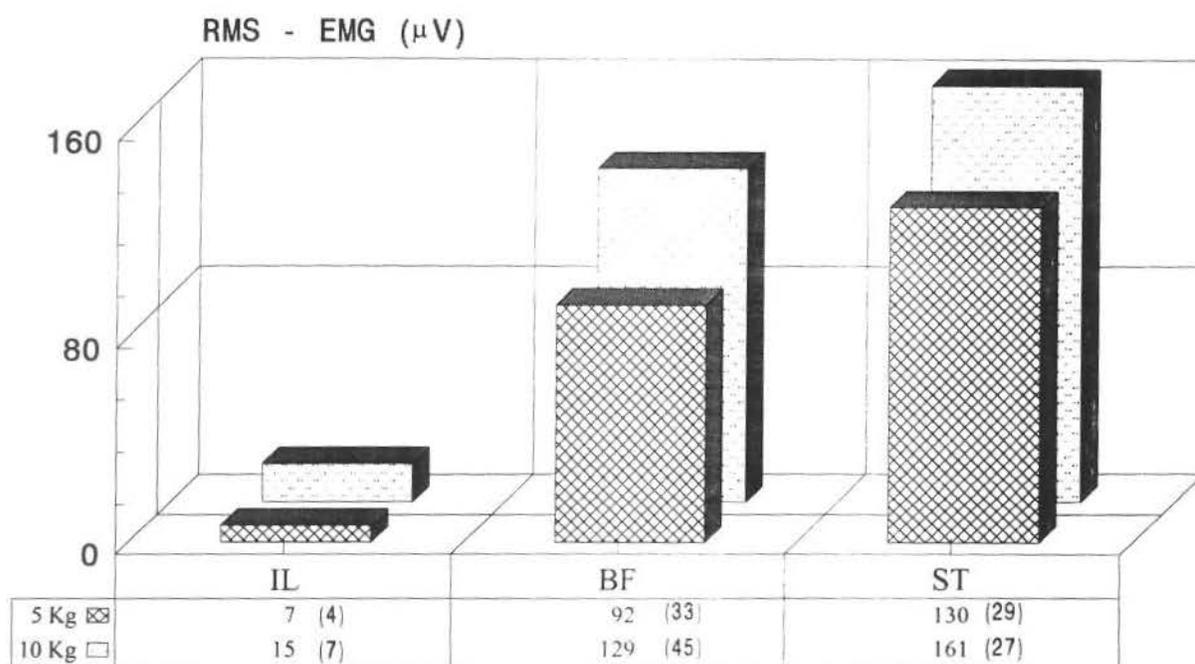
\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 5. Atividade dos músculos **iliocostal lombar (IL)**, **semitendíneo (ST)** e **bíceps da coxa (BC)**, na **mesa inclinada**, aos 30° de flexão isométrica da perna, contra resistências de 5 e 10 Kg, nas mulheres.



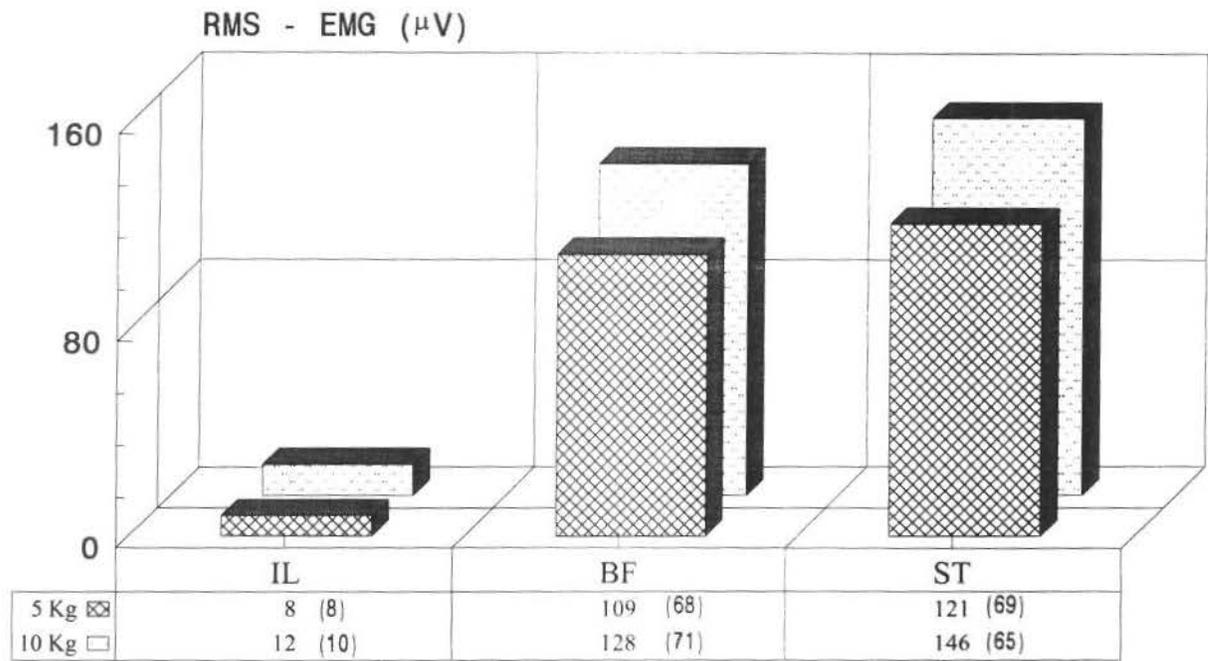
\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 6. Atividade dos músculos **iliocostal lombar (IL)**, **semitendíneo (ST)** e **bíceps da coxa (BC)**, na **mesa inclinada**, aos 30° de flexão isométrica da perna, contra resistências de 5 e 10 Kg, nos homens.



\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 7. Atividade dos músculos **iliocostal lombar (IL)**, **semitendíneo (ST)** e **bíceps da coxa (BC)**, na **mesa inclinada**, aos  $60^\circ$  de flexão isométrica da perna, contra resistências de 5 e 10 Kg, nas mulheres.



\* - Médias ( $\pm$  Desvio Padrão)

Gráfico 8. Atividade dos músculos **iliocostal lombar (IL)**, **semitendíneo (ST)** e **bíceps da coxa (BC)**, na **mesa inclinada**, aos  $60^\circ$  de flexão isométrica da perna, contra resistências de 5 e 10 Kg, nos homens.

DISCUSSÃO

## 5.DISCUSSÃO

### 5.1 EMG *versus* Força

A avaliação direta da força muscular é um componente importante em muitos estudos cinesiológicos e biomecânicos onde tentativas são feitas para determinar torques aplicados na articulação fêmoro-patelar e pressões nas superfícies articulares, stress aplicados aos ligamentos e a próteses articulares totais, bem como a estabilidade geral de uma articulação, entre outros.

A relação entre a força exercida e a atividade EMG registrada de um músculo, tem sido um assunto controvertido desde o advento das técnicas de registro da EMG (PHILIPSON & LARSSON, 1988).

A força exercida por um músculo em contração depende de vários fatores tais como o índice de disparos do neurônio  $\alpha$ , número de unidades motoras ativas no músculo, tamanho e tipo das unidades motoras do músculo e duração da contração (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

PORTNEY in O'SULLIVAN & SCHMITH (1993) observou que frequentemente os profissionais que lançam mão da EMG no estudo da função muscular, durante as atividades são tentados a fazer afirmações concernentes à "força" do músculo. Embora este termo seja clinicamente empregado, ele precisa ser utilizado com precaução. Força é um termo que precisa ser definido como torque ou potência produzida sob um conjunto específico de condições. O Autor ainda alerta quanto à conclusão de que um músculo está "trabalhando mais duramente", ou que um músculo "é mais forte", apenas porque é maior a atividade no EMG. Portanto, o EMG, que registra a atividade da unidade motora, precisa ser diferenciado da tensão muscular, que é uma função dos processos contráteis. Frequentemente os terapeutas usam o termo ótima na descrição de uma posição biomecanicamente vantajosa para um músculo. Contudo, o EMG pode ser inferior nesta posição ótima porque um menor número de unidades motoras será necessário para a

criação de um determinado nível de força. Uma atividade maior no EMG pode, na verdade, indicar que está diminuída a eficiência do músculo.

O referido Autor considerou também a influência do fator comprimento muscular na correlação EMG e Força. Segundo ele, todos os estudos revisados apoiam a conclusão geral de que se observa um aumento na resposta do EMG à medida que aumenta a tensão muscular, desde que o comprimento muscular não sofra alterações, isto é, durante uma contração isométrica. Por este motivo é que no presente estudo este foi o tipo de contração realizado. Além do mais, a contração isotônica foi suplantada pela contração isocinética, à qual foram associadas medidas de força, com os parâmetros de resistência e velocidade controlados. O fato é que, quando o comprimento muscular varia, a relação EMG-tensão não se mantém. Geralmente, é observada menor atividade EMG diante de maior tensão, quando o músculo é alongado e, inversamente, é observada maior atividade EMG no caso de tensão diminuída, à medida que um músculo sofre encurtamento. Ainda segundo PORTNEY in O'SULLIVAN & SCHMITH (1993), teoricamente, é necessária menor quantidade de unidades motoras para produzir o mesmo nível de tensão na posição de alongamento.

BASMAJIAN & De LUCA (1985) apresentaram uma ampla revisão da literatura sobre a correlação entre a amplitude do sinal EMG e Força. Observaram que não há consenso e que isto se deve, principalmente, à considerável variabilidade nos músculos examinados, no sítio de detecção, nos tipos de contração realizados e nas técnicas de detecção e processamento de dados. Contudo, eles reconhecem que a amplitude do sinal EMG pode refletir a geração de força pelo músculo, mas que esta, a força, pode também ser afetada por detalhes técnicos de detecção e pela ocorrência de eventos fisiológicos em músculos que não estão sendo monitorados. O Autores resumem as características da correlação entre EMG e Força durante uma contração isométrica: 1) é dependente do músculo, pois é quase linear para os pequenos músculos da mão e não-linear (amplitude aumentando mais do que a força) para os grandes músculos dos membros; 2) este

diferente comportamento pode, possivelmente, ser o reflexo da diferença no índice de disparo e nas propriedades de recrutamento de pequenos e grandes músculos, bem como ser devido a outras considerações elétricas e anatômicas.

RAY & GUHA (1983) observaram que a maioria dos estudos teóricos da correlação EMG e Força sugeriam que a amplitude do EMG deveria aumentar proporcionalmente com a raiz quadrada da tensão, e que, entretanto, experimentos diretos demonstravam uma correlação linear. As razões para esta diferença são devidas a simplificações das suposições adotadas nos vários modelos. Estes modelos assumem que todas as unidades motoras são do mesmo tamanho. Também, variações na magnitude do potencial de ação e frequência de disparo não estavam sendo levados em consideração. Experimentos fisiológicos recentes vêm contradizendo aquelas suposições e vários parâmetros tem sido agora correlacionados matematicamente. Se estas correlações matemáticas são incorporadas no modelo, a linearidade entre a EMG e a força muscular é grandemente aperfeiçoada.

ARAUJO (1993) apresentou uma revisão bibliográfica sobre o relacionamento entre o sinal EMG e a força gerada pelo músculo. Em seu estudo, o Autor pretendeu proporcionar ganho de força aos voluntários através de um programa de treinamento por estimulação elétrica neuromuscular. As mensurações dinamométricas e eletromiográficas simultâneas e sincronizadas foram realizadas pré e pós-treinamento. Não obstante as variações da força e as conseqüentes dificuldades de interpretação estatística, a força máxima dos indivíduos apresentou uma tendência para aumentar, enquanto que as modificações na atividade EMG não foram diretamente coincidentes. Em outras palavras, os aumentos observados na força muscular não foram acompanhados por aumentos correlatos na atividade EMG. O Autor concluiu que não é possível, no estágio atual de conhecimento da eletromiografia, fazer interpretações de força a partir desse sinal, dada a ausência de sua correlação com a força.

Portanto, os resultados do nosso trabalho apenas permitem considerações sobre a tensão muscular criada no músculo durante a contração. Podemos afirmar que, na mesa plana, os músculos iliocostal lombar e isquiotibiais geram maior tensão muscular do que na mesa inclinada, pois que o RMS do sinal EMG é maior na mesa plana do que na mesa inclinada.

## **5.2 Iliocostal lombar *versus* mesa**

A possibilidade de "inclinarmos" a mesa levanta uma questão, ou seja, de que maneira a retificação da lordose lombar influencia o EMG do músculo iliocostal lombar. Em apenas um estudo eletromiográfico, de BENNETT et al. (1989), foi encontrada preocupação similar. Estes Autores realizaram um estudo no qual comparam o EMG do músculo eretor da espinha durante a permanência em pé, e sentado em três tipos de cadeira, para proporcionar angulações diferentes na curvatura lombar. Concluíram que não há diferença na atividade EMG do músculo eretor da espinha entre os tipos de cadeira. Em outras palavras, que mudanças na atividade EMG do músculo eretor da espinha não ocorrem com mudanças na curvatura lombar.

Por outro lado, MASSELLI, CAMARGO, BÉRZIN (1989), demonstraram que a atividade EMG do músculo eretor da espinha é menor durante a utilização da mesa inclinada, ou seja, quando a coluna lombar está retificada. Em outras palavras, o estudo acima referido reforça a teoria de que ocorre uma diminuição no índice de disparo de unidades motoras do músculo quando este é ativado em situação de vantagem mecânica. (PORTNEY in O'SULLIVAN & SCHMITH, 1993). Provavelmente, BENNETT et al. (1989) não encontraram diferença porque os eletromiogramas foram registrados durante atividade de membros superiores (escrevendo à mão e à máquina) nas quais o músculo eretor da espinha não está sendo ativamente solicitado. Em contrapartida, o presente estudo confirmou, de maneira inequívoca, os dados obtidos por MASSELLI, CAMARGO, BÉRZIN (1989).

### 5.3 Dor lombar *versus* EMG

Dor lombar ou lombalgia (lumbago) é uma entidade clínica que afeta milhares de pessoas e, além de ser muito desgastante, incapacita para o trabalho. Não raramente, a doença torna-se crônica e o prejuízo, considerável. Devido à grande complexidade do quadro clínico e seu tratamento ainda representar um desafio, muitos pesquisadores recrutaram voluntários entre pacientes com dor crônica. Partindo do princípio de que nestes indivíduos os níveis de atividade elétrica da musculatura paravertebral são elevados, talvez fosse possível relacionar a lombalgia com a atividade eletromiográfica. NOUWEN & BUSH (1984) em extenso artigo de revisão verificaram a eficácia da técnica denominada "miofeedback" ("biofeedback" por EMG). Estes Autores concluíram que não há evidências consistentes de que pacientes com dor lombar tenham níveis elevados de EMG, ou que sua redução seja um elemento ativo da terapia por "biofeedback". Por outro lado, KRAVITZ, MOORE, GLAROS (1981) ao compararem indivíduos normais com pacientes portadores de dor lombar crônica, verificaram que os últimos apresentaram médias mais altas de atividade muscular quando solicitados para relaxar a musculatura lombar enquanto contraíam outros grupos musculares. Por isso, estes Autores sugerem que pode ser benéfico um treinamento dirigido ao relaxamento da região lombar.

Do presente estudo, embora não tenha analisado indivíduos com dor lombar, pode-se extrair a constatação de que é menor a atividade EMG do músculo iliocostal lombar durante a utilização do *Vita-house* na forma inclinada. Portanto, esse resultado indica que é mais seguro recomendar o uso do aparelho na forma inclinada. Mais recentemente, a associação entre dor lombar e EMG ganha mais adeptos, os pesquisadores SIHVONEN, PARTANEN, HÄNNINEN (1988). Estes, compararam indivíduos clinicamente normais com pacientes, na permanência em pé e na posição fletida do tronco. Encontraram, nas posições estáticas, silêncio elétrico nos indivíduos saudáveis e ao contrário, uma atividade elétrica alta no grupo de dor lombar. Este

resultado reforça a idéia de que a utilização do aparelho na forma inclinada, por registrar a menor EMG, é mais aconselhável.

O estudo de ARENA et al. (1989) esclarece que as causas da controvérsia em torno do assunto são as falhas metodológicas, sendo que a principal seria a falta de categoria diagnóstica claramente definida. Seus resultados indicam que, quando é dada atenção especial ao diagnóstico e posição no exame, a EMG de superfície pode diferenciar entre os vários tipos de dor lombar, bem como entre aqueles indivíduos com e sem dor lombar.

Os trabalhos mais recentes, BIEDERMANN, SHANKS, INGLIS (1990); KLEIN et al. (1991) e De LUCA (1993) entre muitos outros, não só tem confirmado a associação entre dor lombar e EMG como também, através de *softwares* sofisticados, têm realizado análises quantitativas e qualitativas do sinal EMG a fim de detectar a referida disfunção pela eletromiografia.

#### **5.4 Mesa plana *versus* mesa inclinada**

De acordo com os resultados deste estudo, na mesa plana, os três músculos examinados apresentaram valores de RMS significativamente maiores do que os valores de RMS registrados na mesa inclinada. Mais especificamente, o músculo iliocostal lombar desenvolveu menor EMG na mesa inclinada em comparação com a EMG registrada na mesa plana. Em MASSELLI, CAMARGO, BÉRZIN (1989), esta mesma diferença foi observada embora não tenha sido considerada estatisticamente significativa. Talvez, isto se deva à utilização, neste estudo, de eletrodos de agulha que, segundo De LUCA, 1979 apud PHILIPSON & LARSSON (1988), detectam atividade elétrica de um pequeno número de unidades motoras e conseqüentemente obtém-se um quadro errôneo da atividade EMG total do músculo. Além disso, o fato de que o eletrodo de agulha não pode ser mantido no mesmo lugar no músculo em contração pode conter uma ameaça à validade desta medida. Qualquer movimento da agulha será necessariamente detectado

pelo EMG a partir de diferentes sítios do músculo e conseqüentemente adicionar variabilidade ao EMG.

Com relação aos músculos semitendíneo e bíceps da coxa, também eles desenvolveram menor EMG na mesa inclinada em comparação com a EMG registrada na mesa plana. Esta diferença deve-se à modificação do comprimento muscular, uma vez que o posicionamento na mesa inclinada alonga os músculos isquiotibiais.

LUNNEN, YACK, LeVEAU (1981), num estudo bem controlado, estabeleceram o relacionamento entre comprimento muscular, EMG e torque dos músculos isquiotibiais. O comprimento muscular foi alterado pela variação no ângulo do quadril e assim, o tamanho do braço de alavanca dos músculos isquiotibiais não variou pois o ângulo do joelho foi mantido constante. Eles observaram que nas posições mais alongadas, foi maior o torque gerado e menor a EMG, o que é coincidente com nossos resultados, com relação a EMG.

Os isquiotibiais são provavelmente mais afetados do que o quadríceps pela variação no ângulo do quadril. Todos os três músculos isquiotibiais exceto a cabeça curta do bíceps da coxa, cruzam a articulação do quadril, enquanto somente um dos músculos do quadríceps (reto da coxa) cruza a articulação do quadril (FIGONI, CHRIST, MASSEY, 1988).

Se o músculo é estirado muito além do seu comprimento normal, antes da contração, desenvolve-se uma grande *tensão de repouso*, mesmo antes de se dar a contração; esta tensão resulta das forças elásticas do tecido conjuntivo, do sarcolema, dos vasos sanguíneos, dos nervos e assim por diante. Todavia, o *aumento* da tensão durante a contração, denominado *tensão ativa*, diminui quando o músculo é estirado além do seu comprimento normal (GUYTON, 1984). Esta afirmação também justifica a menor EMG registrada na mesa inclinada, no presente trabalho.

A atividade elétrica diminui quando o músculo está em posição alongada, observou GRIEVE & PHEASANT (1976), para os músculos eretor da espinha, tríceps

sural e bíceps braquial. Para ele, é razoável a hipótese de que menos potenciais de ação são requeridos por unidade de tempo para causar contração máxima quando os músculos estão alongados do que quando eles estão encurtados.

CHARTERIS & GOSLIN (1986) confirmaram, através de RX, que a variação no ângulo do quadril, de  $180^\circ$  para  $135^\circ$ , realmente aumenta o comprimento muscular dos músculos isquiotibiais. Esta angulação no quadril são análogas às do presente estudo, sendo que àquele ângulo de  $180^\circ$  corresponde à mesa plana e, àquele de  $135^\circ$  corresponde à mesa inclinada. Os Autores observaram que na posição alongada, que corresponde à mesa inclinada, os músculos isquiotibiais geram muito mais força. Para os Autores, esta diferença na magnitude da resposta dos flexores da perna, por modificações no comprimento dos músculos, é uma função da contribuição relativa da musculatura biarticular ao movimento da perna. De fato, todo o grupo isquiotibial é biarticular e por isso se pode esperar que demonstre, mais conclusivamente, a relação de dependência comprimento e tensão muscular. Os Autores analisaram também uma posição mais inclinada, com o quadril a  $90^\circ$  de flexão e observaram que as medidas nesta posição não diferem das medidas obtidas a  $135^\circ$ , mas que em ambas posições, as medidas de torque, trabalho e potência foram significativamente maiores do que na posição de  $180^\circ$ . Estes resultados levam à conclusão de que uma inclinação maior do que  $135^\circ$ , equivalente à mesa inclinada, é desnecessária.

O relacionamento entre o comprimento muscular e a tensão muscular já foi bem documentado. A força produzida pelo músculo consiste de dois componentes: a força elástica passiva exercida pelos componentes elásticos do músculo, e a força de resposta à excitação. A soma dos dois componentes representa a força gerada no músculo em função do seu comprimento. É notável que a força máxima seja gerada quando o músculo é alongado em aproximadamente 1,2 a 1,3 vezes seu comprimento de repouso (BASMAJIAN & De LUCA, 1985).

Se considerarmos que, deitado sobre a mesa inclinada, o indivíduo alonga seus músculos isquiotibiais em 1,2 - 1,3 vezes seu comprimento de repouso, eles estarão em condições de gerar força máxima, aqui entendida como torque máximo, e por isso os músculos exercem menor tensão muscular e portanto, menor sinal EMG.

WORREL, DENEGAR, ARMSTRONG (1990) observaram um aumento concomitante da flexão bilateral do quadril durante avaliações e treinamento dos isquiotibiais dos indivíduos em posição prona. Estabilização máxima da pelve e fêmur não elimina completamente este fenômeno. Os Autores citaram o estudo de HOUTZ, LEBOW, BEYER (1957) que propuseram que a influência do reflexo labiríntico tônico no aumento do tônus flexor dos músculos iliopsoas e isquiotibiais, resulta em aumento significativo nos índices de torque dos isquiotibiais.

Também no presente estudo este fenômeno tem sido observado, e mais intenso quando o indivíduo está na mesa plana. O posicionamento na mesa inclinada proporciona uma flexão da coxa, que leva os ilíacos em retroversão, ou seja, inclinação posterior da pelve. Isto ocorre porque quando os músculos isquiotibiais são alongados, por uma flexão da coxa adicionada a uma extensão da perna, levam a pelve em retroversão, devido a sua origem comum na tuberosidade isquiática. Torna-se então evidente a vantagem em adotar o posicionamento na mesa inclinada uma vez que, frequentemente, a origem de deformidades da coluna é uma rigidez dos isquiotibiais (CALAIS-GERMAIN, 1992). Com relação a isto, DUFOUR et al. (1989) declararam que os músculos isquiotibiais possuem uma rigidez passiva, devido aos elementos inextensíveis, que não permitem uma flexão significativa do quadril e uma extensão completa da perna e que esse fenômeno, normal em certos limites, corresponde a uma necessidade de estabilização econômica da pelve em posição em pé.

De acordo com KAPANDJI (1990) a tensão dos isquiotibiais pela flexão da coxa aumenta a eficiência destes músculos como flexores da perna. Também para KISNER & COLBY (1987), os músculos isquiotibiais contraem-se mais eficientemente

quando são alongados simultaneamente sobre o quadril (durante a flexão da coxa) à medida que fletem a perna. FELDER (1978) preconizava que, de acordo com seus resultados, os músculos isquiotibiais deveriam ser testados e exercitados com o quadril flexionado para permitir o desenvolvimento do maior torque e assim tirar vantagem da relação comprimento-tensão muscular.

PORTNEY in O'SULLIVAN & SCHMITH (1993), assume que é necessária menor quantidade de unidades motoras para produzir o mesmo nível de tensão na posição de alongamento, que concorda inteiramente com os nossos resultados.

### **5.5 Semitendíneo *versus* bíceps da coxa**

Nos Gráficos 1 a 4 se pode observar que o músculo semitendíneo registrou maior sinal EMG do que o músculo bíceps da coxa. GONÇALVES (1991) apresenta, em sua revista da literatura, as funções dos músculos isquiotibiais, tanto isolados quanto em ação simultânea. Destaca-se a afirmação unânime de que o músculo semitendíneo é o principal músculo da flexão da perna.

Uma análise EMG dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembráceo nos movimentos de flexão e extensão da perna realizados em mesa flexora foi feita por SANT'ANNA (1989). A Autora concluiu que, na flexão, o músculo que apresentou maior atividade elétrica foi o semitendíneo, portanto, em concordância com os resultados do presente estudo.

Se é possível, fazemos uma analogia da ação muscular entre a flexão da perna no *Vita-house* e a pedalação em bicicleta ergométrica. Num estudo da função muscular durante a pedalação, ERICSON (1988), observou que a atividade do bíceps da coxa aumentou durante a fase de extensão da coxa e perna, e diminuiu durante a flexão. Ao contrário do bíceps, o isquiotibial medial alcançou o pico durante a flexão da perna. Baseado em seus resultados, o Autor declara que o bíceps da coxa atua principalmente como um extensor da coxa e o isquiotibial medial como um flexor da perna.

A atividade EMG do músculo bíceps da coxa também foi analisada por TAVARES (1992). A Autora observou que o músculo bíceps da coxa apresentou registro eletromiográfico diferente dos músculos semitendíneo e semimembranáceo durante um movimento básico da dança, o “demi-plié”. Além disso, que o músculo bíceps da coxa apresentou maior EMG no repouso e no final do “demi-plié” no grupo *problema* em relação ao grupo *bom*. A relação estabelecida entre maior esforço muscular, problemas de postura e tendência a lesões é de grande importância clínica.

Entre os fatores que afetam a potência funcional do músculo, estão a área de secção cruzada (ASC) e a relação comprimento-tensão, segundo LEHMKUHL & SMITH (1987). De acordo com estes Autores, quanto maior a secção cruzada fisiológica de um músculo, maior tensão ele pode produzir. Mas, o músculo semitendíneo apresenta ASC igual a 6,53 cm<sup>2</sup> e o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) igual a 11,63 cm<sup>2</sup>, segundo ENGSTROM et al. (1991). Para ser compatível com nossos resultados, o músculo semitendíneo é que deveria ter a maior área de secção cruzada.

Considerando que a secção cruzada fisiológica é medida numa secção através da porção mais espessa do ventre, em ângulo reto com as fibras, segundo LEHMKUHL & SMITH (1987), nota-se que a medida da ASC do músculo bíceps da coxa obtida por ENGSTROM et al. (1991), através de ressonância magnética, não pode ser comparada com a medida da ASC do músculo semitendíneo devido à diferença na arquitetura das fibras musculares, mais especificamente, no ângulo de penação do músculo (definido como o ângulo entre os fascículos e a linha de ação do músculo). Portanto, é incorreto usar apenas as medidas de ASC para explicar a diferença de tensão entre os músculos. Para ENGSTROM et al. (1991) um simples corte anatômico para medida da área de secção cruzada, mesmo quando obtido do ponto de máxima ASC, é útil apenas como uma previsão da força muscular relativa e ainda somente se a arquitetura das fibras permanece constante.

Com relação à arquitetura das fibras musculares, há controvérsias na literatura. MARKEE et al. (1955) em estudo morfológico dos músculos biarticulares da coxa humana, descrevem o músculo semitendíneo: "as fibras que compõem este músculo são longas", ou seja, eles o descrevem como fusiforme. Entretanto, para RASH & BURKE (1977) o músculo semitendíneo é unipenado. A controvérsia também atinge o músculo bíceps femoral (cabeça longa) que, para MARKEE et al (1955) é um músculo bipenado enquanto que para RASH & BURKE (1977) é um músculo fusiforme. Com isso, tentar relacionar o arranjo interno das fibras dos referidos músculos com a tensão que podem gerar, assume caráter meramente especulativo.

Um dado interessante, pois que vem corroborar nossos resultados, é a análise da variação no comprimento do sarcômero dos músculos da coxa humana durante a marcha. CUTTS (1989), observou que a variação no comprimento do sarcômero de músculos individuais não é a mesma. Isto é, que a variação calculada no comprimento do sarcômero no músculo semitendíneo é muito menor do que a variação nos outros dois músculos isquiotibiais. Além disso, que o músculo bíceps da coxa atua na faixa dos 80% da capacidade de produção de força máxima, enquanto que o semitendíneo atua dentro da faixa dos 100% da capacidade. Em outras palavras, além do comprimento do sarcômero do semitendíneo variar pouco, ele varia dentro do limite que equivale a 100% da capacidade de produção de força máxima.

### **5.6 30° versus 60°**

De acordo com os resultados deste estudo, os valores obtidos para o ângulo de 60° de flexão da perna (Gráficos 3 e 4) são maiores do que para o ângulo de 30° (Gráficos 1 e 2).

A forma da curva de torque dos músculos flexores da perna apresentada por WILLIAMS & STUTZMAN (1959) já demonstrava uma diminuição na força gerada

conforme a perna se deslocava entre 30° e 60° de flexão na articulação do joelho. A comparação deste dado com o resultado do presente estudo, revela uma relação inversa, ou seja, se a força gerada pelos músculos flexores da perna aos 30° é maior, registra porém, uma menor atividade EMG.

Uma das explicações para tais variações dentro da amplitude de movimento articular é que a variação no ângulo do joelho implica numa variação na distância do braço de alavanca dos músculos isquiotibiais (WILLIAMS & STUTZMAN, 1959; LUNNEN, YACK, LeVEAU, 1981; ANDRIACCHI et al., 1984; HERZOG & READ, 1993). Dentre estes, os dois primeiros não determinaram tamanho de braços de alavanca e os dois últimos determinaram porém, apresentam dados diametralmente opostos. Para ANDRIACCHI et al. (1984), conforme a perna flexiona, o ponto de contato entre o fêmur e a tibia move posteriormente em ambos os côndilos, medial e lateral e que isto tem o efeito de aumentar o braço de alavanca do quadríceps e diminuir o braço de alavanca dos isquiotibiais. Ao contrário, HERZOG & READ (1993) apresentaram, uma variação desde a medida mínima de 2,5 cm na perna em extensão completa, até o valor máximo de 4,1 cm na perna em 45° de flexão, e que, mais especificamente, a distância do braço de alavanca em 60° é maior do que em 30° de flexão da perna, tanto para o músculo bíceps da coxa como para o músculo semitendíneo.

Por sua vez, a variação na distância do braço de alavanca, entre outros fatores, implica na variação do torque gerado pelos músculos. Considerando que o torque é o produto da força pela distância do braço de alavanca, deduz-se que quanto maior a distância do braço de alavanca, maior será o torque.

Teoricamente, conforme o braço de alavanca do músculo aumenta, o torque gerado aumenta, enquanto a atividade EMG diminui (LUNNEN, YACK,

LeVEAU, 1981). De acordo com nossos resultados, no entanto, a 60° de flexão da perna a atividade EMG também foi maior.

Entretanto, até aqui, consideramos apenas a força dos músculos flexores da perna, que vai acionar a alavanca cujo eixo está localizado no joelho. Do outro lado, temos a força de resistência, representada pelo peso do segmento perna-pé adicionado ao peso da anilha, de 5 ou 10 kg. Uma decomposição desta força permite verificar que ela não é constante dentro do arco de movimento da flexão da perna. A força peso inicialmente é nula porque é perpendicular ao deslocamento. Inversamente, aos 90° de flexão da perna, o deslocamento e a força peso estão na mesma direção mas em sentidos opostos, portanto a resistência é crescente dentro do arco de movimento (Figura 13).

Esta variação na magnitude da resistência implica num trabalho não constante dos músculos durante o movimento, isto é, no início ele é leve e aumenta gradualmente até exercer força máxima no fim do movimento. Sendo assim, para vencer uma resistência cada vez maior, os músculos têm que aumentar a tensão e por isso, geram maior atividade EMG, apesar do torque favorecido que poderia implicar numa menor atividade EMG se a resistência fosse constante dentro do arco de movimento.

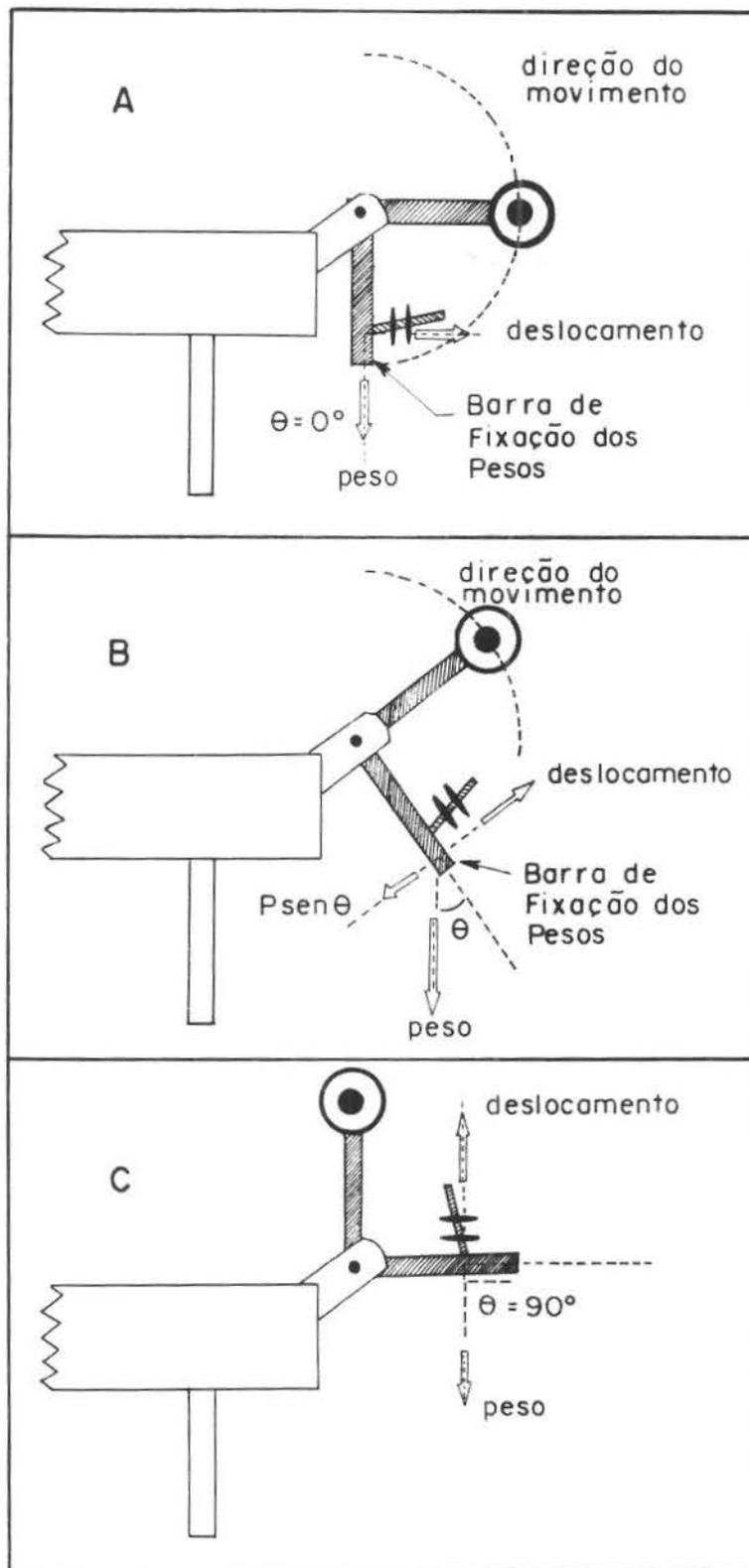


FIGURA 13 - Diagrama representando a barra de tração do *Vita-house*, que fornece a força-peso: (a) início do movimento; (b) posição intermediária e (c) posição final do movimento -  $90^\circ$  de flexão da perna.

Em se tratando de contração realizada em dinamômetro isocinético, o torque máximo e o registro do ângulo onde ocorre o torque máximo são as medidas usadas mais frequentemente na clínica e em pesquisa do que a medida do torque em ângulo específico. Esta, é a medida do torque em ângulos previamente estabelecidos.

KANNUS & KAPLAN (1991) testaram 200 adultos saudáveis e observaram que a variabilidade nas medidas de torque em ângulos pré-estabelecidos (15 e 75°) foi muito grande, o que tornou inconclusivos estes dados. Com relação ao torque máximo, os Autores observaram que em velocidades isocinéticas baixas e moderadas, a média do ângulo do joelho no qual foi gerado o torque máximo de quadriceps e isquiotibiais variou entre 30 e 60°.

Com relação à contração isométrica, MURRAY et al. (1980) observaram que foi muito pequena a diferença encontrada no torque dos músculos flexores da perna entre as posições de 30 e 60°.

Portanto, a diferença na atividade EMG de nosso estudo poderia ser explicada principalmente pela inconstância da resistência, ou seja, em 60° a resistência é maior e por isso a atividade EMG dos músculos biceps da coxa e semitendíneo é maior em 60°.

### **5.7 Feminino versus masculino**

"A maioria das pessoas reconhece que os homens são geralmente mais fortes que as mulheres e que cada indivíduo ganha força muscular do nascimento até a adolescência, apresentando o pico entre os 20 e 30 anos e diminuindo gradualmente com o envelhecimento. A força muscular dos garotos é aproximadamente a mesma que a das garotas até a puberdade. Daí por diante, os homens exibem uma força significativamente maior do que as mulheres, com a maior diferença ocorrendo durante a média idade (entre os 30 e 50 anos). Esta força maior dos homens parece estar relacionada com a maior massa muscular que eles desenvolvem após a puberdade. Até a idade de 16 anos, a razão

entre a massa muscular corporal e o peso total é similar nos dois sexos, como indicam estudos de excreção de creatinina e contagem de potássio. Porém, após a puberdade, a massa muscular dos homens torna-se mais de 50% maior que a das mulheres, bem como a razão entre massa muscular e peso" (LEHMKUHL & SMITH, 1987). "Por outro lado, a força muscular por secção cruzada do músculo parece ser similar em homens e mulheres, como também a proporção de fibras musculares de contração rápida e lenta em músculos específicos" (Komi & Karlsson, 1979, apud LEHMKUHL & SMITH, 1987, p.130).

Em concordância com estes dados, o estudo de BORGES (1989) concluiu que o torque muscular no grupo masculino é maior do que no grupo feminino. Mais especificamente, que no grupo feminino, o torque simétrico variou entre 54 e 62% do grupo masculino. Para o Autor, o que pode ter contribuído com esta diferença entre os sexos é que a área de cada tipo de fibra era maior nos homens do que nas mulheres, no caso dos voluntários que se submeteram a estudos histoquímicos e eletrofisiológicos. Além do que, a diferença nas dimensões corporais deve ser considerada quando se avalia diferenças no torque entre os sexos. Em seu estudo, torque muscular maior foi correlacionado com maior altura, peso e área de superfície corporal, e que os homens possuíam maiores dimensões do que as mulheres.

Também para WORRELL, PERRIN, DENEGAR (1989) o grupo masculino registrou valores de torque máximo significativamente maiores do que o grupo feminino. KANNUS & KAPLAN (1991) observaram que os voluntários homens foram aproximadamente duas vezes mais fortes do que as mulheres. E, além disso, que a variabilidade nos dados das mulheres foi também claramente maior do que nos homens. Segundo os Autores, a razão para esta maior variabilidade pode ser parcialmente devida a sua baixa força muscular absoluta comparada a dos homens. Os Autores assumem que força muscular baixa, como tal, pode ser associada com diminuído controle neuromuscular da perna através da amplitude de movimento e conseqüentemente as medidas se tornaram mais variáveis e inconsistentes.

Como se sabe o sinal eletromiográfico é uma manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada com o músculo em contração e, a amplitude do potencial de ação é dependente, entre outros fatores, do diâmetro da fibra muscular (BASMAJIAN, 1985). Considerando que o diâmetro da fibra muscular está diretamente relacionado com a massa muscular, a comparação do sinal EMG entre homens e mulheres é pertinente, embora haja na literatura apenas um estudo eletromiográfico com o qual possamos confrontar nossos resultados. Em nosso estudo, a análise de variância conjunta efetuada para a comparação entre sexos, revelou que a hipótese de igualdade não foi rejeitada, ou seja, a variável sexo não determinou diferença no sinal EMG.

Neste ponto nossos resultados concordam com os resultados de SIHVONEN, PARTANEN, HANNINEN (1988), para os quais a atividade elétrica do músculo eretor do tronco foi similar em ambos os sexos.

### **5.8 Importância clínica**

Nos protocolos de reabilitação do joelho, os músculos isquiotibiais têm sido menosprezados em detrimento do músculo quadríceps. Na verdade, sabe-se que um equilíbrio de forças deve ser alcançado. Assim, este estudo contribui com dados eletromiográficos dos músculos que compõem o grupo isquiotibial. No que se refere ao treinamento deste grupo, a utilização da mesa na forma inclinada coloca estes músculos em estado de relativo alongamento, que favorece a geração de força muscular.

Considerando que na mesa inclinada os músculos isquiotibiais registram menor sinal EMG do que na mesa plana, mais carga pode ser adicionada à mesa inclinada e com isso, provocar maior tensão muscular do que no treinamento realizado na mesa plana.

Além disso, os resultados revelam que o músculo iliocostal lombar também é ativo durante a utilização de mesa flexora. Este resultado ganha importância quando se trata de pacientes portadores de lombalgia, em que um fator etiológico é de

natureza mecânica, como hiperlordose e retrações da cadeia muscular posterior. Nesse caso, é necessário minimizar a atividade do músculo iliocostal lombar.

O significado prático dos resultados indica que a utilização da mesa na forma inclinada é mais vantajosa do que na forma plana por assegurar ao paciente um melhor posicionamento, colocar a cadeia muscular posterior em posição de alongamento e, além do mais, proporcionar ao paciente um treinamento mais eficaz.

CONCLUSÕES

## 6. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, dentro da metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- 1) Os músculos iliocostal lombar, bíceps da coxa (cabeça longa) e semitendíneo apresentam maior atividade eletromiográfica na mesa plana em comparação com a mesa inclinada.
- 2) Na flexão da perna, o músculo semitendíneo apresenta maior atividade eletromiográfica do que o músculo bíceps da coxa (cabeça longa).
- 3) Os músculos examinados apresentam maior atividade eletromiográfica no ângulo de 60°, em comparação com o ângulo de 30°, da articulação do joelho.
- 4) Os músculos examinados apresentam maior atividade eletromiográfica na flexão da perna contra resistência de 10 kg em comparação com 5 kg.
- 5) A variável sexo não determina diferença no sinal eletromiográfico em qualquer dos músculos examinados.

RESUMO

## RESUMO

A eletromiografia (EMG) dos músculos iliocostal lombar, semitendíneo e bíceps da coxa foi registrada durante exercício de fortalecimento dos músculos flexores da perna realizado no aparelho denominado *Vita-house*. O banco deste aparelho é dotado de dobradiças, de maneira que pode ser utilizado nas formas de mesa plana ou de mesa inclinada. Na forma inclinada, a angulação de  $138^\circ$  na mesa proporciona ao indivíduo aplanamento da lordose lombar e uma flexão de  $42^\circ$  na articulação do quadril colocando, desta maneira, todos os músculos analisados em posição de alongamento. Foram examinados, com pares de eletrodos de superfície, 22 voluntários de ambos os sexos, não sedentários. Os voluntários realizavam contrações isométricas aos  $30^\circ$  e  $60^\circ$  de flexão dos joelhos, com carga de 5kg e 10kg. Foi utilizado um eletrogoniômetro para garantir a precisão dos ângulos pré-determinados. Análises de variância e testes de Tukey complementares foram usados para comparar os registros nas duas formas de mesa, nos dois ângulos, nos dois músculos flexores da perna e nos sexos masculino e feminino. De acordo com os resultados, a variável sexo não determinou diferença no sinal eletromiográfico. Na comparação de músculos, a EMG foi menor no músculo bíceps da coxa do que no músculo semitendíneo. Verificou-se que a EMG registrada aos  $60^\circ$  de flexão dos joelhos foi maior provavelmente porque a força de resistência neste ângulo é maior do que aos  $30^\circ$ . Quanto à forma da mesa, verificou-se que a EMG registrada na mesa plana foi maior do que na mesa inclinada para os três músculos examinados. De acordo com os resultados, os músculos isquiotibiais deveriam ser testados e exercitados com o quadril flexionado para tirar vantagem da relação comprimento-tensão muscular e também para prevenir o aparecimento de dor lombar.

SUMMARY

## SUMMARY

The purpose of this study was to examine the influence of the subject position on *Vita-house* (equipment of fitness) of the iliocostalis lumborum and hamstring signal EMG. The equipment called *Vita-house* has a hinge on the board, upon which the subject could either lie prone (plain table), or over which the subject could be draped, as the board hinged at its center (tilt table). The tilt table provides 42 degrees of hip flexion and flattening lumbar lordosis, which place all these muscles in stretching. Twenty two healthy volunteers of both sexes, no sedentary, were studied electromyographically using surface electrode. The volunteers performed two isometric contractions at angles of 30 and 60 degrees of knee flexion against resistances of 5 and 10 kg. The angles were controlled by using a electrogoniometer. Analysis of variance and complementary Tukey's test were used to study the repeated measures design involving the four factors (table, muscle, angle and sex). The results demonstrate that the sex factor do not determined different signal EMG. The electrical signal collected from semitendinous muscle were significantly higher than biceps femoris muscle. The signal EMG collected at angle of 60 degrees of knee flexion were higher than at angle of 30 degrees, maybe because the resistance force at 60 degrees is higher than at angle of 30 degrees. Comparison of the table, involving the comparison of the two forms (plain and tilt) demonstrate, as expected, that the signal EMG at the plain table exceed significantly the signal at the tilt table, for the three examined muscles. The results suggest that the hamstring should be tested and exercised with the hip flexed (in tilt table) to allow for maximal torque development, and to take advantage of the length-tension relationship of the muscle and to prevent appearance of the low back pain.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

- 01 ANDRIACCHI, T. P. et al. A study of factors influencing muscle activity about the knee joint. **J. Orthop. Research**, v.1, p.266-75, 1984.
- 02 ARAUJO, R. C. **Contribuição para o estudo do efeito do treinamento com estimulação elétrica neuromuscular sobre a força e a atividade eletromiográfica.** São Paulo: USP, 1993. 52p. Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo, 1993.
- 03 ARENA, J. G. et al. Electromyographic recordings of 5 types of low back pain subjects and non-pain controls in different positions. **Pain**, v.37. p.57-65, 1989.
- 04 BARR, A. E., DUNCAN, P. W. Influence of position on knee flexor peak torque. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.9, n.8, p.279-83, 1988.
- 05 BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J. **Muscle Alive, Their functions Revealed by Electromyography.** 5.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- 06 BENNETT, D. L. et al. Comparison of integrated electromyography activity and lumbar curvature during standing and during sitting in three chairs. **Phys. Ther.**, v.69, n.11, p.902-13, 1989.
- 07 BIEDERMANN H. J., SHANKS, G. L., INGLIS, J. Median frequency estimates of paraspinal muscles: reliability analysis. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, v.30, p.83-8, 1990.
- 08 BORGES, O. Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70. **Scand. J. Rehab. Med.**, v.21, p.45-53, 1989.
- 09 BRASK, B., LUEKE, R. H., SODERBERG, G. L. Electromyographic analysis of selected muscles during the lateral step-up exercise. **Phys. Ther.**, v.64, n.3, p.324-9, 1984.
- 10 CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento.** São Paulo: Manole, 1992.
- 11 CAMPBELL, D. E., GLENN, W. Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs, and chondromalacia. **Phys. Ther.**, v.62, n.1, p.10-5, 1982.

---

\* De acordo com a ABNT - Referências Bibliográficas NB 6023/89.

- 12 CHARTERIS, J., GOSLIN, B. R. In vivo approximations of the classic in vitro length-tension relationship: An isokinetic evaluation. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.7, n.5, p.222-31, 1986.
- 13 CUTTS, A. Sarcomere length changes in muscles of the human thigh during walking. **J. Anat.**, v.166, p.77-84, 1989.
- 14 DE LUCA, C. Use of a surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. **Muscle & Nerve**, v. 16, p.210-216, 1993.
- 15 DOLAN, P., ADAMS, M. A. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. **J. Biomech.**, v.26, n.4/5, p.513-22, 1993.
- 16 DRAGANICH, F.; JAEGER, R. J., KRALJ, A. R. Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. **J. Bone Joint Surg.**, v.71, n.7, p.1075-81, 1989.
- 17 DUFOUR, M. et al. **Cinesioterapia**. São Paulo: Panamericana, 1989.
- 18 ENGSTROM, C. M. et al. Morphometry of the human thigh muscles. A comparison between anatomical sections and computer tomographic and magnetic resonance images. **J. Anat.**, v.176, p.139-56, 1991.
- 19 ERICSON, M. O. Muscular function during ergometer cycling. **Scand. J. Rehab. Med.**, v.20, p.35-41, 1988.
- 20 FELDER, C. R. Effect of hip position on quadriceps and hamstring force (abs). **Med. Sci. Sport.**, v.10, p.64, 1978.
- 21 FIGONI, S. F., CHRIST, C. B., MASSEY, B. H. Effects of speed, hip and knee angle, and gravity on hamstring to quadriceps torque ratios. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.9, n.8, p.287-91, 1988.
- 22 FILLYAW, M., BEVINS, T., FERNANDEZ, L. Importance of correcting isokinetic peak torque for the effect of gravity when calculating knee flexor to extensor muscle ratios. **Phys. Ther.**, v.66, n.1, p.23-31, 1986.
- 23 GARDNER, E., GRAY, D. J., O'RAHILLY, R. **Anatomia**. 4.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

- 24 GONÇALVES, M. **Análise eletromiográfica dos mm. biceps femoris (caput longum) e semitendinosus em movimentos nos planos diagonal e sagital.** Piracicaba: Faculdade de Odontologia / UNICAMP, 1991. 115p. Dissertação (Mestrado) - Universidade de Campinas, 1991.
- 25 GRABINER, M. D. et al. Electromyographic study of the anterior cruciate ligament-hamstrings synergy during isometric knee extension. **J. Orthop. Res.**, v.7, n.1, p.152-5, 1989.
- 26 GRAY, H. **Anatomia.** ed. por Charles Mayo Goss. 29.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977.
- 27 GRIEVE, D. W., PHEASANT, S T. Myoelectric activiy, posture and isometric torque in man. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, v.16, p.3-21, 1976.
- 28 GUYTON, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica.** 6.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984.
- 29 HERZOG, W., READ, L. J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. **J. Anat.**, v.182, p. 213-230, 1993.
- 30 HOUTZ, S. J., LEBOW, M. J., BEYER, F. R. Effect os posture on strength of the knee flexor and extensor muscles. **J. App. Physiol.**, v.11, p.475-80, 1957.
- 31 KANNUS, P, JÄRVINEN, M., LEHTO, M. Maximal peak torque as a predictor of angle-specific torques of hamstring and quadriceps muscles in man. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.63, p.112-8, 1991.
- 32 \_\_\_\_\_, KAPLAN, M. Angle-specific torques of thigh muscles: variability analysis in 200 healty adults. **Can. J. Sport Sci.**, v.16, n.4, p.264-270, 1991.
- 33 KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular.** 5.ed. São Paulo, Manole, 1990.
- 34 KENDALL, F. P., McCREARY, E. K. **Músculos, provas e funções.** 3.ed. São Paulo: Manole, 1987.
- 35 KISNER, C., COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos, fundamentos e técnicas.** São Paulo: Manole, 1987.
- 36 KLEIN, A. B. et al. Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with electromyographic spectral analysis in identifying low back pain. **Phys. Ther.**, v.71, n.6, p.445-54, 1991.

- 37 KRAVITZ, E., MOORE, M. E., GLAROS, A. Paralumbar muscle activity in chronic low back pain. **Arch. Phys. Med. Rehab.**, v.62, p.172-6, 1981.
- 38 LEHMKUHL, L. D., SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 4.ed. São Paulo: Manole, 1987.
- 39 LUNNEN, J. D., YACK, J., LeVEAU, B. F. Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. **Phys. Ther.**, v.61, n.2, p.190-5, 1981.
- 40 MACINTOSH, J. E., BOGDUK, N., PEARCY, M. J. The effects of flexion on the geometry and actions of the lumbar erector spinae. **Spine**, v.18, n.7, p.884-93, 1993.
- 41 MARKEE, J. E. et al. Two-joint muscles of the thigh. **J. Bone Joint Surg.**, v.37, p.125-42, 1955.
- 42 MASSELLI, M. R., CAMARGO, A. M., BÉRZIN, F. Electromyographic study of the *longissimus dorsi* and *iliocostalis lumborum* muscles during knee flexion and extension on a plain and on a tilt Roman table. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, v. 34, p.309-14, 1994.
- 43 MILLER, D. Comparison of electromyographic activity in the lumbar paraspinal muscles on subjects with and without chronic low back pain. **Phys. Ther.**, v.65, n.9, p.1347-54, 1985.
- 44 MURRAY, M. P. et al. Strength of isometric and isokinetic contractions. **Phys. Ther.**, v.60, n.4, p.412-19, 1980.
- 45 NOUWEN, A., BUSH, C. The relationship between paraspinal EMG and Chronic low back pain. **Pain**, v.20, p.109-23, 1984.
- 46 O'SULLIVAN, S. B., SCHMITH, T. J. **Fisioterapia, avaliação e tratamento**. 2.ed. Manole: São Paulo, 1993.
- 47 PHILIPSON, L., LARSSON, P. G. The electromyographic signal as a measure of muscular force: a comparison of detection and quantification techniques. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.** v.28, p.141-50, 1988.
- 48 RASH, P.J., BURKE, R.K. **Cinesiologia e anatomia aplicada: a ciência do movimento humano**. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977.

- 49 RAY, G. C., GUHA, S. K. Relationship between the surface e.m.g. and muscular force. **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, v.21, p.579-86, 1983.
- 50 RENSTRÖM, P. et al. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. **Am. J. Sports Med.**, v.14, n.1, p.83-7, 1986.
- 51 REYES, E.L. SAS, estatística básica. Série didática CIAGRI n° 17. Publicação do Centro de Informática na Agricultura da Universidade de São Paulo, Campus de Piracicaba, 1990.
- 52 SANT'ANNA, M. F. **Estudo eletromiográfico dos músculos bíceps da perna (cabeça longa), semitendinoso e semimembrâneo nos movimentos de flexão e extensão da perna em mesa flexora**. Piracicaba: Faculdade de Odontologia / UNICAMP, 1988. 87p. Dissertação (Mestrado) - Universidade de Campinas, 1988.
- 53 SHINO, K., HORIBE, S., ONO, K. The voluntarily evoked posterolateral drawer sign in the knee with posterolateral instability. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, n.215, p.179-86, 1987.
- 54 SIHVONEN T., PARTANEN J., HÄNNINEN O. Averaged (rms) surface EMG in testing back function. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, v.28, p.335-9, 1988.
- 55 \_\_\_\_\_, PARTANEN J. Segmental hypermobility in lumbar spine and entrapment of dorsal rami. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, v.30, p. 175-80, 1990.
- 56 STOKES, I. A. et al. Comparison of acoustic and electrical signals from erectores spinae muscles. **Muscle & Nerve**, v.2, p.331-6, 1988.
- 57 TAVARES, M.C.G.C.F. **Padrão de mobilidade articular e de registro eletromiográfico do músculo bíceps femoral de dançarinas**. Campinas: Faculdade de Ciências Médicas/UNICAMP, 1992. 112 p. Dissertação (Doutorado) - Universidade de Campinas, 1992.
- 58 VINK, P., VELDE, E. A., VERBOUT, A. J. A funtional subdivision of the lumbar extensor musculature. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.**, v.8, p.517-25, 1987.
- 59 WILLIAMS, M., STUTZMAN, L. Strength variation through the range of joint motion. **Phys. Ther. Rev.**, v.39, n.3, p.145-52, 1959.
- 60 WOLF, L. B. et al. Quantitative analysis of surface and percutaneous electromyographic activity in lumbar erector spinae of normal young women. **Spine**, v.16, n.2, p.155-61, 1991.

- 61 WORRELL, T. W., PERRIN, D. H., DENEGAR, C. R. The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and reciprocal muscle group ratio values. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.11, n.3, p.104-7, 1989.
- 62 \_\_\_\_\_, DENEGAR, C. R., ARMSTRONG, S. L., PERRIN, D. H. Effect of body position on hamstring muscle group average torque. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v.11, n.10, p.449-52, 1990.
- 63 WRIGHT, F., STOKES, M.J. Symmetry of electro- and acoustic myographic activity of the lumbar paraspinal muscles in normal adults. **Scand. J. Rehab. Med.**, v.24, p.127-31, 1992.
- 64 YASUDA, K., SASAKI, T. Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, v.220, p. 275-83, 1987.
- 65 \_\_\_\_\_. Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, n.220, p.266-74, 1987.

APÉNDICE

## PROTOCOLO DE EXAME

Nº \_\_\_\_\_ Nome do Voluntário \_\_\_\_\_  
 Idade \_\_\_\_\_ Sexo \_\_\_\_\_ Data do exame \_\_\_\_\_

### Avaliação Postural

**Anterior** Ombros: ( ) assimetria ( ) simetria  
 e Pelve: ( ) assimetria ( ) simetria  
**Posterior** Joelhos: ( ) valgo ( ) varo ( ) normal  
 Tornozelos: ( ) valgo ( ) varo ( ) normal

**Perfil** Cabeça (e cervical): ( ) protrusa ( ) alinhada  
 Dorsal: ( ) cifose ( ) normal  
 Pelve (e lombar): ( ) hiperlordose ( ) normal  
 Joelhos: ( ) recurvato ( ) normal

### Teste para comprimento dos músculos flexores do quadril

Prova realizada: \_\_\_\_\_  
 ( ) encurtado ( ) normal

### Teste para comprimento dos músculos isquiotibiais

Prova realizada: \_\_\_\_\_  
 ( ) encurtado ( ) normal

### Flexibilidade do dorso e comprimento dos isquiotibiais (sentado)

Prova realizada: \_\_\_\_\_  
 ( ) encurtado ( ) normal

### M M P (*Multi Mode Program*)

1	MP	ISOT		5 Kg _____
2	MP	ISOM	30°	5 Kg _____
3	MP	ISOM	60°	5 Kg _____
4	MI	ISOT		5 Kg _____
5	MI	ISOM	30°	5 Kg _____
6	MI	ISOT		10 Kg _____
7	MI	ISOM	30°	10 Kg _____
8	MI	ISOM	60°	5 Kg _____
9	MI	ISOM	60°	10 Kg _____

NÚMERO \_\_\_\_\_ NOME \_\_\_\_\_

MP 30 5Kg	<b>MVA</b>	<b>IL - CANAL 2</b>		<b>ST - CANAL 5</b>		<b>BF - CANAL 7</b>	
		1	2	1	2	1	2
	PPA						
	MRV						
	RMS						
	TURNS						

MP 60 5Kg	<b>MVA</b>	<b>IL - CANAL 2</b>		<b>ST - CANAL 5</b>		<b>BF - CANAL 7</b>	
		1	2	1	2	1	2
	PPA						
	MRV						
	RMS						
	TURNS						

MI 30 5Kg	<b>MVA</b>	<b>IL - CANAL 2</b>		<b>ST - CANAL 5</b>		<b>BF - CANAL 7</b>	
		1	2	1	2	1	2
	PPA						
	MRV						
	RMS						
	TURNS						

MI 60 5Kg	<b>MVA</b>	<b>IL - CANAL 2</b>		<b>ST - CANAL 5</b>		<b>BF - CANAL 7</b>	
		1	2	1	2	1	2
	PPA						
	MRV						
	RMS						
	TURNS						

MI 30 10Kg	<b>MVA</b>	<b>IL - CANAL 2</b>		<b>ST - CANAL 5</b>		<b>BF - CANAL 7</b>	
		1	2	1	2	1	2
	PPA						
	MRV						
	RMS						
	TURNS						

MI 60 10Kg	<b>MVA</b>	<b>IL - CANAL 2</b>		<b>ST - CANAL 5</b>		<b>BF - CANAL 7</b>	
		1	2	1	2	1	2
	PPA						
	MRV						
	RMS						
	TURNS						