

MARIA RITA MASSELLI

Fisioterapeuta

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MM. LONGISSIMUS
DORSI E ILIOCOSTALIS LUMBORUM, DURANTE OS
MOVIMENTOS DE FLEXÃO E EXTENSÃO DOS JOELHOS
EM MESA ROMANA PLANA E INCLINADA**

Orientador: Dr. ARMANDO MANCIO DE CAMARGO

Co - Orientador: Dr. FAUSTO BÉRZIN

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campi-
nas, para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências, na Área de
Biologia e Patologia Buco-Dental.

PIRACICABA

- 1989 -

Ao SILVIO,

meu companheiro de todas as horas

e

A minha numerosa e querida família

D E D I C O

Ao DR. ARMANDO MANCIO DE CAMARGO, Professor
Adjunto do Departamento de Anatomia do
Instituto de Biologia da Universidade Estadual
de Campinas - UNICAMP, pela paciente e
cuidadosa orientação deste trabalho.

Ao DR. FAUSTO BÉRZIN, Professor Livre Docente do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, que, com incansável espírito progressista colaborou grandemente para a realização deste trabalho.

A G R A D E C I M E N T O S

Ao voluntário anônimo, sem o qual não seria possível a realização deste trabalho.

Aos Professores do Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da FOP-UNICAMP, pelos conhecimentos científicos transmitidos.

Ao Dr. PAULO ROBERTO CURI, Professor Adjunto do Serviço de Estatística da Faculdade de Veterinária e Zootecnia de Botucatu - UNESP, pela execução da análise estatística.

A Dra. SONIA VIEIRA, Professora Titular de Bioestatística do Departamento de Odontologia Social da FOP-UNICAMP, pelos valiosos ensinamentos.

Aos companheiros de Curso, VANESSA MONTEIRO PEDRO, ANTONIO OLAVO CARDOSO JORGE, PEDRO DUARTE NOVAES, MARCO ANTONIO SAAVEDRA FRANCO e MARCOS ANTONIO DE ALMEIDA LEME, pelo apoio e estímulo constantes.

A PÓRTICO - Artigos Esportivos Ltda., pelo empréstimo da mesa romana.

A Sra. MARIA APARECIDA NALIN, Secretária do Departamento de Morfologia da FOP-UNICAMP, pelos serviços datilográficos.

Aos Srs. ADARIO CANGIANI e PEDRO SÉRGIO JUSTINO, funcionários do Centro de Recursos para a Aprendizagem da FOP-UNICAMP, pelos serviços fotográficos.

Ao Sr. ELISEO APARECIDO BERTTI, funcionário do Centro de Recursos para a Aprendizagem da FOP-UNICAMP, pela confecção dos desenhos.

A Sra. SUELI DUARTE DE OLIVEIRA SOLIANI, Bibliotecária da FOP-UNICAMP, pelos serviços prestados.

Aos Srs. IVES ANTONIO CORAZZA, e ALEXANDRE ROCHA ARBEX, funcionários do Centro de Processamento de Dados da FOP-UNICAMP, pelos serviços datilográficos computadorizados.

Ao Sr. OSMAR COSTA SILVA, funcionário da Marcenaria da FOP-UNICAMP, pela confecção da adaptação utilizada sobre a mesa romana.

Ao Sr. JOSÉ ALVIM, técnico em eletrônica, pelo confecção do sistema eletrônico.

Ao CNPq, pela concessão de Bolsa de Estudos.

A FAPESP, também pela concessão de Bolsa de Estudos.

e

a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

	PÁGINA
INTRODUÇÃO	1
REVISÃO DA LITERATURA.	4
MATERIAL E MÉTODOS	18
RESULTADOS	32
1 - MOVIMENTOS LIVRES	35
2 - MOVIMENTOS CONTRA-RESISTÊNCIA	37
DISCUSSÃO	49
CONCLUSÕES	58
SINOPSE	60
SUMMARY	62
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64

INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

A eletromiografia foi muito difundida como uma técnica para estudos cinesiológicos durante a década de cinquenta (BASMAJIAN, 1978).

FLOYD & SILVER (1951 e 1955); PORTNOY & MORIN (1956); CARLSOO (1961 e 1964); MORRIS et alii (1961); MORRIS et alii (1962); JONSSON (1970 e 1974); WATERS & MORRIS (1972) entre outros, realizaram estudos eletromiográficos do músculo eretor da espinha, durante os mais variados movimentos e posturas, que envolviam principalmente a coluna vertebral. No entanto, a revisão da literatura não revelou estudos eletromiográficos do músculo eretor da espinha, durante a realização de exercícios em máquinas de treinamento.

Mesa Romana ou Mesa Flexo-extensora é um equipamento utilizado para fortalecimento da musculatura flexora dos joelhos e, em alguns modelos, também para musculatura extensora dos joelhos. Esse equipamento apresenta-se em dois modelos: Mesa Romana Plana e Mesa Romana Inclínada (Figura 1). Esse último modelo é uma variação do primeiro, ou seja, apresenta inclinação para baixo de 20° com o plano horizontal, que proporciona flexão dessa amplitude na articulação coxo-femoral, quando o indivíduo posiciona-se em decúbito ventral sobre a mesa.

A possibilidade de flexão nos quadris e, conseqüentemente, de ligeiro aplanamento da lordose lombar, suscitou a dúvida sobre o comportamento eletromiográfico do músculo eretor da espinha. Ante tal expectativa, propôs-se um

estudo que permitisse responder às seguintes questões:

1) O músculo *dorsal longo do tórax* (*dli*) e o músculo *illocostal lombar* (*il*) atuam, enquanto se realiza a flexão e a extensão dos joelhos em Mesa Romana? E o modelo de mesa, pode implicar em diferente potencial de ação a estes músculos?

2) Durante a execução desses movimentos, o músculo *dli* desenvolve o mesmo potencial de ação que o músculo *il*?

3) Os músculos *dli* e *il* desenvolvem o mesmo potencial de ação em cada faixa de ângulo da amplitude de flexão e extensão dos joelhos, em uma e outra mesa?

4) Os músculos *dli* e *il* desenvolvem o mesmo potencial de ação, se a flexão e extensão dos joelhos for realizada de forma livre e contra-resistência?

REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

A ação dos músculos eretores da espinha tem sido amplamente investigada através da eletromiografia. O potencial de ação que esse grupo muscular desenvolve durante várias posturas e movimentos, foi estudado sob as mais variadas condições experimentais, que sempre tentavam assemelhar-se às posições assumidas pelo corpo humano, quer seja desempenhando atividades da vida diária, quer sob condições específicas de trabalho.

Por questão de didática, a revisão da literatura apresenta-se sob tópicos, conforme utilizados por ÖRTENGREN & ANDERSSON (1977), os quais dizem respeito a ação dos músculos eretores da espinha nas posições estáticas ou, em vários movimentos do corpo humano.

1 - POSTURA

Embora o termo postura aplique-se a qualquer posição estática definida, seu uso é frequentemente restrito às posições, em pé (ortostática), sentado e deitado.

Desde os primeiros estudos da atividade mioelétrica, é conhecido que a musculatura esquelética, exceto os músculos envolvidos na respiração, é eletricamente silenciosa durante a permanência na posição horizontal, seja ela supina ou prona (WATERS & MORRIS, 1972).

Na postura ortostática, a existência de potencial de ação nos músculos eretores da espinha, gerou controvérsia entre os pesquisadores. Alguns autores encontraram, em todos os

indivíduos analisados, uma leve atividade (ASMUSSEN, 1960; CARLS00, 1961 e 1964; MORRIS et alii, 1962; ANDERSSON et alii, 1975). Entretanto, outros autores, embora concordassem que o grupo muscular em questão, desenvolvesse leve atividade na postura ortostática, registraram atividade mínima ou não registraram atividade em alguns dos indivíduos analisados (FLOYD & SILVER, 1951 e 1955; PORTNOY & MORIN, 1956; JOSEPH & McCOLL, 1961; KLAUSEN, 1965; NACHEMSON, 1966; JONSSON, 1970).

A constatação de que a literatura está repleta de resultados que registram silêncio elétrico nos músculos, levou DE VRIES (1965) a utilizar um equipamento eletromiográfico de alta sensibilidade. Em desacordo com os autores referidos anteriormente, ele registrou níveis significativamente mais altos de atividade no músculo eretor da espinha, quando comparou a postura ortostática com o repouso dessa musculatura, nas posições sentado e decúbito ventral. Ele sugeriu que a ausência de atividade elétrica nos músculos posturais encontrada por alguns pesquisadores, pode ser devido à: 1) sensibilidade insuficiente do equipamento; 2) amostra inadequada e 3) falha para corrigir a atividade elétrica, causada por ruídos devidos a temperatura do amplificador.

FLOYD & SILVER (1955) registraram, na maioria dos indivíduos analisados em postura ortostática, uma leve atividade elétrica nos músculos eretores mas, observaram que, pequenos ajustamentos na posição da cabeça, ombros ou mãos podiam fazer com que fosse abolida a atividade do músculo, isto é, um equilíbrio podia ser encontrado.

ASMUSSEN (1960) concluiu que a atividade contínua dos músculos do dorso, durante a postura ortostática, é regra porque "a linha de ação da gravidade passa na frente da coluna vertebral", tornando-os anti-gravitários e assim, sua atividade muscular é requerida para evitar a flexão ou queda do tronco para a frente.

JOSEPH & McCOLL (1961), investigando a atividade dos músculos do dorso em doze níveis da coluna vertebral, mostraram que, na postura ortostática, ela variava entre os indivíduos, entre os diferentes níveis e que, na região lombar havia pouca ou nenhuma atividade.

KLAUSEN (1965) concluiu que a estabilização da coluna vertebral como um todo, em relação à articulação lombo-sacral, na postura ortostática, era mantida pela contração da musculatura longa, superficial do dorso. Afirmou ainda que, se a linha de gravidade passasse ventralmente ao eixo de movimento nessa articulação, um aumento no torque da força de gravidade causaria um aumento da atividade nesses músculos. Se a linha de gravidade passasse atrás do eixo de movimento, os músculos localizados na frente da coluna, ou seja, os músculos da parede abdominal, seriam ativados.

CARLSOO (1964) observou que, o grau de atividade mioelétrica dos músculos eretores diferia entre a colocação de uma determinada carga segura pelos braços estendidos à frente das coxas, da colocação da mesma carga na região tóraco-lombar. Afirmou que a atividade dos músculos eretores era maior enquanto a carga era mantida à frente, do que quando era mantida atrás. Uma vez que, a sustentação da carga à frente, na postura ortostática, acentuava a tendência normal do tronco de cair para a frente, consequentemente nessa situação ocorria um aumento da carga sobre os músculos eretores, enquanto aliviaria a dos músculos abdominais. Por outro lado, a manutenção da carga atrás, poderia ajudar a contrabalançar a tendência do tronco de cair para a frente, evitada, principalmente, pelo músculo eretor.

JONSSON (1970) analisou a atividade mioelétrica dos músculos eretores enquanto o indivíduo, em postura ortostática, mantinha uma carga segura numa mão, depois noutra e, finalmente nas duas, com os braços pendendo ao lado do corpo. Observou que, com a carga segura em uma das mãos, absolutamente nenhuma atividade foi registrada na parte lombar ipsilateral do músculo

erector, enquanto um aumento na atividade foi registrado nos músculos dorsal longo e iliocostal contralaterais, quando comparados ao potencial registrado durante a postura ortostática normal. Esse aumento foi mais pronunciado no músculo iliocostal. A sustentação de cargas em ambas as mãos na postura ortostática, mostrou uma ligeira diminuição na atividade quando comparada ao potencial registrado na postura ortostática normal. Em pé, a manutenção da carga segura por ambas as mãos na frente do tronco, mostrou um expressivo aumento da atividade na parte lombar do músculo erector da espinha.

JONSSON (1974), investigou a atuação do músculo erector da espinha (dorsal longo e iliocostal) e músculo multifido, em diferentes níveis da coluna vertebral, durante a execução de determinadas tarefas em diferentes alturas à partir do solo, a saber: 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180 e 200 cm. Durante a execução da tarefa, mantinha-se fixa a posição do corpo. Seus resultados indicaram que, a parte lombar do músculo erector foi mais intensamente solicitada nas baixas alturas e menos solicitada nas maiores alturas. Não houve diferença na atividade dos diferentes músculos ou nos diferentes níveis, indicando que nenhum músculo em particular, dos três analisados, parece ser posturalmente mais importante do que os outros dois.

SCHULTZ et alii (1982) escolheram tarefas semelhantes às atividades industriais, que requerem o levantamento de peso em várias posturas. Eles procuraram, através da eletromiografia da musculatura paravertebral, confirmar os valores das forças de contração muscular, previstas num modelo biomecânico. Mostraram que houve uma concordância satisfatória entre as forças de contração muscular, previstas pela análise biomecânica e os níveis de atividade mioelétrica.

A análise biomecânica mostra o que se deve fazer, para manter baixa a carga de compressão sobre a coluna vertebral e ainda manter pequenas as forças de contração muscular no

tronco: conservar um braço de alavanca pequeno, mantendo leve a carga de trabalho, o tronco ereto e os braços próximos ao corpo.

FLOYD & SILVER (1955) mostraram que, a atividade nos músculos eretores é ligeiramente superior quando o indivíduo está sentado ereto numa cadeira sem encosto, do que quando ele está na postura ortostática. Apesar de cuidadoso alinhamento de cabeça e ombros, alguma atividade persiste, até que o indivíduo alcance uma posição instável e esteja a ponto de cair para trás. Quando ele posiciona o tronco em flexão total, cessa a atividade nos músculos eretores.

Entretanto, NACHEMSON (1966) registrou uma leve atividade nesses músculos em apenas um indivíduo, enquanto em outros sete, nenhuma atividade foi registrada, durante a permanência na postura sentado ereto sem encosto. A partir dessa posição, flexionando-se o tronco em 20°, ocorria um aumento na atividade dos músculos eretores em todos os indivíduos.

JONSSON (1970), analisando a postura sentado ereto, registrou ligeira atividade no músculo dorsal longo, aos níveis de L_3 , L_4 e L_5 numa pequena porcentagem de eletromiogramas e, nenhuma atividade, aos níveis de T_{12} , L_1 e L_2 . O músculo illocostal foi ligeiramente ativo aos níveis de T_{12} e L_1 e silencioso ao nível de L_2 . Ao se posicionar o tronco em flexão, ocorre um aumento no número de eletromiogramas que mostram atividade no músculo eretor da espinha.

ANDERSSON et alii (1975) registraram maior atividade mioelétrica da musculatura do dorso na região torácica, comparada com as regiões cervical e lombar, na postura sentado sem encosto. Nas diferentes posturas, enquanto sentado, a atividade foi quase a mesma nos músculos das regiões cervical e torácica. Nos músculos da região lombar, no entanto, níveis de atividade significativamente mais altos foram encontrados na postura anteriorizada em comparação com a posteriorizada

(referente à posição da pelve e coluna lombar em relação à linha de gravidade). Variando-se a inclinação do encosto, mostrou que quando o ângulo de inclinação é aumentado para trás (reclinando), há uma diminuição na atividade elétrica da musculatura do dorso em todos os níveis.

2 - FLEXÃO, EXTENSÃO E HIPEREXTENSÃO DO TRONCO

A flexão do tronco é um movimento combinado da coluna vertebral e da pelve. A primeira fase do movimento é realizada, quase que exclusivamente, pela flexão da coluna lombar, que se responsabiliza por cerca de 60° de flexão. A continuação da flexão, a partir desse ponto, ocorre na articulação do quadril. Na extensão ocorre o inverso: primeiro, a pelve roda para trás e depois, a extensão da coluna lombar completa o movimento.

Quando o tronco é inclinado livremente para a frente, há um aumento na atividade dos músculos do dorso, conforme progride o movimento, mas a atividade cessa quase completamente quando é alcançada a posição de flexão total e a manutenção dessa posição, é atribuída apenas aos ligamentos (ALLEN, 1948; FLOYD & SILVER, 1951, 1955; PORTNOY & MORIN, 1956; CARLS00, 1961; MORRIS et alii, 1962; PAULY, 1966). Observações semelhantes foram feitas com o tronco submetido a cargas externas (FLOYD & SILVER, 1955).

ALLEN (1948) observou que o músculo eretor da espinha é ativo durante a flexão da coluna vertebral, mas que sua função principal nesse movimento é controlar a descida do tronco, realizando uma contração excêntrica, função esta tão importante quanto a de extensão do tronco.

FLOYD & SILVER (1951) observaram que, durante a flexão do tronco a partir da postura ortostática, ocorre um aumento na atividade dos músculos eretores da espinha até um determinado momento, por eles denominado "ponto crítico", onde cessa a atividade muscular e além do qual, a posterior flexão do tronco ocorre no quadril e não registra atividade muscular. A partir

dessa posição, totalmente fletida, a extensão inicial do tronco não requer atividade dos músculos eretores, pois ocorre no quadril. Esse silêncio elétrico permanece até que novamente seja alcançado o "ponto crítico", a partir do qual, a extensão está ocorrendo efetivamente na coluna lombar, com os músculos eretores reativados até que seja atingida a postura ortostática. Resultados semelhantes foram descritos por esses mesmos autores em 1955, por PORTNOY & MORIN (1956) e por MORRIS et alii (1962).

FLOYD & SILVER (1955) substituíram a antiga denominação de "ponto crítico" por "relaxamento muscular da flexão", no qual cessa a atividade muscular num determinado momento da flexão do tronco. Os autores discutiram o mecanismo desse fenômeno e acreditaram que ele não se deve, nem a um reflexo de estiramento, nem de inibição dos ligamentos intervertebrais.

THOMAS (1969) comparou a função do longo e superficial músculo da espinha, com a função dos músculos curtos e profundos. Analisando o movimento de extensão do tronco, a partir da posição de flexão total, obteve resultados que contradizem o conceito de sinergia entre eles. Afirmou que o estado de contração de partes do grupo extensor do tronco é recíproco em cada posição assumida pelo corpo. Ressaltou que a tarefa dos extensores curtos é trazer a coluna vertebral em tal posição, que os músculos que desenvolvem o trabalho, os extensores longos do tronco, podem realizar os movimentos mais economicamente. O grupo de extensores curtos é, portanto, somente uma musculatura postural, enquanto que o grupo extensor longo é o que verdadeiramente trabalha.

Em estudos de posições estáticas de flexão, foi observado um aumento na atividade mioelétrica nos músculos do dorso quando se aumentavam ambos os parâmetros: ângulo de flexão e a carga externa, mantendo fixo o ângulo de flexão (MORRIS et alii, 1961). Na tentativa de flexionar o tronco contra-resistência, por outro lado, havia uma diminuição na

atividade elétrica na região lombar dos músculos eretores da espinha (JONSSON, 1970).

Quando o tronco é estendido a partir da posição ortostática, movimento esse denominado hiperextensão, registra-se atividade mioelétrica no músculo eretor da espinha, durante a fase inicial do movimento e na posição de completa hiperextensão. Entre esses dois extremos do movimento, uma leve atividade é registrada (FLOYD & SILVER, 1955; MORRIS et alii, 1962).

A extensão do tronco contra-resistência, resulta num expressivo aumento na atividade dos músculos da região lombar do músculo eretor da espinha (JONSSON, 1970).

3 - FLEXÃO LATERAL

Quando o tronco é flexionado lateralmente, a atividade mioelétrica dos músculos eretores aumenta em ambos os lados da coluna vertebral, mas principalmente no lado contralateral da região lombar (FLOYD & SILVER, 1955; PORTNOY & MORIN, 1956; CARLS00, 1961 e MORRIS et alii, 1962).

No entanto, PAULY (1966) afirmou que inicialmente concordou com os resultados dos autores supra citados mas que, ao analisar cuidadosamente a realização dos movimentos, observou que os indivíduos não se mantinham no plano frontal. Ao solicitar um esforço consciente para que isso ocorresse, a atividade nos músculos eretores desapareceu.

4 - ROTAÇÃO

Quando o tronco, inicialmente na posição ortostática, é rodado, os músculos do dorso são ativos em ambos os lados da coluna vertebral. Enquanto PORTNOY & MORIN (1956) e CARLS00 (1961) registraram níveis de atividade similares em ambos os lados, resultados diferentes foram observados por MORRIS et alii (1962). Esses autores observaram que, principalmente o

músculo dorsal longo do tórax e o músculo iliocostal lombar foram ativos durante a rotação ipsilateral, enquanto os músculos rotadores e o músculo multifido foram ativos durante a rotação contralateral e que os primeiros, componentes do músculo eretor da espinha, atuaram mais para estabilizar o tronco do que para iniciar a rotação. Ocasionalmente, no entanto, o grupo eretor da espinha mostrou ligeira atividade durante a rotação contralateral e os músculos rotadores e o músculo multifido foram ligeiramente ativos, durante a rotação ipsilateral. Notaram também, nos registros de todos os indivíduos, que a atividade era menor durante o retorno para a posição original, do que quando se fazia a rotação. Observações semelhantes foram feitas por JONSSON, (1970) na rotação contra-resistência.

5 - LEVANTAMENTO DE PESO

A atividade mioelétrica de diferentes grupos musculares, durante o levantamento de peso, tem sido estudada com considerável interesse. Esses estudos são de dois tipos, ou seja, estudos da capacidade para o levantamento e estudos da atividade mioelétrica durante o levantamento.

Os músculos do dorso, das nádegas e os isquiotibiais são todos ativos durante o levantamento. Os músculos abdominais também são ativos, mas num pequeno grau, talvez pelo aumento da pressão intra-abdominal. A atividade mioelétrica tem sido relacionada com o peso da carga, a postura do tronco durante o levantamento e a distância entre a carga e o centro de gravidade do tronco (FLOYD & SILVER, 1955; MORRIS et alii, 1961). Obviamente, todos os fatores que aumentam o torque sobre um segmento do corpo aumentam também, a atividade dos músculos que se contrapõem à ele. Considerando que, um músculo que tem um longo braço de alavanca produz um torque maior do que aquele que tem um braço de alavanca curto, é importante relembrar a anatomia e a configuração do corpo durante o levantamento. No

único trabalho constante dessa revisão bibliográfica em que a técnica eletromiográfica não foi utilizada, FARFAN (1975) efetuou cálculos teóricos das possíveis contribuições de diferentes músculos durante este movimento.

6 - EXERCÍCIOS

Estudos desenvolvidos para analisar diferentes exercícios de fortalecimento, têm mostrado que os músculos do dorso desenvolvem níveis mais altos de atividade, durante a extensão do tronco a partir do decúbito ventral (PAULY, 1966). Nas flexões de solo, esse autor observou que a região lombar dos músculos do dorso não se contraem. Durante a realização da "rosca direta", quando o peso do halter está sendo elevado, todos os músculos da região lombar contraem-se.

BLACKBURN & PORTNEY (1980) investigaram a atividade da musculatura paravertebral em diferentes níveis, durante a realização dos Exercícios de Williams em anteversão, comparada a retroversão. A série de exercícios, padronizada por William, tem por objetivo o alongamento da musculatura paravertebral e o fortalecimento da musculatura abdominal. Os resultados mostraram a tendência geral de produzir maior atividade eletromiográfica mantendo anteversão, em relação à retroversão, em todos os níveis analisados. O menor potencial que ocorre em retroversão, está relacionado com o alongamento desses músculos que essa posição da pelve proporciona. O estudo aprova a indicação dos Exercícios de Williams para minimizar a atividade paravertebral, desde que sejam realizados mantendo a retroversão.

7 - FORTALECIMENTO

CHAPMAN & TROUP (1969) investigaram se o fortalecimento ou ganho de força, seria devido à hipertrofia muscular e/ou devido ao aumento na atividade das unidades

motoras. Para isso, suas propostas foram: examinar as relações entre o eletromiograma integrado dos músculos eretores da espinha e a força externa produzida durante a "remada estática"; estudar as alterações nessa relação, como um resultado da prática da "remada estática" aos níveis que não excedessem 30% da remada voluntária máxima e, analisar o resultado do treinamento com a remada máxima. Observaram que todos os indivíduos ganharam força durante a investigação e que há uma relação linear entre o IEMG (eletromiograma integrado) e a força externa produzida pela musculatura lombar, confirmando estudos anteriores, mas que nenhuma alteração na relação poderia ser demonstrada como um resultado de ganho de força. Isso sugere que o aumento na força foi atribuído mais ao aumento na atividade das unidades motoras, do que à hipertrofia das fibras musculares.

8 - MARCHA

Na marcha o tronco deve balançar sobre a pelve, que se move nos planos horizontal, frontal e sagital. Durante um ciclo de marcha, um pé está, ora em contato com o solo (fase de apoio do ciclo), ora no ar (fase de oscilação). A duração do ciclo, para cada membro, estende-se do momento em que o calcanhar entra em contato com o solo (denominado "calcanhar-solo"), até que o mesmo calcanhar toque novamente o chão. Imediatamente após o golpe do calcanhar no chão, uma força para cima, que excede o peso do corpo, é exercida sobre o pé pelo chão. Essa força é transmitida, pela perna, para a pelve e tronco e é responsável pelo deslocamento do tronco para cima e para baixo. Esse deslocamento para cima tenderia a flexionar o tronco para a frente devido à localização, relativamente anterior, do centro de gravidade do corpo.

WATERS & MORRIS (1972), tendo implantado os eletrodos apenas à direita da coluna vertebral, observaram que o músculo eretor da espinha inicia atividade elétrica antes e para depois

do golpe do calcanhar esquerdo, em todos os indivíduos e ao mesmo tempo nas três porções do músculo analisado. O golpe do calcanhar direito gerou atividade elétrica variada, mas foi de magnitude substancialmente menor do que ao golpe do calcanhar esquerdo. Todavia, parece provável que a atividade extensora do músculo eretor da espinha, do multifido e rotadores, registrada ao golpe do calcanhar nesse experimento, atue para se opor à tendência de flexão do tronco. Anteriormente, os autores CARLS00 (1964) e PAULY (1966) já haviam registrado resultados semelhantes.

9 - LESÃO MEDULAR

PAULY & STEELE (1966) analisaram a musculatura do dorso durante alguns movimentos, em pacientes paraplégicos. Entre outros músculos examinados, figuravam o músculo dorsal longo e o músculo iliocostal lombar em níveis mais altos e os mesmos, em nível mais baixo, foram denominados músculo eretor da espinha. Em indivíduos normais, o músculo espinal é mais ativo do que o músculo dorsal longo que, por sua vez, é mais ativo do que o músculo iliocostal lombar, durante a realização da maioria dos exercícios que envolvem os músculos profundos do dorso. Entretanto, em todos os pacientes paraplégicos examinados, o músculo dorsal longo foi mais ativo do que o músculo espinal ou iliocostal lombar, em quase todos os movimentos. O paciente paraplégico recruta o mais largo, mais poderoso músculo dorsal longo, em movimentos simples, exatamente como fazem os indivíduos normais durante exercícios difíceis.

10 - DOR LOMBAR

KRAVITZ et alii (1981) compararam a atividade na musculatura paravertebral, determinada por eletromiografia, em pacientes portadores de dor lombar crônica e em indivíduos

normais, durante períodos de relaxamento e contração muscular voluntária. Mostraram que, durante o relaxamento, a atividade muscular não diferiu entre os grupos. No entanto, quando solicitados para relaxar a região lombar, enquanto contraiam outros grupos musculares, os pacientes com dor lombar exibiam atividade mais intensa nos músculos da região lombar, quando comparados ao grupo de indivíduos normais. Sugeriram métodos para obter um relaxamento duradouro dessa musculatura e aliviar a dor lombar.

MATERIAL E MÉTODOS

MATERIAL E MÉTODOS

O músculo *dorsal longo do tórax* (*M. longissimus dorsi*) e o músculo *illocostal lombar* (*M. iliocostalis lumborum*), constituintes do músculo eretor da espinha (*M. erector spinae*), foram analisados eletromiograficamente no hemitórax esquerdo, em vinte e três voluntários jovens, do sexo feminino, brancos, brasileiros, com idade entre 18 e 26 anos e sem antecedentes de doenças musculares ou articulares na região dorso-lombar e nos joelhos.

As voluntárias realizaram movimentos de extensão do tronco e, de flexão e extensão dos joelhos sobre uma mesa romana (Figura 1), que é utilizada em academias de musculação para fortalecimento da musculatura flexora dos joelhos. No presente estudo, a mesa romana plana original recebeu uma adaptação, que a transformou em mesa romana inclinada para baixo em 20° na altura dos quadris.

As análises eletromiográficas foram realizadas no Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, com o auxílio de um Eletromiógrafo marca TECA*, modelo TE4 de duplo canal, instalado dentro de uma "gaiola de Faraday", de tela de cobre, com o objetivo de eliminar interferências externas, tanto elétricas quanto eletromagnéticas. A isolação galvânica entre os instrumentos e a rede elétrica era fornecida por um transformador de relação 1:1, terrado entre o primário e o secundário.

* O equipamento eletromiográfico foi doado ao Depto. de Morfologia da F.O.P. - UNICAMP pela FAPESP (Proc. Med.nº 70/511) e CNPq (Proc. nº 3834/70).

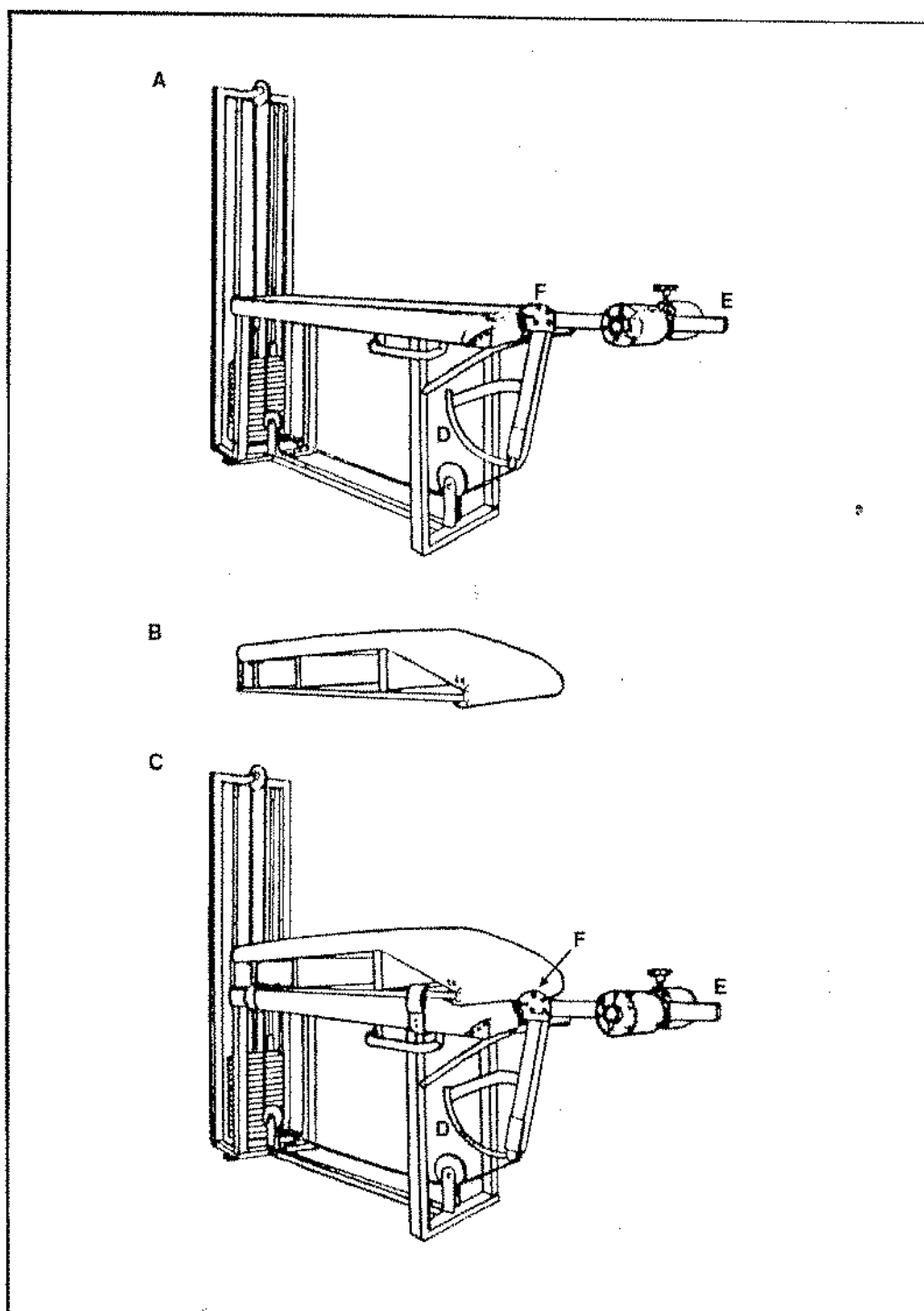


FIGURA 1 - Diagramas: A - Mesa Romana Plana; B - Adaptação; C - Mesa Romana Inclínada (Mesa Romana Plana com a adaptação); D - Semicírculo; E - Barra de tração e F - Unidade Sensora.

Os registros foram realizados com a calibração do aparelho em 200 μ V/divisão. A velocidade de varredura dos feixes foi fixada em 370ms/divisão. A documentação fotográfica dos registros foi realizada em sala escura, com Câmara 35 mm e uma lente close-up, adaptada na lente normal 1:2,8/50mm, carregada com filme Kodak TRI-X Pan (400 ISO, 24°C). Os potenciais de ação da atividade muscular foram captados por 1 (um) eletrodo de agulha, representado por uma agulha gengival descartável, denominada Mise e 1 (um) eletrodo de referência (superfície). Um "jacaré", preso à extremidade superior da agulha, fazia a conexão entre esta, o cabo elétrico e o Eletromiógrafo. A mesa romana foi devidamente "terrada" e, por conseguinte, o voluntário, por meio de um cabo terra ligado ao aparelho.

Com o propósito de se determinar o "ponto" de implantação do eletrodo em cada músculo examinado, treinou-se a colocação de agulhas hipodérmicas em peças anatómicas. Posteriormente, foram feitas dissecações com as agulhas implantadas, para confirmação das posições.

Foram padronizados os seguintes pontos de implantação dos eletrodos (Figura 2):

1) *M. dorsal longo do tórax* - na altura da 11^a vértebra torácica e distante 4 cm à esquerda da linha mediana posterior do corpo; ligado ao canal superior do aparelho;

2) *M. iliocostal lombar* - na altura da 3^a vértebra lombar e distante 6 cm à esquerda da linha mediana posterior do corpo; ligado ao canal inferior do aparelho.

Para maior compreensão dos resultados será apresentada, a seguir, a descrição anatômica do músculo eretor da espinha segundo 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 fáscia toracolombar, pelo serrátil

pósterio-inferior na parte de baixo e pelos músculos rombóides e esplênios na parte de cima.

O *erector 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, nos seus ligamentos supra espinhais, na face medial da parte dorsal da crista ilíaca, e na crista sacral lateral, onde se funde com os ligamentos sacrotuberoso e sacroilíaco dorsal, algumas de suas fibras se continuam com o glúteo máximo.

As fibras musculares formam uma ampla massa carnosa, que se desdobra na região lombar superior em três colunas: lateral, o iliocostal, intermediária, o dorsal longo e medial, o espinhal. Cada uma destas consiste, de baixo para cima, das três partes seguintes:

Coluna Lateral	Coluna Intermediária	Coluna Medial
Iliocostal	Dorsal Longo	Espinal
a) <u>I.lombar</u>	a) <u>D.L.do tórax</u>	a) E.do tórax
b) I.do tórax	b) D.L.do pescoço	b) E.do pescoço
c) I.do pescoço	c) D.L.da cabeça	c) E.da cabeça

O *iliocostal lombar* insere-se, por tendões achatados, nas bordas inferiores dos ângulos das seis ou sete costelas inferiores.

O *dorsal longo do tórax* é a intermediária e a maior das porções do *erector da espinha*. Na região lombar, onde ainda está fundido com o *iliocostal lombar*, algumas de suas fibras se inserem em todo o comprimento das superfícies posteriores dos processos transversos e dos processos acessórios das vértebras lombares, e na lâmina média da fáscia toracolombar.

Na região torácica insere-se, por tendões arredondados, nos ápices dos processos transversos de todas as

vértebras torácicas, e por prolongamentos carnosos nas nove ou dez costelas inferiores, entre seus tubérculos e ângulos.

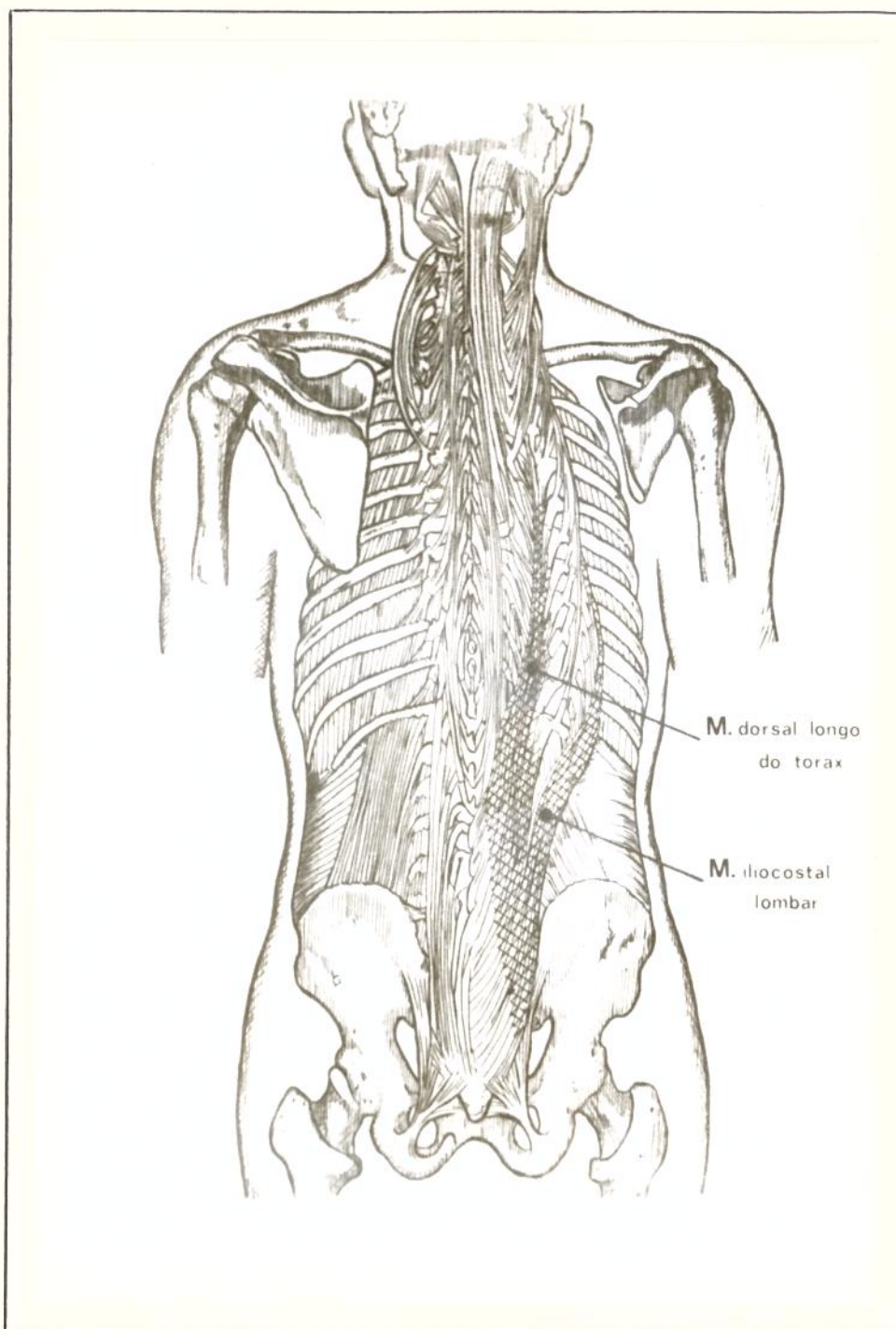


FIGURA 2 - Locais de implantação dos eletrodos de agulha, nos músculos *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar* (na verdade, foram implantados nestas posições, mas no hemitórax esquerdo de todas as voluntárias).

O músculo *erector da espinha* é inervado pelos ramos das divisões primárias dorsais dos nervos espinais. Suas ações principais são: a extensão da coluna vertebral, ao atuar bilateralmente e, inclinação lateral, ao atuar unilateralmente. Outras ações geraram controvérsias e serão abordadas na Discussão.

Com a voluntária em pé e o tronco flexionado, os processos espinhosos foram marcados com lápis dermográfico. A localização exata dos "pontos" para implantação dos eletrodos, foi realizada com a voluntária em decúbito ventral sobre a mesa romana e tomando-se o processo espinhoso da 12^a vértebra torácica como ponto de referência. A partir de T₁₂, 3 cm para cima e 4 cm à esquerda da linha mediana posterior do corpo, foi implantado um eletrodo de agulha. A partir desse ponto, 2 cm para baixo, na mesma direção, foi implantado um eletrodo de referência. Os dois eletrodos, acima referidos, captavam o potencial elétrico do músculo *dorsal longo do tórax*.

Para captar o potencial elétrico do músculo *iliocostal lombar*, foram implantados os eletrodos em pontos localizados de maneira semelhante: a partir de T₁₂, 8 cm para baixo e 6 cm à esquerda da linha mediana posterior do corpo, foi implantado o eletrodo de agulha e, a partir desse ponto, 2 cm para baixo na mesma direção, foi implantado um eletrodo de referência. (A eleição desses pontos foi baseada em um estudo de BANKOF (1987)).

A assepsia da pele foi feita com solução de álcool 96° e éter etílico, na proporção 1:1. Após a implantação dos eletrodos, os fios foram fixados com fita adesiva "Baby-Fix" sobre a pele, próximo ao local de implantação, com o objetivo de impedir o deslocamento dos mesmos durante o movimento, evitando assim possíveis artefatos no ecran do Eletromiógrafo.

Foi utilizada uma mesa romana, também denominada mesa flexo-extensora marca PÓRTICO*. Para ela, foi projetada e construída em madeira, na Marcenaria da Universidade, uma adaptação (Figura 1 - B) que, quando acoplada à mesa, possibilitava uma posição em flexão de 20° na articulação dos quadris. Assim adaptada, a mesa recebeu a denominação de mesa romana inclinada (Figura 1 - C). Ao ser retirada a adaptação, a mesa recebia a denominação de mesa romana plana (Figura 1 - A). Embora exista no mercado a mesa romana com a referida inclinação, optou-se pela construção da adaptação, para garantir que a inclinação na altura dos quadris fosse a única diferença entre as mesas. Dessa maneira, uma única mesa romana foi utilizada nas formas plana e inclinada, para a execução de duas séries similares de movimentos. A série de movimentos consistiu de:

- 1) Extensão do tronco com os braços ao longo do corpo.
- 2) Extensão do tronco com as mãos entrelaçadas na nuca.
- 3) Flexão livre dos joelhos.
- 4) Extensão livre dos joelhos.
- 5) Flexão contra-resistência (~ 8 kg) dos joelhos.
- 6) Extensão contra-resistência (~ 8 kg) dos joelhos.

Todos os movimentos analisados foram realizados com a voluntária deitada, em decúbito ventral, sobre a mesa romana. Os movimentos de extensão do tronco foram realizados apenas com o objetivo de comprovar a correta implantação dos eletrodos nos músculos a serem analisados e seus resultados não serão

* A mesa romana utilizada, nos foi gentilmente cedida pela PÓRTICO - Artigos Esportivos Ltda. Rua Arumã, 47 - CEP 02237 - Jd. Cabuçú - São Paulo - SP. Telefone (011) 949-6711.

apresentados nesse trabalho.

Para realizar os movimentos de flexão e extensão dos joelhos de forma livre, era retirado o jogo de almofadas, dispositivo esse que permitia elevar a barra de tração (Figura 1 - E).

Para realizar os movimentos de flexão e extensão dos joelhos contra-resistência, a voluntária colocava seus pés sob as almofadas do referido dispositivo (isto é, com as almofadas apoiadas sobre o tendão calcâneo). Dessa forma, a flexão dos joelhos era realizada rebocando a barra de tração, que estava ligada, por um cabo de aço, à primeira placa-peso, de aproximadamente 5 kg, através de um sistema de polias. A massa da placa, adicionada a massa das almofadas (~ 3 kg) da barra de tração totalizava aproximadamente 8 kg.

Para efeito de análise dos resultados, os movimentos realizados de forma livre foram divididos em duas faixas de ângulo. Durante o movimento de flexão, a passagem pelos 90° foi marcada na fotografia e determinou uma faixa compreendida entre 0° e 90° e, uma segunda faixa sequencial e sem interrupção do movimento, de 90° a 120°. Da mesma forma, o movimento de extensão compreendeu duas faixas: de 120° a 90° e uma segunda faixa, de 90° a 0°.

Com o objetivo de determinar faixas de ângulo, durante a realização dos movimentos de flexão e extensão contra-resistência dos joelhos, foi desenvolvido um dispositivo eletrônico, que registrava a passagem da perna da voluntária aos 30°, 60° e 90° (Figura 3). Esse dispositivo estava conectado a unidade de leitura e indicação. Portanto, o sistema era composto por dois módulos distintos, a saber: 1) unidade sensora remota e, 2) unidade de leitura e indicação.

A unidade sensora era composta por uma placa de acrílico (A), dividida em ângulos múltiplos de 30°,

considerando zero grau como ponto inicial, na posição inferior do dispositivo e correspondendo a posição de completa extensão dos joelhos. A ordem crescente de ângulos, que variava de 0° a 120°, correspondendo ao movimento de flexão dos joelhos, foi determinada no sentido anti-horário, sendo a distância entre dois ângulos sucessivos descrita como uma faixa de 30°, totalizando 4 (quatro) faixas.

Ainda compõe a unidade sensora, uma placa de circuito impresso (B), com quatro dispositivos optoeletrônicos, do tipo foto-transistor, fixados aos 0°, 30°, 60° e 90°, sensibilizados pela passagem da luz emitida por uma lâmpada incandescente do tipo gota d'água (usada em lanternas).

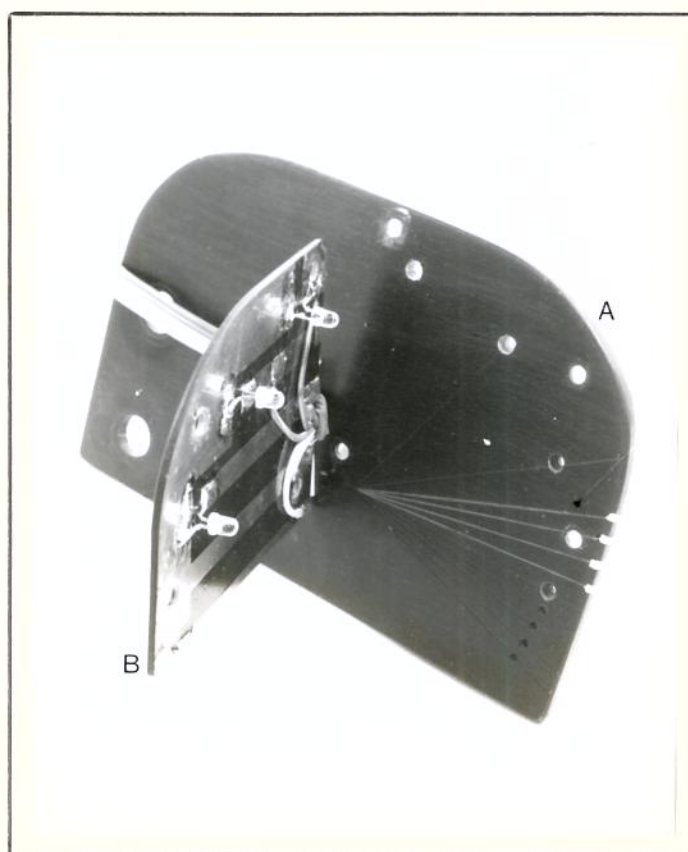


FIGURA 3 - Unidade sensora, composta pela placa de acrílico (A) e pela placa de circuito impresso (B).

Para compor esse módulo, a placa (B) foi fixada sobre a placa (A) e ambas, fixadas ao eixo da barra de tração (Figura 1-F). A sensibilização dos sensores da placa (B) pela passagem da luz emitida pela lâmpada, que estava acoplada à barra de tração e que era movimentada pela perna da voluntária, enviava sinais do posicionamento relativo da barra de tração e, portanto, do grau de flexão dos joelhos para a unidade de leitura e indicação.

O suporte da lâmpada foi acoplado à barra de tração de forma móvel, para permitir um ajuste da posição inicial, possibilitando a subtração de 5°, 10°, 15° e 20°, conforme a necessidade, quando a voluntária executava a série de movimentos sobre a mesa inclinada.

Os sinais da unidade sensora eram recebidos e decodificados na unidade de leitura e indicação* (Figura 4). Esse módulo fornecia, através de indicação audio-visual, a posição exata do movimento que estava sendo executado. Cuidados foram tomados para se evitar interferências, uma vez que o circuito digital dessa unidade gerava "ruídos elétricos", sendo que a caixa, em liga metálica de material não ferroso (alumínio fundido), foi completamente aterrada e a conexão do cabo feita com conector blindado do tipo "AMPHENOL". Essa unidade possuía dois circuitos distintos, que forneciam a indicação luminosa e a sonora.

A indicação luminosa era feita através de quatro diodos emissores de luz (LED'S - light emitter diode), que eram chaveados por transistores bipolares, que funcionavam independente de qualquer tipo de seleção ou ajustes, fornecendo assim, a indicação precisa e exata do sentido do movimento e o seu posicionamento relativo. Dessa forma, era possível saber a posição da barra de tração da mesa, apenas através daquela unidade.

* A unidade de leitura e indicação foi elaborada e montada por PIACENTINI, C. para monitorar o estudo eletromiográfico realizado por PIACENTINI, S.C. em sua Tese de Mestrado.

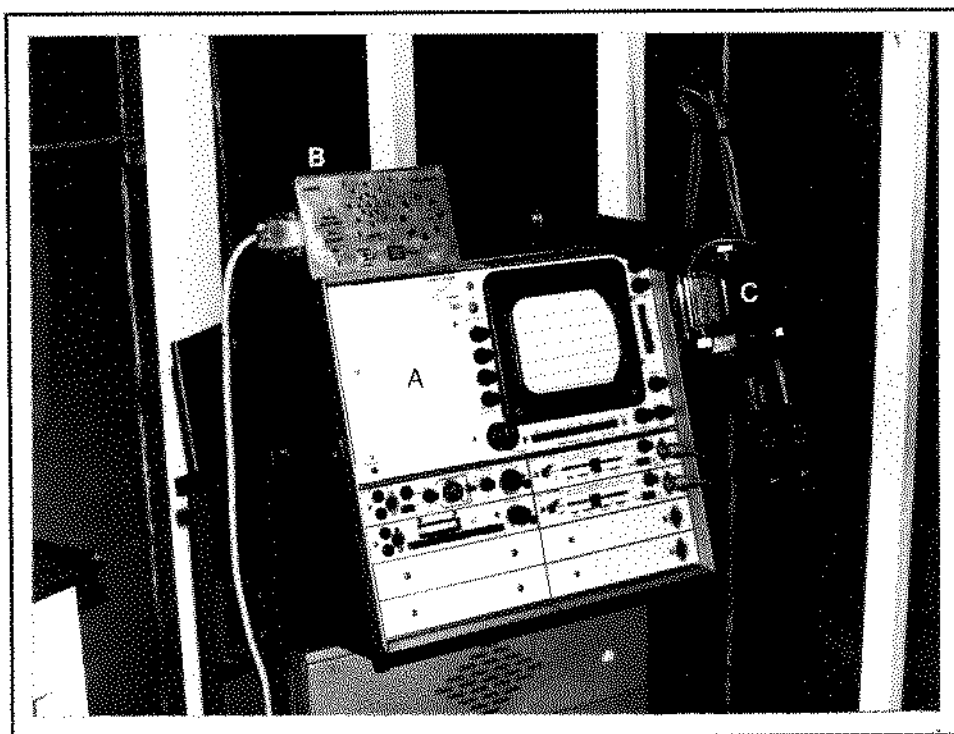


FIGURA 4 - A - Eletromiógrafo; B - Unidade de leitura e indicação; C - Câmera fotográfica.

Com o intuito de facilitar ainda mais o registro dos dados e dar ainda maior flexibilidade ao sistema, foi acoplado um sistema de sinalização audível, para dispensar a monitorização visual da unidade de leitura e indicação, para se saber o posicionamento relativo da barra de tração. A indicação sonora tinha uma operação mais complexa e podia ser feita de duas formas: ponto ou faixa. No modo de operação "ponto" selecionava-se a(s) posição(ões) desejada(s), através da chave seletora, tipo "DIP SWITCH", de quatro posições, e a cada passagem da barra de tração por aquele(s) ponto(s) selecionado(s), a unidade emitia um ruído ("beep"). No modo de operação "faixa", selecionavam-se dois pontos através da chave seletora, sendo um correspondente ao início da faixa e o outro ao seu fim. Quando a barra de tração passava pelo ponto selecionado como início da faixa, era disparado um sinal audível, que só cessava quando a barra passava pelo ponto

selecionado como fim da faixa.

No presente estudo, foi utilizado o modo de operação "ponto". No momento em que a unidade de leitura e indicação fornecia o sinal luminoso e sonoro da passagem pelos sensores, informando que a barra de tração estava passando pelos "pontos" determinados, o terceiro canal do Eletromiógrafo era desligado, ligado e desligado novamente, manualmente, formando no ecran e também no filme fotográfico, uma linha interrompida, que correspondia às quatro faixas de ângulos. Para isso, a chave seletora desse 3º canal, deveria estar na posição "ligada" para o início da marcação da linha, que seria interrompida e continuada, conforme a sinalização.

Para a quantificação, os negativos dos eletromiogramas foram levados ao projetor para leitura de microfilmes, tipo KINOPTICA e, com uma régua milimetrada, foi medida a altura do traçado eletromiográfico. Em seguida, os potenciais de ação, medidos em centímetros, foram transformados em microvolts aplicando-se uma regra de três. Para isso, fixamos em 3 cm a altura de uma divisão. Se a altura de 3 cm equivalia à 200 μV (da calibração), a medida obtida na leitura com a régua equivaleria à $x\mu V$.

METODO ESTATISTICO

Foi efetuada uma análise de variância, separadamente para cada um dos 4 (quatro) movimentos realizados, sendo o indivíduo considerado como um bloco, no qual foram considerados os fatores: (A) modelo de mesa; (B) determinado músculo e, (C) determinada faixa de ângulo.

A Análise de Variância para Fatorial em Blocos Aleatorizados (SNEDECOR & COCHRAN, 1980) efetuada, possibilitou testar as seguintes hipóteses de nulidade:

H_{0_1} : não existe interação entre mesa (A), músculo (B) e ângulo (C). No caso de não se rejeitar H_{0_1} (não se constatar

interação tripla significativa), o modelo é refeito, incorporando-se a interação tripla no resíduo:

H_{0_2} : não existe interação dupla. Esta, na verdade, consiste de 3 hipóteses de nulidade: interações $A \times B$, $A \times C$ e $B \times C$:

H_{0_3} : não existe efeito de mesa (Fator A):

H_{0_4} : não existe efeito de músculo (Fator B);

H_{0_5} : não existe efeito de ângulo (Fator C).

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

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

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

Foram efetuados os contrastes de médias para efeitos principais e para as combinações de 2 fatores, caso esse que permitiu um estudo mais detalhado dos efeitos, quando da ocorrência de interações duplas significativas.

RESULTADOS

RESULTADOS

O estudo eletromiográfico dos músculos *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar*, durante movimentos de flexão e extensão dos joelhos em mesa romana plana e inclinada, forneceu os dados apresentados nas Tabelas 1, 2, 3 e 4.

O registro eletromiográfico dos músculos *dlt* e *il* durante a flexão contra-resistência dos joelhos em mesa romana plana, pode ser observado na Figura 5. O mesmo movimento, realizado sobre a mesa romana inclinada, provocou a atividade eletromiográfica observada na Figura 6.

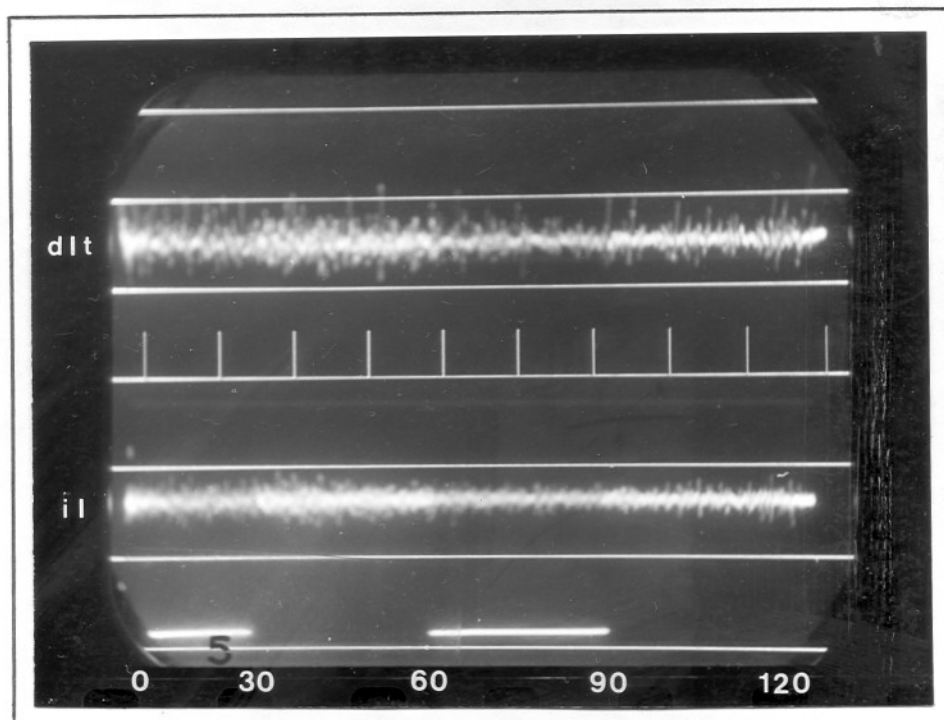


FIGURA 5 - Eletromiograma dos músculos *dorsal longo do tórax* (*dlt*) e *iliocostal lombar* (*il*) no movimento de flexão contra-resistência dos joelhos, em mesa romana plana. Graus de atividade: *dlt*, 0° a 30° (100 μ V), de 30° a 60° (100 μ V), de 60° a 90° (67 μ V) e, 90° a 120° (67 μ V); *il*, de 0° a 30° (67 μ V), de 30° a 60° (67 μ V), de 60° a 90° (33 μ V), de 90° a 120° (33 μ V). Calibração (C) = 200 μ V; Velocidade (V) = 370ms/div.

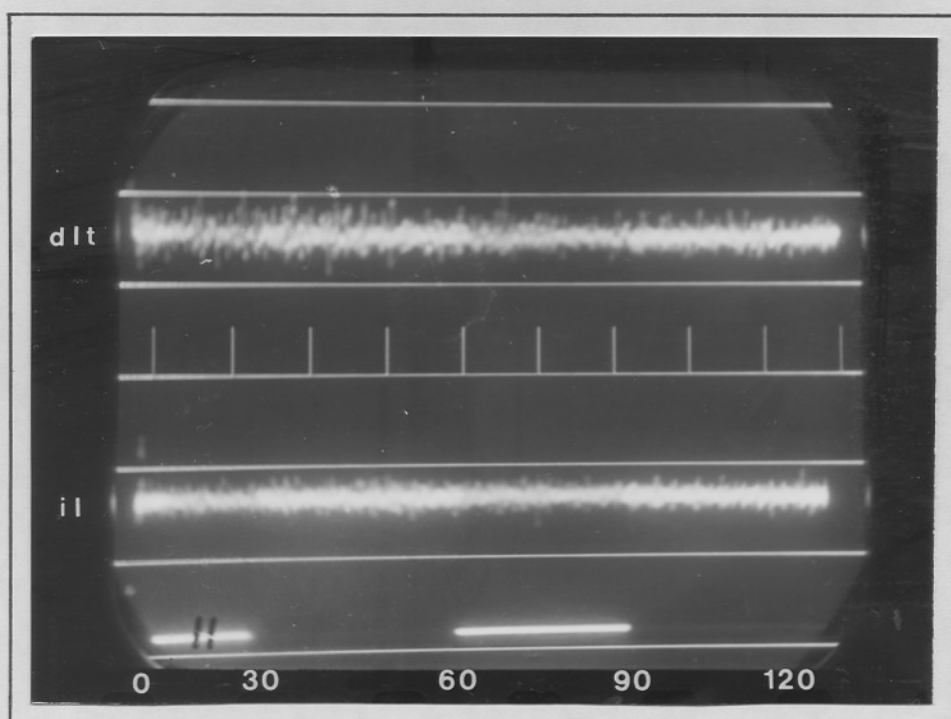


FIGURA 6 - Eletromiograma dos músculos *dlt* e *il* no movimento de flexão contra-resistência dos joelhos, em mesa romana inclinada. Graus de atividade: *dlt*, 0° a 30° (100 μ V), de 30° a 60° (100 μ V), de 60° a 90° (67 μ V) e e, de 90° a 120° (67 μ V); *il*, de 0° a 30° (67 μ V), de 30° a 60° (67 μ V), de 60° a 90° (67 μ V) e, de 90° a 120° (67 μ V). C = 200 μ V; V = 370ms/div.

Como se pode observar, a amplitude do registro eletromiográfico durante a utilização da mesa plana é semelhante à amplitude do registro obtido na mesa inclinada. Esse resultado, apresentado na documentação fotográfica, foi confirmado através das estatísticas F calculadas para a análise de variância (Tabela 7). Nesta, a expressão "efeito de mesa" resume em si o cálculo efetuado para verificar a hipótese de que as médias obtidas em cada modelo de mesa sejam iguais ou diferentes. E, neste caso, verificou-se que as médias são iguais, ou seja, que as médias de potencial de ação dos músculos *dlt* e *il* para a mesa plana são semelhantes as médias para a mesa inclinada.

1 - MOVIMENTOS LIVRES

Flexão dos Joelhos

Como se pode observar na Figura 7, o arco de movimento da flexão livre dos joelhos compreende duas faixas de ângulo, a saber: de 0° a 90° e, de 90° a 120°. Neste registro podemos notar que a amplitude do sinal eletromiográfico é ligeiramente maior na faixa de 90° a 120°.

A comparação estatística das médias exigiu uma análise de variância, cujo resultado encontra-se na Tabela 7. Nessa, a expressão "efeito de ângulo" verifica a hipótese de que as médias de potencial de ação, obtidas para cada faixa de ângulo, sejam iguais ou diferentes entre si.

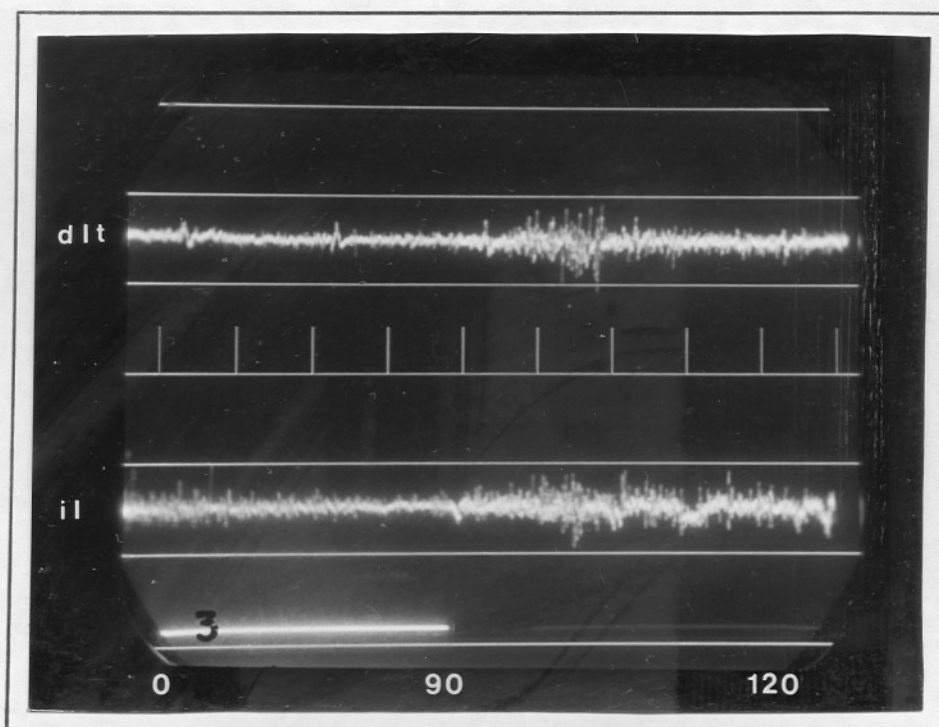


FIGURA 7 - Eletromiograma dos músculos *dlt* e *il* no movimento de flexão livre dos joelhos. Graus de atividade: *dlt*, de 0° a 90° (33 μ V) e, de 90° a 120° (67 μ V); *il*, de 0° a 90° (33 μ V) e, de 90° a 120° (67 μ V). C = 200 μ V; V = 370 ms/div.

Para o movimento de flexão livre dos joelhos, o valor de F estabelece que a média dos músculos analisados foi diferente entre as faixas de ângulo. Mais especificamente, o resultado da análise revelou que o potencial de ação registrado na faixa de 90° a 120° é, em média, significativamente maior do que a média de potencial de ação registrado na faixa de 0° a 90°. Porém, analisando na Tabela 1 os valores referentes ao músculo *dorsal longo do braço*, durante a utilização da mesa romana plana, verificou-se que em 16 voluntárias registrou-se o mesmo potencial de ação na primeira e segunda faixa de ângulo.

Extensão dos joelhos

O registro eletromiográfico desse movimento, apresentado na Figura 8, também compreende duas faixas, a saber: de 120° a 90° e, de 90° a 0°. Nele, podemos notar que a amplitude do registro é ligeiramente maior na faixa de 90° a 0°.

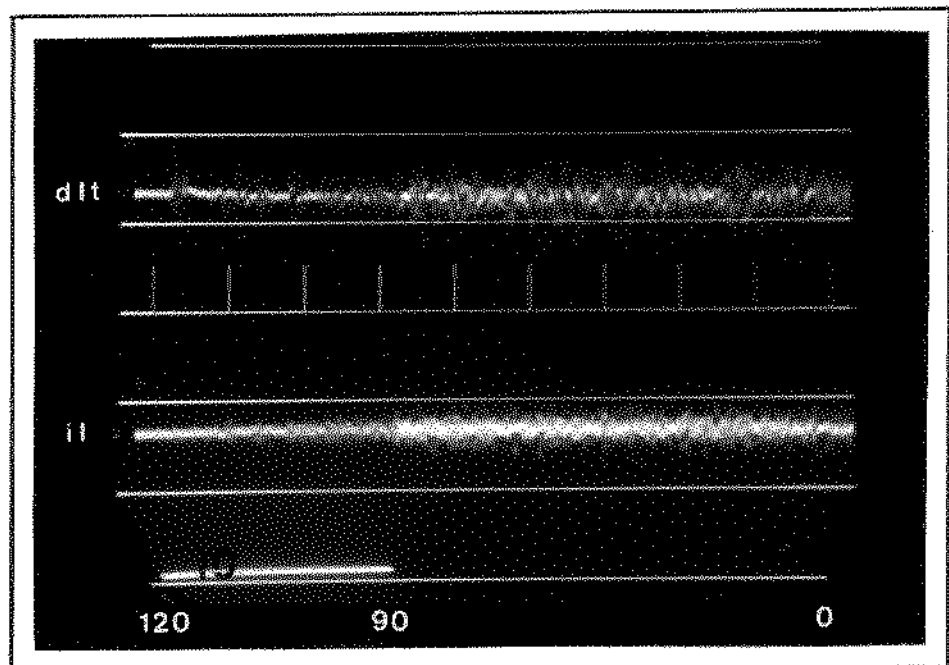


FIGURA 8 - Eletromiograma dos músculos *dli* e *il* no movimento de extensão livre dos joelhos. Graus de atividade: *dli*, de 120° a 90° (67µV) e, de 90° a 0° (100µV); *il*, de 120° a 90° (67µV) e, de 90° a 0° (100µV). C = 200µV; V = 370 ms/div.

A comparação estatística das médias, referentes a cada faixa de ângulo, revelou (Tabela 7) que o potencial de ação registrado na faixa de 90° a 0° é, em média, significativamente maior do que o potencial de ação registrado na faixa de 120° a 90°. Entretanto, a análise da Tabela 2, referente ao músculo *dorsal longo do braço*, durante a utilização da mesa romana plana, revela que em 16 voluntárias registrou-se o mesmo potencial de ação na primeira e segunda faixa de ângulos, acima referidas.

2 - MOVIMENTOS CONTRA-RESISTÊNCIA

Flexão dos Joelhos

Nesse movimento, pode-se observar o registro eletromiográfico em quatro faixas de ângulos: de 0° a 30°, de 30° a 60°, de 60° a 90° e, de 90° a 120° (Figura 9).

Observa-se nesse registro, que nas duas primeiras faixas compreendendo, portanto, de 0° a 60°, a amplitude do registro eletromiográfico é ligeiramente maior do que nas duas faixas subsequentes. Também nesse movimento, a análise estatística (Tabela 7) constatou o "efeito de ângulo", pelo qual o potencial de ação registrado nas faixas de 0° a 30° e de 30° a 60° é, em média, significativamente maior do que o potencial de ação registrado nas faixas de 60° a 90° e de 90° a 120°. Entretanto, a análise da Tabela 1, referente ao músculo *du*, durante a utilização da mesa romana plana, revela que apenas 9 (de 23) voluntárias enquadram-se no resultado acima apresentado.

Extensão dos Joelhos

Também esse arco de movimento compreendeu quatro faixas de ângulo: de 120° a 90°, de 90° a 60°, de 60° a 30° e de 30° a 0°.

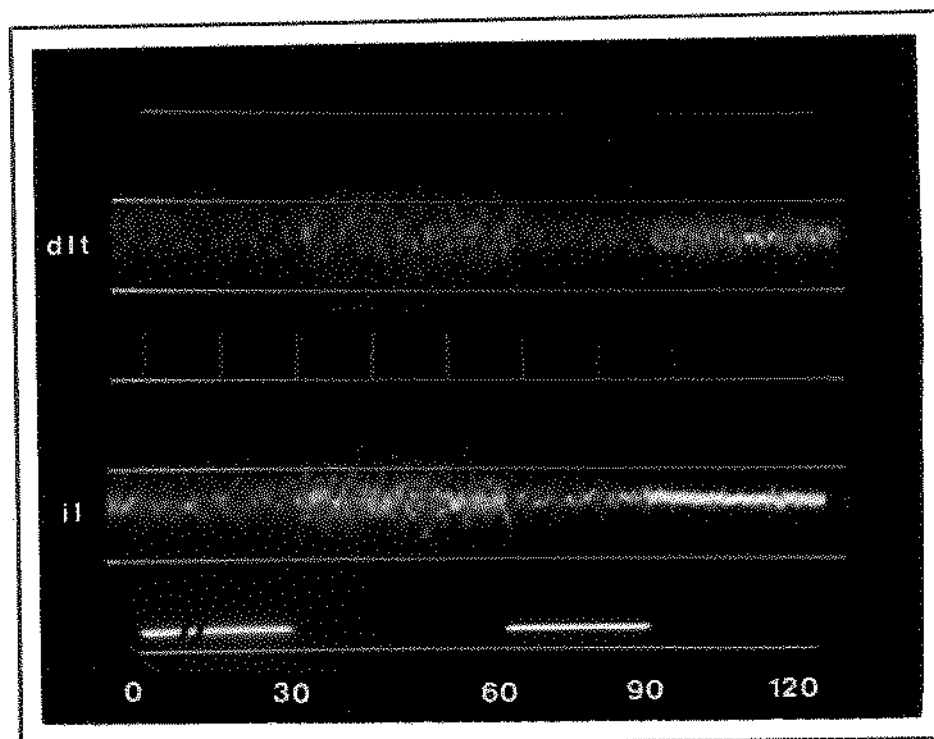


FIGURA 9 - Eletromiograma dos músculos *dlt* e *il* no movimento de flexão contra-resistência dos joelhos. Graus de atividade: *dlt*, 0° a 30° (200 μ V), de 30° a 60° (233 μ V), de 60° a 90° (167 μ V) e, de 90° a 120° (133 μ V); *il*, de 0° a 30° (133 μ V), de 30° a 60° (133 μ V), de 60° a 90° (100 μ V) e, de 90° a 120° (67 μ V). C = 200 μ V; V = 370ms/div.

Verificamos (Figura 10), que a amplitude do registro eletromiográfico na primeira faixa de ângulo, de 120° a 90°, foi ligeiramente menor do que nas três faixas subsequentes.

O "efeito de ângulo", constatado pela análise estatística (Tabela 7) revela que o potencial de ação registrado na faixa de 120° a 90° é, em média, significativamente menor do que o potencial de ação registrado nas três faixas subsequentes: de 90° a 60°, de 60° a 30° e, de 30° a 0°. Entretanto, a análise da Tabela 4 referente ao músculo *dlt*, durante a utilização da mesa romana plana, revela

que apenas 5 voluntárias, aproximadamente, enquadraram-se no resultado acima apresentado.

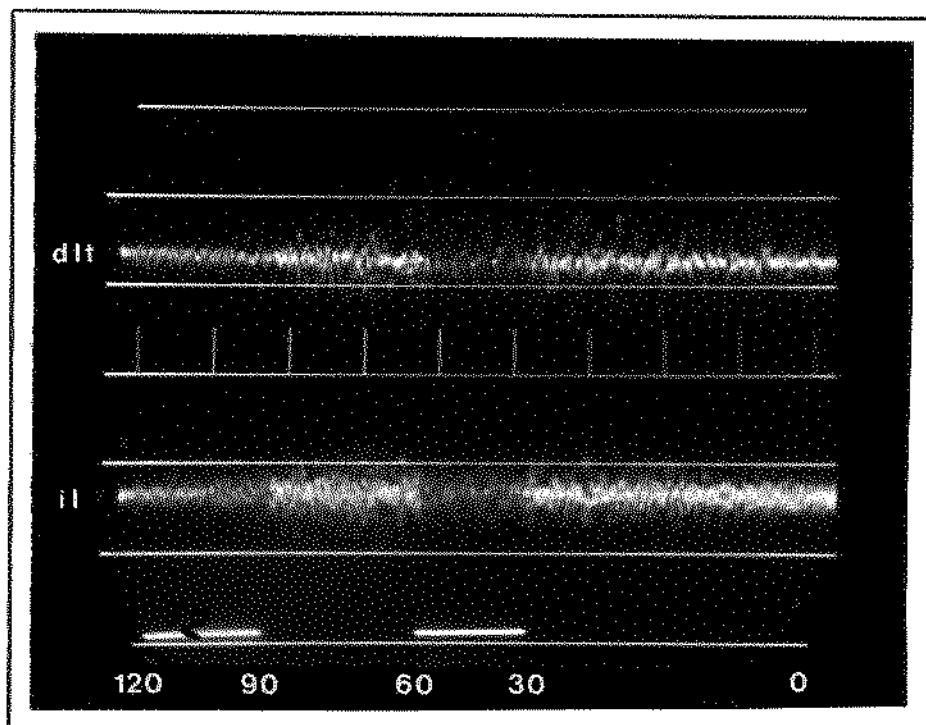


FIGURA 10- Eletromiograma dos músculos *dlt* e *il* no movimento de extensão contra-resistência dos joelhos. Graus de atividade: *dlt*, 120° a 90° (67 μ V), de 90° a 60° (100 μ V), de 60° a 30° (167 μ V) e, de 30° a 0° (167 μ V); *il*, de 120° a 90° (100 μ V), de 90° a 60° (133 μ V), de 60° a 30° (133 μ V) e, de 30° a 0° (133 μ V). C = 200 μ V; V = 370ms/div.

A Tabela 5 apresenta as médias e desvios padrões dos dados referentes a flexão e extensão dos joelhos, realizados de forma livre e, a Tabela 6 apresenta as médias e desvios padrões dos dados referentes à flexão e extensão dos joelhos, realizados contra-resistência.

A comparação entre as médias dos movimentos livres e as médias dos movimentos contra-resistência, mostra que os movimentos realizados contra-resistência induzem maior potencial de ação aos músculos *dlt* e *il*, do que os movimentos realizados de forma livre.

A Tabela 7 apresenta, entre outros dados da análise estatística, o "efeito de músculo". Essa expressão resume em si o cálculo efetuado para verificar a hipótese de que as médias obtidas em cada músculo sejam iguais ou diferentes. Como se pode observar, houve "efeito de músculo", ou seja, os músculos *dlu* e *ll* desenvolveram médias significativamente diferentes de potencial de ação, mas em apenas um movimento: na flexão livre dos joelhos.

Ainda na Tabela 7 pode-se observar a procura de interações, em outras palavras, se um parâmetro (modelo de mesa, qual músculo ou qual faixa de ângulo) influencia ou determina o comportamento de outro parâmetro. Os resultados mostraram que não houve, nem interações duplas, nem interação tripla. Nesse ponto, convém ressaltar que, a não ocorrência de interações confere maior validade ao efeito de cada parâmetro.

As médias obtidas em cada modelo de mesa, para cada movimento realizado, independente de músculos ou de faixas de ângulo, estão apresentadas na Tabela 8. Nessa, pode-se observar que, os movimentos realizados contra-resistência induziram maior potencial de ação aos músculos *dlu* e *ll*, do que os movimentos realizados de forma livre. Também pode ser observada a semelhança das médias entre os dois modelos de mesa romana.

As médias obtidas em cada músculo, para cada movimento realizado, independente do modelo de mesa ou de faixas de ângulo, estão apresentadas na Tabela 9. Nessa, pode-se observar que, o comportamento eletromiográfico dos músculos foi diferente, apenas, durante a realização da flexão livre dos joelhos, onde o músculo *ll*, desenvolveu um potencial de ação significativamente maior do que o músculo *dlu*.

Tabela 1 - Valores dos potenciais de ação, em μV , registrados nos músculos *dorsal longo do tórax* (dlt) e *iliocostal lombar* (il), em cada faixa de ângulo da flexão livre dos joelhos.

MESA ROMANA PLANA					MESA ROMANA INCLINADA				
m. dlt			m. il		m. dlt		m. il		
Vol.	F ₁	F ₂	F ₁	F ₂	F ₁	F ₂	F ₁	F ₂	
1	100	100	33	133	33	100	33	167	
2	33	33	67	67	33	33	33	100	
3	33	33	33	67	33	67	33	33	
4	33	33	33	33	33	33	33	67	
5	33	67	33	33	33	33	33	33	
6	33	33	33	33	33	67	33	100	
7	33	33	67	33	33	33	33	33	
8	33	33	33	33	33	33	0	0	
9	33	33	33	67	67	33	67	33	
10	33	67	67	200	67	67	67	167	
11	33	33	67	33	67	67	133	33	
12	100	133	333	333	33	33	33	33	
13	33	33	67	67	133	133	133	133	
14	33	33	67	33	33	33	33	33	
15	33	67	167	267	33	33	133	200	
16	33	67	33	67	133	100	100	67	
17	33	33	67	67	33	33	100	100	
18	33	67	33	100	33	33	67	33	
19	33	33	33	33	33	33	33	33	
20	67	33	33	33	67	33	33	33	
21	33	33	33	67	67	67	33	33	
22	33	33	33	33	33	33	33	67	
23	33	33	67	33	67	67	33	67	

$$F_1 = 0^\circ \text{ a } 90^\circ$$

$$F_2 = 90^\circ \text{ a } 120^\circ$$

Tabela 2 - Valores dos potenciais de ação, em μV , registrados nos músculos dorsal longo do tórax e iliocostal lombar, em cada faixa de ângulo da extensão livre dos joelhos.

MESA ROMANA PLANA					MESA ROMANA INCLINADA				
m. dlt			m. il		m. dlt		m. il		
Vol	F ₁	F ₂	F ₁	F ₂	F ₁	F ₂	F ₁	F ₂	
1	133	133	67	67	200	200	67	67	
2	67	67	67	67	67	67	67	67	
3	67	67	67	33	33	33	33	33	
4	67	67	33	33	67	67	33	33	
5	33	33	33	33	33	67	33	33	
6	33	33	33	33	33	33	33	33	
7	33	33	33	67	33	33	67	67	
8	33	33	33	33	33	33	0	0	
9	33	67	100	233	67	100	67	100	
10	33	33	33	67	33	33	33	33	
11	33	33	33	33	67	67	100	100	
12	67	133	133	200	33	67	100	100	
13	33	100	33	67	33	33	33	33	
14	33	67	33	67	33	33	33	67	
15	33	67	167	200	33	33	133	133	
16	33	33	67	67	100	100	133	133	
17	33	33	33	33	33	67	100	133	
18	33	67	33	67	33	33	67	33	
19	33	33	33	33	33	67	33	33	
20	33	67	33	33	33	33	33	33	
21	33	33	33	33	67	67	33	33	
22	33	33	67	33	67	33	67	67	
23	33	33	33	33	33	33	33	33	

$$F_1 = 120^\circ \text{ a } 90^\circ$$

$$F_2 = 90^\circ \text{ a } 0^\circ$$

TABELA 3 - Valores dos potenciais de ação, em μV , registrados nos músculos dorsal longo do tórax e illocostal lombar, em cada faixa de ângulo da flexão contra-resistência dos joelhos.

MESA ROMANA PLANA													MESA ROMANA INCLINADA												
Vol.	m. dlt				m. il				F 1	F 2	F 3	F 4	F 1	F 2	F 3	F 4	F 1	F 2	F 3	F 4					
	F 1	F 2	F 3	F 4	F 1	F 2	F 3	F 4													F 1	F 2	F 3	F 4	
1	233	233	200	167	133	133	100	100	233	333	200	200	100	100	100	57	100	100	100	57	100				
2	100	100	100	167	100	133	133	200	100	67	200	133	200	100	100	200	133	100	100	200	133				
3	133	100	67	67	133	133	67	33	167	200	100	100	100	100	100	100	100	100	233	133	100				
4	133	200	100	100	67	67	67	67	133	167	100	67	67	100	100	67	100	100	100	100	67				
5	167	167	167	133	133	167	133	67	167	200	200	167	167	200	200	167	167	200	200	167	67				
6	167	200	200	200	133	167	167	167	200	233	200	267	200	233	200	267	200	233	200	267	267				
7	100	133	100	100	133	200	133	133	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	167	167	167				
8	167	167	167	167	67	67	67	33	133	133	133	133	33	133	133	133	67	67	67	67	67				
9	333	267	67	67	167	167	133	100	233	233	133	100	100	233	233	133	100	167	167	133	133				
10	67	133	133	133	133	200	200	200	67	67	33	33	33	167	167	167	100	100	67	100					
11	133	133	100	100	267	333	200	100	167	167	167	167	167	167	167	167	500	500	417	333					
12	200	267	267	267	333	333	333	333	200	167	133	133	333	200	167	133	267	200	200	200	200				
13	133	133	133	133	200	233	167	133	200	233	167	133	133	200	233	167	133	133	133	100	67				
14	200	167	33	33	200	200	100	67	200	167	100	67	67	200	167	100	167	167	200	167	100				
15	200	167	100	67	333	333	267	200	233	233	133	100	200	233	233	133	100	300	300	267	233				
16	133	200	167	167	167	200	133	133	133	167	200	133	133	133	167	167	100	133	167	167	133				
17	200	267	167	133	133	133	133	133	100	133	133	133	133	100	133	100	167	233	300	267	267				
18	100	100	100	100	100	100	33	33	67	67	67	67	33	67	67	67	67	67	67	33	33				
19	100	100	67	67	67	67	33	33	100	100	67	67	33	100	100	67	67	67	67	67	67				
20	167	167	167	167	267	267	200	233	200	200	100	67	200	200	100	67	333	333	100	133	133				
21	100	133	100	167	133	133	133	200	133	133	100	100	100	133	133	100	100	133	167	100	67				
22	133	100	100	100	167	167	167	133	100	133	167	167	133	100	133	100	100	100	100	100	133				
23	367	367	167	133	100	200	67	67	200	233	67	100	67	200	233	67	100	133	133	100	67				

F₁ = 0° a 30° F₂ = 30° a 60° F₃ = 60° a 90° F₄ = 90° a 120°

TABELA 4 - Valores dos potenciais de ação, em μV , registrados nos músculos dorsal longo do tórax e ilíocostal lombar, em cada faixa de ângulo da extensão contra-resistência dos joelhos.

MESA ROMANA PLANA													MESA ROMANA INCLINADA												
Vol.	m. dli				m. ili				F 1	F 2	F 3	F 4	F 1	F 2	F 3	F 4	F 1	F 2	F 3	F 4					
1	100	133	133	133	67	100	100	100	67	100	100	100	167	167	167	167	167	167	167	167					
2	33	67	67	67	33	67	67	67	33	67	67	67	67	67	67	67	67	67	67	67					
3	33	67	67	67	33	67	67	67	33	67	67	67	67	133	100	100	67	67	67	67					
4	67	67	67	67	67	67	67	67	67	67	67	67	67	33	67	67	67	67	67	67					
5	100	133	100	100	33	100	100	100	33	100	100	100	100	100	133	100	100	100	100	100					
6	100	100	133	133	67	100	100	100	67	100	100	100	100	167	167	167	167	167	167	167					
7	100	100	100	100	167	167	167	167	167	167	167	167	167	33	33	33	33	33	33	33					
8	100	133	167	167	33	33	33	33	33	33	33	33	33	100	100	100	100	100	100	100					
9	33	100	200	233	100	200	200	233	100	200	200	233	100	200	200	233	67	100	167	167					
10	33	67	67	67	33	67	67	67	33	67	67	67	33	33	33	33	33	33	33	33					
11	67	100	100	133	100	133	200	167	100	133	200	167	100	167	167	167	167	167	167	167					
12	200	233	200	200	267	267	267	267	267	267	267	267	267	133	133	133	133	133	133	133					
13	33	33	67	67	100	100	100	133	100	100	100	133	100	67	100	100	33	67	67	67					
14	33	33	67	67	67	100	100	100	67	100	100	100	100	200	133	133	100	167	167	167					
15	67	100	100	133	100	167	167	167	100	167	167	167	100	167	167	167	133	167	167	167					
16	67	100	67	67	100	133	133	133	100	133	133	133	100	167	167	167	167	167	167	167					
17	133	167	200	200	67	67	67	67	67	67	67	67	67	167	133	100	100	233	233	167					
18	33	33	33	33	67	67	67	67	67	67	67	67	67	33	33	33	33	33	67	67					
19	33	67	67	67	33	33	33	33	33	33	33	33	33	67	67	67	67	67	67	67					
20	133	133	133	133	167	100	100	100	167	100	100	100	100	67	133	67	100	67	167	100					
21	67	67	67	67	33	33	33	33	33	33	33	33	33	67	67	67	67	100	100	67					
22	33	67	67	67	33	100	67	100	33	100	67	100	67	100	67	67	67	33	67	33					
23	33	33	33	33	33	67	67	67	33	67	67	67	33	33	33	33	33	67	67	67					

$F_1 = 120^\circ$ a 90° $F_2 = 90^\circ$ a 60° $F_3 = 60^\circ$ a 30° $F_4 = 30^\circ$ a 0°

TABELA 5 - Valores médios dos potenciais de ação, expressos em microvolts (μV) e desvios padrões, registrados nos músculos *dli* e *il*, durante os movimentos de flexão e extensão livre dos joelhos, em cada faixa de ângulos analisada, em mesa romana plana e inclinada.

Mesa Romana	Movimentos nos joelhos	Faixa de ângulos	Músculo <i>dli</i>	Músculo <i>il</i>
Plana	Flexão	0 — 90	40,3 $\pm$ 20,1	63,7 $\pm$ 65,9
		90 — 120	47,7 $\pm$ 26,4	81,1 $\pm$ 80,4
	Extensão	120 — 90	43,3 $\pm$ 23,6	53,5 $\pm$ 36,0
		90 — 0	56,4 $\pm$ 31,0	68,0 $\pm$ 59,0
Inclinada	Flexão	0 — 90	50,6 $\pm$ 30,0	54,9 $\pm$ 38,5
		90 — 120	52,0 $\pm$ 28,3	69,5 $\pm$ 53,2
	Extensão	120 — 90	52,0 $\pm$ 37,0	57,9 $\pm$ 35,2
		90 — 0	57,9 $\pm$ 38,0	60,7 $\pm$ 38,5

TABELA 6 - Valores médios dos potenciais de ação, expressos em microvolts (μV) e desvios padrões, registrados no músculo *dlt* e *il*, durante os movimentos de flexão e extensão contra-resistência dos joelhos, em cada faixa de Ângulo analisada, em mesa romana plana e inclinada.

Mesa Romana	Movimento nos joelhos	Faixa de Ângulos	Músculo <i>dlt</i>	Músculo <i>il</i>
Plana	Flexão	0 — 30	163,7 $\pm$ 72,4	159,4 $\pm$ 76,5
		30 — 60	174,0 $\pm$ 69,0	173,7 $\pm$ 79,5
		60 — 90	129,1 $\pm$ 54,5	137,7 $\pm$ 72,0
		90 — 120	127,6 $\pm$ 52,9	126,0 $\pm$ 76,5
	Extensão	120 — 90	70,9 $\pm$ 44,2	76,8 $\pm$ 58,3
		90 — 60	92,7 $\pm$ 48,1	101,5 $\pm$ 56,4
		60 — 30	100,0 $\pm$ 51,1	103,0 $\pm$ 60,2
		30 — 0	104,4 $\pm$ 55,2	105,9 $\pm$ 60,9
Inclinada	Flexão	0 — 30	156,5 $\pm$ 52,6	168,1 $\pm$ 103,0
		30 — 60	169,6 $\pm$ 65,7	176,8 $\pm$ 104,0
		60 — 90	124,7 $\pm$ 48,4	142,9 $\pm$ 87,8
		90 — 120	117,4 $\pm$ 52,1	130,4 $\pm$ 130,4
	Extensão	120 — 90	88,4 $\pm$ 52,0	85,4 $\pm$ 61,0
		90 — 60	107,2 $\pm$ 52,2	115,3 $\pm$ 66,4
		60 — 30	100,0 $\pm$ 49,3	108,7 $\pm$ 69,7
		30 — 0	101,5 $\pm$ 48,8	99,3 $\pm$ 62,5

TABELA 7 - Estatísticas F, obtidas através das análises de variância para comparação de médias dos potenciais de ação muscular, registrados nos músculos *dli* e *il*, nos movimentos de flexão e extensão dos joelhos, nas formas livre e contra-resistência.

CAUSAS DE VARIAÇÃO	FLEXÃO		EXTENSÃO	
	LIVRE	CONTRA-RES.	LIVRE	CONTRA-RES.
Efeito de mesa	0,01	0,11	0,14	2,34
Efeito de músculo	8,57*	0,30	1,83	0,27
Efeito de Ângulo	3,93**	17,44*	4,28**	11,87*
Interações duplas:				
mesa x músculo	2,25	0,41	0,51	0,18
mesa x ângulo	0,13	0,07	1,02	1,46
músculo x ângulo	0,66	0,13	0,15	0,33
Interação tripla	0,06	0,11	0,01	0,18

Um asterisco indica diferença significativa ao nível de 1%.

Dois asteriscos indicam diferença significativa ao nível de 5%.

TABELA 8 - Valores médios dos potenciais de ação registrados nos músculos *dl* e *il*, durante movimentos de flexão e extensão dos joelhos, nas formas livre e contra-resistência, em mesa romana plana e inclinada, em todas as faixas de ângulo.

	FLEXÃO		EXTENSÃO	
	LIVRE	CONTRA-RES.	LIVRE	CONTRA-RES.
MESA PLANA	51,4	140,9	50,6	87,2
MESA INCLINADA	51,1	139,2	50,2	92,6

TABELA 9 - Valores médios dos potenciais de ação registrados nos músculos *dl* e *il*, durante movimentos de flexão e extensão dos joelhos, nas formas livre e contra-resistência, em mesa romana plana e inclinada, em todas as faixas de ângulo.

	FLEXÃO		EXTENSÃO	
	LIVRE	CONTRA-RES.	LIVRE	CONTRA-RES.
<i>m. dorsal longo do tórax</i>	45,0	138,5	48,9	89,0
<i>m. iliocostal lombar</i>	58,0*	141,6	53,8	90,8

Um asterisco indica diferença significativa ao nível de 1%

DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

No presente estudo foi analisado, através da eletromiografia, o comportamento dos músculos *dorsal longo do tronco (dlt)* e *iliocostal lombar (il)*, durante os movimentos de flexão e extensão dos joelhos em mesa romana.

Segundo os autores RASCH & BURKE (1977) e KENDALL et alii (1980), os músculos motores principais da flexão dos joelhos são: M. biceps da coxa, M. semimembranáceo e M. semitendíneo. No retorno à posição inicial, ou seja, extensão dos joelhos, esses músculos atuam controlando o movimento, no sentido de evitar a queda brusca da perna devido a ação da gravidade.

O motivo pelo qual analisamos o comportamento dos músculos *dlt* e *il*, durante os movimentos de flexão e extensão dos joelhos, está relacionado a estabilização que o grupo eretor da espinha proporciona, nessa circunstância, ao tronco e à pelve. O estudo de HOUTZ et alii (1957) levou-nos a crer que os potenciais de ação registrados nos músculos *dlt* e *il*, em nosso estudo, decorrem de uma contração sinérgica que estabiliza o tronco e a pelve sobre a mesa romana, para que os movimentos no joelho tornem-se mais eficazes. Assim, ao atuarem como estabilizadores, os músculos *dlt* e *il* desenvolveram baixos potenciais de ação, comparados aos potenciais desenvolvidos enquanto se realizava o movimento de extensão do tronco.

A literatura apresenta estudos eletromiográficos dos músculos *dlt* e *il*, durante os mais variados movimentos e posturas, envolvendo principalmente a coluna vertebral. No

entanto, não apresenta estudo desses músculos, durante a realização de exercícios em máquinas de força, o que tem limitado a comparação com outros estudos eletromiográficos.

Por outro lado, a revisão dos tratados clássicos de Anatomia, no que se refere a ação do músculo eretor da espinha revela que, de acordo com HOLLINSHEAD (1980) "a complicada anatomia dos músculos que revestem o dorso não permite, obviamente, identificar funções individuais simples, porque atuam em várias combinações de grandes grupos". Todavia, autores tais como: CHIARUGI (1936); CUNNINGHAM (1951); MORRIS (1953); TESTUT & LATARGET (1959); ORTS LLORCA (1959); GARDNER (1963); ROUVIERE (1971); SPALTEHOLZ (1975); GRAY (1977); WARWICK & WILLIAMS (1979); HOLLINSHEAD (1980); WOODBURN (1984); SNELL (1984); JACOB et alii (1984) e O'RAHILLY (1985) são unânimes ao relatarem que o músculo eretor da espinha ou sacrospinal, é essencialmente extensor da coluna vertebral ao atuar em conjunto e bilateralmente e, flexor lateral ao atuar unilateralmente.

Alguns dos autores acima referidos, atribuem outras funções aos componentes do grupo eretor da espinha. Assim, ORTS LLORCA (1959) e ROUVIERE (1971) atribuem aos músculos *dorsal longo do tórax* e *illocostal lombar*, também um ligeiro movimento de rotação, que dirige a parede anterior do tronco para o lado correspondente aos músculos em contração. Por outro lado, JACOB et alii (1984) atribuem a função de rotação somente ao músculo *dorsal longo do tórax*.

GRAY (1977) atribui aos músculos *dorsal longo do tórax* e *illocostal lombar* as funções de: estender a coluna vertebral, incliná-la para o mesmo lado e tracionar as costelas caudalmente.

MORRIS (1953) afirma que, o músculo *illocostal* tem a maior força para produzir inclinação lateral e rotação e que é o músculo *illocostal lombar* que traciona as costelas caudalmente, enquanto o músculo *illocostal cervical* pode ajudar

a elevá-las.

Nessa revisão dos tratados clássicos de Anatomia, notamos a ausência de uma ação que, nos textos de Cinesiologia (WELLS, 1971 e KELLEY, 1971), é atribuída a alguns músculos do grupo eretor da espinha. O primeiro autor recomenda a palpação do músculo *iliocostal*, durante a realização, em pé, da anteversão pélvica. KELLEY (1971), afirma que o músculo *iliocostal* lombar, ao atuar bilateralmente, promove, além da extensão e hiperextensão do tronco, a anteversão pélvica. Como podemos observar durante a experimentação, esse movimento ocorre durante a utilização da mesa romana. Assim, passamos a analisar a questão principal do presente estudo: a comparação dos resultados obtidos na mesa romana plana e na mesa romana inclinada.

1- MESA PLANA X MESA INCLINADA

A comparação entre as médias nos dois modelos de mesa romana (Tabela 8) mostra que, tanto o músculo *dlu* como o músculo *ll*, atuam com potencial de ação semelhante, em qualquer um dos quatro movimentos realizados, observação essa confirmada pela análise estatística.

Entretanto, a realização dos movimentos em mesa romana inclinada, é referida pelos voluntários como sendo mais confortável e "fácil", comparada a realização dos mesmos movimentos (e mesma carga) em mesa romana plana. Esta informação, embora subjetiva, sugere que a flexão de 20° no quadril, provavelmente proporcione uma vantagem mecânica, qual seja, de retardar a anteversão pélvica. Esse movimento, que é uma rotação ou inclinação da pelve para à frente, se deve à hiperextensão lombossacral e a flexão do quadril (RASCH & BURKE, 1977).

Dependendo do grau de encurtamento dos músculos anteriores da coxa, especialmente dos músculos biarticulares: reto da coxa, sartório e tensor da fáscia lata, o indivíduo

será capaz de maior ou menor amplitude de flexão nos joelhos (KENDALL et alii, 1980). Em outras palavras, quando os músculos tornam-se alongados sobre duas ou mais articulações, simultaneamente, eles podem atingir o estado de insuficiência passiva, e não permitir qualquer movimento adicional pelos antagonistas, nesse caso, os flexores do joelho (LEHMKUHL & SMITH, 1987). Esse princípio biomecânico foi observado por HOUTZ et alii (1957), em seu estudo sobre o efeito da postura na força dos músculos flexores e extensores dos joelhos. Ele verificou que, quando o tronco estava livre para aumentar ou diminuir o ângulo do quadril, movimentos vigorosos de flexão ou extensão dos joelhos, sempre estavam associados com forte flexão ou extensão do quadril, respectivamente. Tão forte foi a tendência para combinar flexão biarticular que, no decúbito ventral, a flexão do quadril ocorreu apesar de todo o esforço, por parte do voluntário, para manter a coxa em contato com a mesa. Os autores acima mencionados, verificaram a forte influência que a estabilização da pelve exerce sobre a força dos músculos flexores do joelho, como veremos mais adiante.

A extensão do quadril na posição de decúbito ventral sobre a mesa plana, coloca os músculos biarticulares anteriores da coxa, antagonistas, alongados sobre o quadril e o joelho. Como um recurso, para superar essa limitação, o indivíduo promove uma anteversão pélvica que, pela flexão do quadril, afrouxa os músculos antagonistas em suas origens na pelve, liberando-os para que permitam u'a maior amplitude de flexão nos joelhos. Além disso, a própria posição de decúbito ventral sobre a mesa plana, já traciona, pela extensão do quadril, o músculo psoas, levando a uma hiperextensão ou hiperlordose lombar, que será agravada ao se tentar completar a amplitude de flexão dos joelhos.

Por outro lado, o decúbito ventral sobre a mesa inclinada, posiciona o quadril em 20° de flexão e reverte todo esse quadro. Além de promover o relaxamento do músculo psoas, levando a uma diminuição da lordose lombar, afrouxa os músculos

antagonistas permitindo-lhes maior excursão, o que adiará a anteversão pélvica.

De acordo com CAILLIET (1979), o desconforto lombar na coluna estática dá-se, sobretudo, pelo aumento do ângulo lombossacral que, por sua vez, aumenta a lordose lombar. A maioria dos casos de lombalgias posturais deve ser atribuída a uma "hiper-lordose" acentuada. Sendo assim, acreditamos que o uso da mesa romana inclinada pode ser uma medida na prevenção de problemas da coluna vertebral.

2 - M. DORSAL LONGO DO TÓRAX X M. ILIOCOSTAL LOMBAR

Como vimos anteriormente, de acordo com WELLS (1971) e KELLEY (1971), o músculo iliocostal lombar promove a anteversão pélvica e, a ocorrência mais acentuada e precoce desse movimento durante a utilização da mesa plana, também já foi justificada.

Com base nesses dados, seria de se esperar um maior potencial de ação no músculo *ll*, durante a utilização da mesa romana plana.

Com efeito, a comparação das médias referentes ao músculo *ll* com as médias referentes ao músculo *dll*, através da análise estatística, revelou que o primeiro desenvolveu um potencial significativamente maior do que o segundo porém, em apenas um dos quatro movimentos realizados: durante a flexão livre dos joelhos (Tabela 7 - "efeito de músculo").

O fato da diferença de potencial ter ocorrido apenas durante a flexão livre dos joelhos, contrariou em parte nossas expectativas, uma vez que as considerações cinesiológicas nos levaram a esperar esse resultado também durante a flexão dos joelhos contra-resistência.

A análise estatística permitiu ainda verificar que essa diferença de potencial entre os músculos, ocorreu durante a utilização da mesa romana plana, compreensível pelos motivos

já expostos.

Quanto a maior atividade elétrica do músculo *ili* durante a flexão livre do joelho, embora seja resultado de uma análise de variância, o fato da diferença entre médias ser pequena e ter ocorrido em apenas um dos quatro movimentos estudados, faz com que esta diferença não seja eletromiograficamente significativa, o que vale dizer, sem importância clínica. Embora inconclusivo, este resultado fornece uma pista para posterior investigação.

3 - FAIXAS DE ÂNGULO

HOUTZ et alii (1957), WILLIAMS & STUTZMAN (1959), SMIDT (1973) e LEHMKUHL & SMITH (1987), basearam seus estudos no preceito de que o ângulo da articulação tem um efeito definido sobre a potência do movimento. Assim, a divisão do arco de movimento da flexão e extensão dos joelhos em faixas de ângulo, em nosso estudo, teve como objetivo a comparação do potencial de ação, registrado em cada faixa, nos músculos *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar*.

Embora a análise de variância tenha detectado diferenças significativas entre as faixas, em todos os movimentos realizados, essas diferenças ocorreram em menos de 30% do total de voluntários examinados. Apesar disso, será útil fazermos uma ligeira explanação dos princípios de biomecânica envolvidos nesta questão.

Vários pesquisadores utilizaram modelos mecânicos para melhor elucidar a ação dos músculos que mobilizam o joelho. Uma vez que nosso estudo procura quantificar a tensão muscular, gerada nos músculos *ili* e *ili*, conseqüente à utilização da mesa romana, traçamos um paralelo entre os princípios biomecânicos pelos quais o joelho se movimenta e o potencial de ação registrado nos músculos eretores da espinha.

Analisar a variação no torque dos músculos flexores do joelho por um lado, e por outro, no torque das forças de resistência é uma das maneiras de quantificar a força muscular e, numa relação direta, sua atividade elétrica.

Entretanto, segundo LUNNEN et alii (1981), a magnitude de torque produzido por um músculo depende do número de unidades motoras ativadas, do comprimento muscular e do braço de força do músculo. A complexidade na interação destes fatores durante o movimento, envolve uma discussão que se afastaria dos objetivos propostos neste estudo.

Do outro lado da alavanca, também o torque das forças de resistência muda conforme o ângulo articular altera-se (RASCH & BURKE, 1977 e LEHMKUHL & SMITH, 1987). Essa variação no torque dentro do arco do movimento deve-se, tanto a alteração na magnitude das componentes de rotação das forças de resistência, quanto a alteração na distância de seus braços de resistência.

Mais especificamente, com a progressão do movimento de flexão dos joelhos contra-resistência, apenas a resistência oferecida pelo peso da placa (de ≈ 5 kg) permanece constante, mas representa apenas 45% da resistência total. As outras duas forças de resistência, que representam 55% da resistência total, têm a magnitude da componente de rotação diminuindo até zerar aos 90° de flexão. Em outras palavras, podemos afirmar que durante a flexão do joelho, pela diminuição na magnitude da componente de rotação das forças de resistência, oferecidas pelo peso do segmento perna-pé e peso das almofadas, seus torques diminuem dentro do arco de movimento, ou seja, diminui a tendência em girar a perna para baixo. Consequentemente, os músculos flexores do joelho contrapõem-se a uma carga cada vez mais leve.

Ainda no que se refere às forças de resistência, exceto aquela oferecida pelo peso da placa, seus torques diminuem durante a flexão dos joelhos também devido a

diminuição na distância do braço de resistência. Consequentemente, a força muscular requerida para vencer a maior parcela da resistência poderá diminuir, levando a uma diminuição na amplitude do sinal eletromiográfico.

No entanto, de acordo com SANT'ANNA (1989), o potencial registrado nos músculos flexores do joelho, na faixa de 30° a 60° da flexão dos joelhos contra-resistência, foi significativamente maior do que o registrado na faixa de 0° a 30°. Como um reflexo, também nos músculos *ili* e *il* do presente estudo, registrou-se o maior potencial na faixa de 30° a 60°. Isso ocorreu talvez porque a pelve permaneceu livre para promover a anteversão. Essa justificativa, encontra fundamento no estudo de HOUTZ et alii (1957) quanto ao efeito da postura sobre a força dos músculos flexores e extensores do joelho. Os referidos autores verificaram que, proporcionando uma estabilização à pelve que evitasse a forte tendência de flexão do quadril (anteversão já mencionada) durante a flexão do joelho, diminuía a magnitude da força dos músculos flexores. Além disso, mostraram que a imobilização da pelve alterou o formato da curva de força, tornando-a continuamente decrescente.

Para finalizar, considera-se um aspecto geral do presente estudo. Durante os movimentos de flexão e extensão dos joelhos, realizados de forma livre, registraram-se médias de potenciais de ação relativamente baixas (Tabela 5), quando comparadas as médias de potenciais registradas durante os mesmos movimentos contra-resistência (Tabela 6). Isso mostra que a musculatura paravertebral responde, com maior potencial de ação a uma sobrecarga (≈ 8 kg) imposta ao grupo flexor dos joelhos, o que vem confirmar o papel de estabilização dos músculos *ili* e *il*, durante a flexão e extensão dos joelhos em mesa romana.

CONCLUSÕES

CONCLUSÕES

A análise eletromiográfica dos músculos *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar*, durante os movimentos de flexão e extensão livre e contra-resistência dos joelhos, em Mesa Romana Plana e Inclínada, segundo a metodologia aplicada nesse estudo, permite concluir:

1) que os músculos *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar* atuam nos movimentos de flexão e extensão dos joelhos e têm o mesmo potencial de ação, quer em mesa romana plana ou inclinada;

2) na comparação do comportamento eletromiográfico entre os dois músculos, *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar*, somente na flexão livre dos joelhos, o músculo *iliocostal lombar* desenvolveu potenciais de ação significativamente mais elevados do que o músculo *dorsal longo do tórax*;

3) na comparação do comportamento eletromiográfico dos músculos, *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar*, nas diferentes faixas de ângulo da amplitude de flexão e extensão dos joelhos, houve diferença discreta de potencial de ação, sensível ao teste estatístico, mas que não se observa durante a experimentação;

4) nos movimentos de flexão e extensão contra-resistência dos joelhos, os músculos *dorsal longo do tórax* e *iliocostal lombar* registraram maior potencial de ação do que nos movimentos de flexão e extensão livre dos joelhos.

SINOPSE

SINOPSE

O objetivo deste trabalho foi analisar o comportamento dos músculos *dorsal longo do tórax* (*dlt*) e *iliocostal lombar* (*il*) - componentes do músculo *erector da espinha* - nos seguintes aspectos: 1) o potencial de ação desses músculos durante a utilização das mesas romanas plana e inclinada; 2) comparar o potencial de ação do músculo *dorsal longo do tórax* com o potencial do músculo *iliocostal lombar*; 3) verificar se o potencial de ação desses músculos permanece constante durante o arco de movimento - flexão e extensão dos joelhos - dividido em faixas de ângulo e 4) verificar se o movimento realizado de forma livre produz, nesses músculos, o mesmo potencial de ação que o movimento realizado contra-resistência. Foram estudados eletromiograficamente 23 voluntários jovens, do sexo feminino. Cada músculo recebeu um eletrodo de agulha (Mise) e um eletrodo de superfície. Os resultados indicaram que o modelo de mesa não determinou diferença de potencial de ação sobre os músculos *dlt* e *il* e que, na comparação das médias de potencial de ação entre esses músculos, o músculo *il* desenvolveu potencial de ação ligeiramente maior que o músculo *dlt*, no movimento de flexão livre dos joelhos, durante a utilização da mesa plana. Em mais de 70% dos casos, não houve diferença de potencial de ação registrada nos músculos *dlt* e *il*, entre as faixas de ângulo da amplitude de flexão e extensão dos joelhos. Durante os movimentos de flexão e extensão dos joelhos contra-resistência, registraram-se nos músculos *dlt* e *il*, médias de potenciais de ação relativamente mais altas do que as médias registradas durante os mesmos movimentos, realizados de forma livre. Isso mostra que a musculatura paravertebral responde, com maior potencial de ação à sobrecarga ($\approx 8\text{kg}$) imposta ao grupo flexor dos joelhos, o que vem confirmar o papel de estabilização dos músculos *dlt* e *il*, durante a flexão e extensão dos joelhos em mesa romana.

SUMMARY

SUMMARY

The purpose of this paper was to analyse the behavior of the *M.longissimus dorsi* (*dlt*) and the *Miliocostalis lumborum* (*il*) - components of the *M.erector spinae* - in the following aspects: 1) the action potentials of these muscles during the use of a plain and tilt Roman table; 2) to compare the action potential of both muscles; 3) to verify if the action potential of these two muscles remain constant during the arc of movement - knee flexion and extension - divided in angle bands and 4) to compare the action potentials of the muscles in movements performed in a free way and against resistance. Twenty-three young volunteers were studied electromiographically and each muscle received a needle electrode (Mise) and a surface electrode. The results showed that the table model did not determine any difference in the action potential of the muscles and that, in average, the *il* developed an action potential slightly higher than the *dlt* during the free flexion of knees at the plain table. In more than 70% of the cases, there was no difference between the action potentials of the muscles along the several angle bands of the knees flexion and extension. During the knees flexion and extension against resistance it was recorded, relatively higher action potentials than the ones during the same movements realized in a free way. This shows that the paravertebral musculature responds better to an overload ($\approx 8\text{kg}$) imposed to the knees flexor group, what confirms the estabilization role of the *dlt* and *il* muscles during the knees flexion and extension on Roman Table.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- ALLEN, C.E.L. Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy. Br. J. phys. Med. ind. Hyg., 11:66-73, 1948. Apud BASMAJIAN, J.V., 1978.
- ANDERSSON, B. J.; ORTENGREN, R.; NACHEMSON, A.L.; ELFSTRÖM, G.; BROMAN, H. The sitting posture: an electromyographic and discometric study. Orthop. Clin. N. Am., 6: 105-20, 1975.
- ASMUSSEN, E. The weight-carrying function of the human spine. Acta orthop. scand., 29: 276-90, 1960.
- BANKOF, M.A. 1987. [Comunicação Pessoal].
- BASMAJIAN, J.V. Muscle alive: their function revealed by electromyography. 4.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1978. p. 175-9; 281-9.
- BLACKBURN, S.E. & PORTNEY, L.G. Electromyographic activity of back musculature during Williams' flexion exercises. Phys. Ther., 61:878-85, 1980.
- CAILLIET, R. Lombalgias. São Paulo, Manole, 1976. p. 53.
- CARLSÖO, S. The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. Ergonomics, 4: 193-210, 1961.
- _____. Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weight distribution in the feet. Acta orthop. scand., 34: 299-309, 1964.

*De acordo com NB/66, da Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1978.

- CHAPMAN, A.E. & TROUP, J.D.G. The effect of increased maximal strength on the integrated electrical activity of the lumbar erectores spinae. Electromyography, 9: 263-80, 1969.
- _____ & _____. Prolonged activity of lumbar erectores spinae: an electromyographic and dynamometric study of the effect of training. Ann. phys. Med., 10: 262-9, 1970.
- CHIARUGI, G. Instituzioni di anatomia dell'uomo. 4.ed. Milano, Società Editrice Libreria, 1936, vol.2, Tomo 1, p.52-6.
- CUNNINGHAM, D.J. Cunningham's text-book of anatomy. 9.ed. Londres, Oxford Univ., 1951.
- DE VRIES, H.A. Muscle tonus in postural muscles. Am. J. phys. Med., 44: 278-81, 1965.
- ESSON, R. Electromyographic study of local and generalized muscle impairment. J. Appl. Physiol., 156: 479-82, 1979. Apud SODERBERG & COOK, 1984.
- FARFAN, H.F. Muscular mechanism of the lumbar spinae and the position of power and efficiency. Orthop. Clin. N. Am., 6:135-44, 1975.
- FLOYD, W.F. & SILVER, P.H.S. Function of erectores spinae in flexion of the trunk. Lancet, 20: 133-4, 1951.
- _____ & _____. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. J. Physiol., 129:184-203, 1955.
- GARDNER, E.; GRAY, D.J.; O'RAHILLY, R. Anatomy: a regional study of human structure. 2.ed. 670-1, Philadelphia, W.B. Saunders, 1963.
- GRAY, H. Anatomia; ed. por Charles Mayo Goss. 29.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1977. p.332-4.
- HOLLINSHEAD, W.H. Livro-texto de anatomia humana. São Paulo, Harper & Row do Brasil, 1980. p.33-41.
- HOUTZ, S.J.; LEBOW, M.J.; BEYER, F.R. Effect of posture on strength of the knee flexor and extensor muscles. J. appl. Physiol., 11:475-80, 1957.

- JACOB, S.W.; FRANCONI, C.A.; LOSSOW, W.J. Anatomia e fisiologia humana. 5.ed. Rio de Janeiro, Interamericana. 1984, p. 151, 167.
- JONSSON, B. The functions of individual muscles in the lumbar part of the spinae muscle. Electromyography, 10: 5-21, 1970.
- _____. Function of the erector spinae muscle on different working levels. Acta morph. neerl.-scand., 12: 211-4, 1974.
- JOSEPH, J. & McCOLL, I. Electromyography of muscles of posture: posterior vertebral muscles in males. J. Physiol., 157: 33-7, 1961.
- KELLEY, D.L. Kinesiology: fundamentals of motion description. New Jersey, Prentice-Hall, 1971, p. 267.
- KENDALL, H.O.; KENDALL, F.P.; WADSWORTH, G.E. Músculos: provas e funções. 2.ed. São Paulo, Manole, 1980. p.176-8.
- KLAUSEN, K. The form and function of the loaded human spine. Acta physiol. scand., 85: 176-90, 1965.
- KRAVITZ, E.; MOORE, M.E.; GLAROS, A. Paralumbar muscle activity in chronic low back pain. Archs. phys. Med. Rehabil., 62: 172-6, 1981.
- LEHMKUHL, L.D. & SMITH, L.K. Cinesiologia clínica de Brunns-tron. 4.ed. São Paulo, Manole, 1987. p.129-44.
- LIPPOLD, O.C.J.; REDFEARN, W.T.; VUCO, J. The electromyograph of fatigue. Ergonomics, 3: 121-31, 1960. Apud SODERBERG & COOK, 1984.
- LUNNEN, J.D.; YACK, J.; LE VEAU, B.F. Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. Phys. Ther., 61: 190-5, 1981.
- MORRIS, H.N. Human Anatomy. 11.ed. New York, McGraw Hill, 1953. p. 502-4.
- MORRIS, J. M.; BENNER, G.; LUCAS, D. B. An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. J. Anat., 96: 509-20, 1962.
- _____; LUCAS, D.B.; BRESLER, B. Role of the trunk in stability of the spine. J. Bone Jt Surg., 43: 327-51, 1961.

- NACHEMSON, A. Electromyographic studies on the vertebral portion of the psoas muscle. Acta orthop. scand., 37: 177-90, 1966.
- O'RAHILLY, R. Anatomia humana básica: um estudo regional da estrutura humana. Rio de Janeiro, Interamericana, 1988. p. 287
- ORTENGREN, R. & ANDERSSON, G.B.J. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the functional anatomy of the lumbar spine. Spine, 2: 44-52, 1977.
- ORTIS LLORCA, F.O. Anatomia humana. 2.ed. Barcelona, Científico Médica, 1959. Tomo I.
- PAULY, J.E. An electromyographic analysis of certain movements and exercises: I- some deep muscles of the back. Acta Rec., 155: 223-34, 1966.
- _____ & STEELE, R.W. Electromyographic analysis of back exercises for paraplegic patients. Archs phys. Med., 47: 730-6, 1966.
- PORTNOY, H. & MORIN, F. Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. Am. J. Physiol., 186: 122-6, 1956.
- RASCH, P.J. & BURKE, R.K. Cinesiologia e anatomia aplicada: a ciência do movimento humano. 5.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1977. p.161-2, 310, 320-23, 346.
- ROUVIERE, H. Anatomia humana: descritiva, topografica y funcional. 8.ed. Madrid, Casa Editorial Bailly-Bailliere, 1971. Tomo II. p. 54.
- SANT'ANNA, M.F. Estudo eletromiográfico dos músculos bíceps da perna (cabeça longa), semitendíneo e semimembranoso nos movimentos de flexão e extensão da perna em mesa flexora. Piracicaba, 1989. 87p. [Tese(Mestrado)-F.O.P.-UNICAMP].
- SCHULTZ, A.; ANDERSSON, G.B.J.; ORTENGREN, R.; BJÖRK, R.; NORDIN, M. Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. Spine, 7:390-7, 1982.

- SMIDT, G.L. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J.Biomech., 6: 79-92, 1973.
- SNEDECOR, G.W. & COCHRAN, W.G. Statistical methods. 7.ed. Ames, The Iowa State Univ., 1980. 505p.
- SNELL, R.S. Anatomia. 2.ed. Rio de Janeiro, MEDSI, 1984. p. 730-1.
- SODERBERG, G.L. & COOK, T.M. Electromyography in biomechanics. Phys. Ther., 64: 1813-20, 1984.
- SPALTEHOLZ, W. & TORTELA, G.P. Atlas de anatomia humana. 8.ed. Barcelona, Labor, 1978. Tomo II. p.378-81.
- TESTUT, L. & LATARGET, A. Tratado de anatomia humana. 9.ed. Barcelona, Salvat, 1959. Tomo I.
- THOMAS, G. The function of the extensor muscles of the back. Germ.med. Mth., 14: 584-8, 1969.
- WARWICK, R. & WILLIAMS, P.L., ed. Gray anatomy. 35.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1979. Tomo I. p.487-8.
- WATERS, R.L. & MORRIS, J.M. Electrical activity of muscles of the trunk during walking. J. Anat., 111:191-9, 1972.
- WELLS, K.F. Kinesiology: the scientific basis of human motion. 5.ed. Philadelphia, W.B.Saunders, 1971. p.334-5.
- WILLIAMS, M. & STUTZMAN, L. Strength variation through the range of joint motion. Phys. Ther. Rev., 39: 145-52, 1959.
- WOODBURNE, R.T. Anatomia humana. 6.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1984. p.224.