

RENATA BASANELLI
FISIOTERAPEUTA

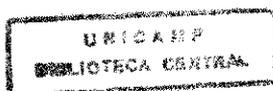
*Este trabalho foi devidamente corrigido
conforme resolu. CC06/036/83*

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS DA PELVE NA
MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO ORTOSTÁTICO.**


Profa. Dra. Heloisa A. de Lima Castro
Departamento de Morfologia
Matr. 21.317
FOP/UNICAMP

**Tese apresentada ao Curso de
Pós-Graduação em Odontologia,
Área de Biologia e Patologia Buco-
Dental da Faculdade de
Odontologia de Piracicaba -
UNICAMP, para obtenção do
grau de mestre em Ciências.**

PIRACICABA
FOP - UNICAMP
1997



**RENATA BASANELLI
FISIOTERAPEUTA**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS DA PELVE NA
MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO ORTOSTÁTICO.**

**Tese apresentada ao Curso de
Pós-Graduação em Odontologia,
Área de Biologia e Patologia Bucodental da Faculdade de
Odontologia de Piracicaba -
UNICAMP, para obtenção do
grau de mestre em Ciências.**

**Orientadora: Dra. Heloísa A. de Lima Castro
Co-orientador: Dr. Fausto Bérzin**

**PIRACICABA
FOP - UNICAMP
1997**

UNIDADE **BC**
 N.º CHAMADA **UNICAMP**
 V. **2092**
 TÍTULO **30542**
 PROG. **283192**
 G D K
 PREÇO **R\$ 11,00**
 DATA **24/05/92**
 N.º CPD
CM-00098090-9

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

B29e Basanelli, Renata.
 Estudo eletromiográfico de músculos da pelve na manutenção do equilíbrio ortostático / Renata Basanelli. - Piracicaba : [s.n.], 1997.
 76f. : il.
 Orientador : Heloísa Amélia de Lima Castro.
 Tese (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
 1. Eletromiografia. 2. Posição ereta. 3. Músculos - Pelve.
 I. Castro, Heloísa Amélia de Lima.. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
 19.CDD - 612.014 27
 - 613.78
 - 611.736

Índices para o Catálogo Sistemático

- | | |
|---------------------|------------|
| 1. Eletromiografia | 612.014 27 |
| 2. Posição ereta | 613.78 |
| 3. Músculos - Pelve | 611.736 |



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 25/02/97, considerou o candidato aprovado.

1. Heloísa Amélia de Lima Castro

2. Zenon Silva

3. Vanessa Monteiro Pedro

DEDICO

*À minha família e a meus pais
Geraldo e Rosaly, pelo amor e
dedicação.*

*Ao meu namorado Oswaldo
por tanto amor e solidariedade.*

*Aos meus irmãos
Junior e Marcelo pelo companheirismo
e amizade e a minha avó Rosina.*

Ao Dr. Fausto Bérzin, professor Titular da Disciplina de Anatomia do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba pela dedicação dispensada a realização deste.

***A Dra. Heloisa A. de Lima Castro professora Assistente Doutora da
Disciplina de Anatomia do Departamento de Morfologia da Faculdade de
Odontologia de Piracicaba pela oportunidade de iniciar o curso de
Mestrado e pela orientação.***

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Dr. Zenon Silva, professor Titular da Universidade Federal de Uberlândia por toda dedicação dispensada a realização deste, pelo aprendizado técnico, pessoal e principalmente pelo carinho e a amizade que surgiram da convivência.

Agradecimentos

Aos profs. Drs. Sérgio Roberto P. Line e José Francisco Hofling, ex-coordenadores e prof. Dr. Carlos A. Fortinguerra coordenador do Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental da FOP-UNICAMP.

Aos companheiros Edvaldo Antonio R. Rosa pela execução das fotos e Anderson Laerte Teixeira pela ajuda na demonstração diagramática dos resultados.

Aos amigos e companheiros do Curso de Biologia e Patologia Buco-Dental: Roselaine, Daniela, Gilmar, Mário, Simone, Rita, Rosely, Miralva, Claudia, Maria Angela, Cristiane, Andréa, Débora e Rubinho.

Ao Márcio R. Taglietta, pela paciência e valiosa contribuição na realização deste.

A bibliotecária Luzia Fátima Silva pela orientação nas referências bibliográficas.

Aos voluntários participantes deste estudo pela grande contribuição, em especial ao Ricardo.

Aos Profs. Dr. Lorenço Correr Sobrinho e Rosana pela amizade e presença constantes.

Ao Professor da Universidade Metodista de Piracicaba Carlos Fornazari pela brilhante sugestão da realização deste.

Aos docentes do curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental, pelos ensinamentos técnicos e pessoais.

Aos amigos Dra. Laurissa Cortelazzi e Geraldo J. Giusti pelo grande incentivo recebido.

A Dra. Vanessa Monteiro Pedro professora Adjunto do Curso de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos pela indispensável colaboração recebida.

Ao CNPq, pelo apoio financeiro durante a realização desta pesquisa.

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

Meus sinceros agradecimentos.

*“Ainda que eu falasse a lingua dos homens
E falasse a lingua dos anjos
Sem amor
Eu nada seria.”*

Renato Russo

SUMÁRIO

	folha
RESUMO	xi
INTRODUÇÃO	01
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	05
MATERIAL E MÉTODOS	21
RESULTADOS	39
ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS	51
DISCUSSÃO	55
CONCLUSÕES.....	70
SUMMARY	71
BIBLIOGRAFIA.....	73

RESUMO

Este trabalho visa registrar a atividade eletromiográfica dos músculos iliocostal lombar (ICL), glúteo máximo (GM), reto do abdome (RA) e reto da coxa (RC) na postura ereta relaxada normal e com as alterações provocadas por elevações nos calcanhares, como ocorre com uso de sapatos de salto, de 2,0, 4,0, 6,0 e 11,0 cm. Para registro dos exames utilizou-se um eletromiógrafo VIKING II de 8 canais, com eletrodos de superfície tipo Beckman, em 10 voluntários do sexo masculino, na faixa etária entre 16 e 25 anos, sem nenhuma alteração postural considerada patológica. Esta condição foi respeitada com a obtenção da história clínica e exame físico dos voluntários com uso de um espondilômetro. Os resultados, submetidos a análise gráfica descritiva a partir da média dos valores de RMS e análise estatística não paramétrica, mostram que: o m. ICL apresenta-se mais ativo nas posições em que os voluntários estão em pé relaxados sem elevação nos calcanhares e com elevação nos mesmos de 2 cm e menos ativo com os indivíduos utilizando 6 cm de altura de plataforma. O m. GM produziu atividade elétrica relativamente constante em todas as posições, sendo a maior na posição de 11,0 cm de plataforma e a menor com 4,0 cm. Com relação ao m. RC, nas plataformas 11,0 e 6,0 cm apresentou maior atividade

elétrica e a menor na plataforma 4,0 cm. O m. RA produziu atividade eletromiográfica média e crescente à medida em que a plataforma era aumentada de 0,0 para 2,0, depois 4,0, 6,0 e finalmente 11,0 cm de altura. Com esses resultados analisados pudemos concluir que, dos músculos estudados o mais ativo é o ICL e o menos solicitado é o GM, na postura ereta relaxada, sendo comprovada a importância de todos os músculos estudados nesta posição. A condição que exige menor consumo energético é com uso da plataforma (salto) de 4,0 cm, não sendo portanto a ausência de elevação (salto zero) a melhor para o descanso na postura ortostática relaxada.

Palavras-chave: 1-Eletromiografia. 2- Posição ereta. 3- Músculos - Pelve (iliocostal lombar, glúteo máximo, reto da coxa e reto do abdome).

INTRODUÇÃO

O interesse pelos mecanismos de manutenção da postura ereta e equilibrada no Homem existe há muito tempo. Segundo YENN & NORDSTRON, citados por FARIA (1995), a postura não é mantida por uma baixa atividade muscular mas sim por forças antigravitacionais e pela própria viscoelasticidade do tecido.

De acordo com as experiências de SHERRINGTON, mencionado por FARIA (1995), o conceito de tônus muscular estabelece que os músculos, mesmo no estado de repouso, apresentam um pequeno número de unidades motoras ativas, caracterizando assim, uma baixa atividade muscular. Alguns estudos eletromiográficos confirmam essa idéia, porém, outros negam.

No Homem, ao adquirir a postura ereta, durante o processo evolutivo, a musculatura esquelética posterior do corpo passou a ser mais requisitada devido a extensão do tronco e retificação dos membros inferiores. Em decorrência disto, o equilíbrio pélvico passou a ser fundamental, já que os músculos da região anterior da coxa e da parede do abdome tornaram-se mais estirados e os músculos da região posterior permanecem, pelo menos em tese, encurtados.

O posicionamento pélvico adequado é fator primordial, sem o qual, é impossível ao Homem permanecer em pé. Este é proporcionado, entre outras coisas, pela atividade de muitos músculos, tais como: iliocostal lombar, glúteo máximo, reto do abdome e reto da coxa, HUNGRIA (1986).

Segundo a literatura clássica de Anatomia Humana o músculo iliocostal lombar pertence ao grupo dos músculos eretores da espinha, situa-se posterosuperiormente à pelve e tem a função principal de estender o tronco e inclinar a pelve anteriormente, ou seja, produzir uma anteversão na mesma, assim, é possível que na postura ereta relaxada exista atividade elétrica nos músculos posturais e quando o peso do corpo é direcionado para regiões diferentes do pé ou a posição do pé seja alterada como, por exemplo, levantar o calcanhar, ocorra alteração da atividade elétrica muscular.

O músculo glúteo máximo, situa-se posteriormente à pelve, tem a função principal de estender a coxa e inclinar a pelve posteriormente, ou seja, provoca a retroversão pélvica. Segundo CARLSOO (1961), na postura ereta relaxada, o músculo glúteo máximo apresenta-se inativo. Entretanto, pode eventualmente apresentar-se ativo com elevação de 1 a 2 centímetros do calcanhar.

Com relação ao músculo reto do abdome, localiza-se anterosuperiormente à pelve e sua função, assim como o músculo glúteo máximo, é fazer o deslocamento posterior ou retroversão pélvica e pode apresentar pequena atividade tônica ou elétrica na posição ereta relaxada. Alguns autores preferem negar a existência de atividade elétrica neste músculo, na posição em pé relaxada.

Finalmente, o músculo reto da coxa (porção do m. quadríceps da coxa), situa-se anteroinferiormente à pelve e sua função é tracionar girando-a anteriormente, atuando portanto, como um sinergista do m. iliocostal lombar, sendo que na posição de repouso, provavelmente não ocorre atividade elétrica neste músculo, mas com variações de posição e ou carga sim.

Além desses, o apoio plantar total ou parcial no solo, com elevação nos calcanhares e qualquer modificação de posição do corpo sobre os pés, também são fatores determinantes no nível de atividade muscular e portanto no posicionamento da pelve na postura ereta do Homem.

Desta forma, o objetivo deste trabalho é estudar eletromiograficamente o comportamento dos músculos iliocostal lombar, glúteo máximo, reto do abdome e reto da coxa na manutenção do

equilíbrio pélvico na postura ortostática sem elevação nos calcanhares e com elevações nos mesmos de 2, 4, 6 e 11 centímetros.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

FLOYD e SILVER (1955), utilizando eletrodos de superfície ou eletrodos concêntricos de agulha estudaram os músculos eretores da espinha, inclusive o iliocostal lombar na postura em pé relaxada e encontraram um baixo nível de descarga elétrica no iliocostal lombar. KELTON e WRITE, citados por FLOYD e SILVER (1955) observaram silêncio elétrico neste músculo, nas mesmas condições, por longo espaço de tempo.

PORTNOY e MORIN (1956) estudando alguns músculos posturais como os eretores da espinha e quadríceps da coxa, concluíram que os primeiros passam a estar ativos quando ocorrem pequenos desvios da massa corporal em relação ao centro de gravidade, enquanto que, sobre o quadríceps da coxa os referidos autores não registraram nenhuma atividade elétrica na posição em pé relaxada.

Utilizando eletrodos de superfície fixados equidistantes 3 cm sobre o m. reto do abdome, PARTRIDGE e WALTERS (1959) descobriram que o músculo reto do abdome exibe uma pequena atividade elétrica com o indivíduo na posição ereta e em repouso. Além disso, após afirmarem que a investigação eletromiográfica serve para complementar outros métodos de estudos da função muscular, para obter e preservar

informações, para clarear, fortalecer e ampliar o conhecimento cinesiológico, deixaram claro que outros autores compartilham suas idéias sobre a atividade do m. reto do abdome nesta posição do corpo. Finalizaram, relatando que a interpretação acurada do estudo eletromiográfico requer cuidados e atenção com relação ao tipo e local de colocação dos eletrodos, assim como a postura e atitude do voluntário e ao tipo de movimento realizado.

ASMUSSEN (1960) verificou através de exames eletromiográficos, com uso de eletrodos de superfície em 20 voluntários, que apenas um dos músculos antagonistas do tronco, eretores da espinha ou abdominais, estavam ativos na posição ereta. Na maioria dos indivíduos os mm. posteriores estavam ativos e os abdominais permaneceram em silêncio, somente em 3 deles os mm. abdominais apresentaram atividade elétrica, portanto, nunca estando ativos simultaneamente na ação contra a gravidade.

CARLSOO (1961), descreveu que a força da gravidade representa um problema para a manutenção da postura. Na posição ortostática a linha da gravidade passa pela primeira vértebra sacral, ou seja, passa exatamente pela linha média do eixo transversal da coluna vertebral, do quadril e poucos centímetros à frente dos eixos transversos do joelho e tornozelo.

A importância do referido estudo está no fato de que, a interação da mecânica articular com a linha da gravidade na manutenção do equilíbrio do corpo humano, é fundamental. Portanto, o entendimento de como várias articulações são afetadas pelas respectivas partes do corpo pode ser conseguido através do conhecimento da atividade dos músculos que agem sobre a articulação.

Para isto CARLSOO (1961) estudou alguns músculos posturais como os sacroespinhais, glúteos máximos, quadríceps da coxa e reto do abdome com utilização de eletrodos coaxiais de superfície. Os músculos acima citados foram estudados primeiramente com os indivíduos na posição em pé relaxada com os braços estendidos lateralmente ao corpo não sendo encontrado potencial de ação significativo nos glúteos máximos.

O Autor considerou também a distribuição do peso corporal nos pés como um fator determinante para ativar a musculatura da região proximal da coxa e quadris. Devido a isto, passou a solicitar que os indivíduos elevassem o calcanhar do solo de 1 a 2 cm, e pôde verificar aumento significativo da atividade dos músculos sacroespinhais em todos os indivíduos e dos músculos reto do abdome, quadríceps e glúteos máximos em alguns indivíduos. Isto explica porque a mudança de postura resulta em ampla variação da atividade muscular.

JOSEPH e Mc COLL (1961) descreveram que a manutenção da postura ereta dá-se pela atividade muscular da panturrilha e pelos ligamentos do joelho e da pelve. Consideraram que a linha de gravidade é perpendicular as partes do corpo e que levando-se em conta a estrutura dessas juntas pode-se explicar a manutenção da postura.

MORRIS, BENNER e LUCAS (1962), em dissecações realizadas observaram que o músculo íliocostal lombar pode ser analisado separadamente dos eretores da espinha, podendo-se colocar eletrodos somente nele. Posteriormente, estudaram eletromiograficamente cinco indivíduos na posição ereta, e em todos eles o músculo íliocostal lombar foi eletricamente ativo, com atividade leve para moderada.

SHEFFIELD (1962) examinou vários músculos entre os quais o reto do abdome, colocando eletrodos de superfície a direita da linha média e verificou que, na posição ortostática, a atividade elétrica dos músculos da parede do abdome é baixa e atribuiu esse fato à ausência da força da gravidade e portanto a falta de resistência à ação muscular.

Ao final, estabeleceu a hipótese de se relacionar a dor com a fraqueza dos mm. abdominais para aqueles indivíduos que não os exercitam, já que movimentos da vida diária não produzem atividade elétrica suficiente para manter ou fortalecer essa musculatura.

CARLSOO (1964) verificou a atividade dos grandes grupos musculares responsáveis pela manutenção da postura ereta sem carga. O trabalho foi realizado na tentativa de comparar entre outras coisas a distribuição do peso nas regiões anterior e posterior do pé, sendo para isso estudados eletromiograficamente alguns músculos dentre os quais os sacroespinhais, reto do abdome e quadríceps da coxa de quinze estudantes. Foram colocados medidores de pressão na região plantar, os indivíduos ficaram despidos e foi solicitado relaxamento na postura em pé durante 5 segundos, período determinado como de adaptação e acomodação, a partir de então, registrado o sinal.

Constatou que treze dos quinze indivíduos depositaram, normalmente, mais peso na região anterior do pé (antepé) do que na região posterior (calcanhar). Com relação a atividade muscular, houve registro elétrico proveniente dos sacroespinhais e nenhum registro significativo do reto do abdome e quadríceps da coxa.

KLAUSEN (1965) investigou a reação da coluna e seus músculos contra a ação da gravidade, sendo que, primeiramente foram medidas as curvaturas da coluna vertebral com inclinômetro.

A atividade dos músculos do tronco e alguns músculos da perna foram examinados eletromiograficamente em trinta e um estudantes. Os resultados obtidos mostraram que os pequenos músculos profundos da

coluna vertebral devem ter uma importante participação na estabilização das articulações individualmente e que os músculos abdominais são responsáveis pela estabilização da coluna vertebral como um todo.

Na posição em pé houve pequena atividade dos músculos eretores da espinha (porção lombar), em vinte e sete indivíduos e nenhuma atividade do reto do abdome em vinte e nove indivíduos.

Segundo De VRIES (1965), a literatura está repleta de achados sobre silêncio elétrico em músculos, contudo, os critérios para se detectar ou interpretar uma situação como silêncio elétrico tem sido inacreditavelmente diversos. Obviamente a definição de silêncio elétrico é de grande importância para o estudo da atividade muscular porque demonstra a abstenção de um fenômeno fisiológico que requisita o uso de equipamentos de alta precisão e com capacidade de oferecer magnitude e frequência do fenômeno elétrico muscular. Além disso, uma lista de fatores deverá ser considerada como podendo interferir na veracidade dos resultados auferidos. Assim deverão ser levados em conta: a duração do período de observação; nível de sensibilidade do equipamento empregado; frequência de resposta do equipamento; o nível de ruído produzido pelo sinal; precisão e erro de mensuração; uso de média como padrão; correção da resistência em eletrodos de superfície se os resultados medidos se aproximarem de 1 a 10 μV e o método de calibração do aparelho.

Levando-se em consideração os fatores acima citados, da melhor forma possível, De VRIES (1965) descreveu um alto grau de linearidade na relação força de contração e potencial de ação muscular e afirmou que mesmo um pequeno potencial obtido de um músculo em repouso ou ativo com eletrodo de superfície, é certamente um potencial de ação atenuado.

Em experimentos com cinco músculos posturais, em grupos de indivíduos com idade colegial, o conceito de silêncio elétrico em repouso ou em relaxamento total foi confirmado. Altos e significantes níveis de atividade foram encontrados no músculo eretor da espinha com os indivíduos em pé relaxados. No músculo quadríceps femoral, a maioria dos indivíduos mostrou aumento da atividade nesta posição, entretanto a diferença não demonstrou significância estatística.

Portanto, de acordo com seus achados o Autor descreveu que algumas falhas determinantes na verificação da atividade elétrica dos músculos posturais, principalmente naqueles onde não foi detectada atividade elétrica; 1- sensibilidade insuficiente do equipamento, 2- técnica inadequada, 3- falha na transformação da atividade mecânica para atividade elétrica.

FISHER e HOUTZ (1968) avaliaram a função do glúteo máximo e observaram que em atividades de extensão da coxa que exigem força, o mesmo mostrou atividade.

THOMAS (1969), descreveu que a atividade dos músculos sacroespinhais pode ser medida eletromiograficamente utilizando eletrodos de superfície, já que são superficiais. Os músculos extensores curtos do tronco são somente posturais e portanto de característica estática, enquanto os músculos longos são predominantemente dinâmicos, assim o conceito de sinergismo entre mm. curtos e longos do tronco é insustentável. Ainda segundo THOMAS (1969), o grau de contração dos mm. extensores do tronco é recíproco em qualquer posição do corpo.

JONSSON (1970), relatou que o músculo íliocostal lombar está eletromiograficamente pouco ativo à nível da 2ª vértebra lombar, onde foram colocados os eletrodos de agulha. Nos níveis da 1ª vértebra lombar e da 12ª vértebra torácica outros locais de inserção dos eletrodos, ele não apresentou atividade elétrica. Esses resultados foram obtidos em treze indivíduos sadios na posição ereta relaxada.

CARMAN, BLANTON e BIGGS (1972) examinaram os músculos abdominais dentre os quais especificamente a porção inferior do músculo reto do abdome, no antímero direito de dezenove indivíduos, utilizando-se eletrodos de agulha colocados entre o umbigo e a sínfise

púbica para obtenção do sinal proveniente somente da porção inferior do músculo reto do abdome e verificaram que na posição ortostática a porção inferior apresentou baixa atividade elétrica, embora de valor estatisticamente significativo.

WATERS e MORRIS (1972) realizaram um trabalho no qual dez jovens sadios foram orientados à permanecer na posição ortostática relaxada com o peso do corpo distribuído em ambos os membros inferiores, pés paralelos e separados 3 a 4 cm e membros superiores paralelos ao corpo. Foram utilizados eletrodos de agulha com separação de 2 cm, somente o antímero direito dos indivíduos foi examinado pressupondo que a atividade elétrica seria essencialmente a mesma em ambos lados e observaram atividade elétrica intermitente no iliocostal lombar na maioria dos indivíduos. O músculo reto do abdome não apresentou nenhuma atividade.

MORO (1973) caracterizou a postura pela bipedestração, atitude exclusiva do gênero humano. “A melhor postura é aquela na qual há um mínimo de consumo energético para o organismo. O consumo será tanto maior quanto mais defeituosa seja a linearidade dos segmentos corporais.”

Para o Autor é inaceitável a crença de que a postura permanece somente sob tensão ligamentar, já que o equilíbrio é algo que se recria constantemente e ela só pode ser obtida mediante ação muscular.

As causas da má postura podem ser: fatores hereditários, ausência de força motriz na infância, mal formação congênita, idade, fatores psicológicos, fatores ocupacionais, stress, mudanças devido a distúrbios respiratórios, fatores ambientais como frio, calor e outros.

Cada uma das estruturas exerce um “poder” sobre a postura e sua interrelação é sempre complexa e não se deve perder de vista o fato de que a postura normal ou alterada é sempre uma expressão global do modo como o indivíduo reage ante os estímulos do ambiente.

Ainda segundo MORO (1973), na maior parte das posições do corpo humano encontra-se atividade elétrica nos músculos espinhais, especialmente os lombares, de onde pode-se deduzir que o corpo tende a cair para frente. Em um pequeno número de casos observa-se atividade nos músculos abdominais. Em alguns casos verifica-se uma periodicidade de contração, havendo contrações intermitentes espinhal-abdominal, o que parece corresponder a um equilíbrio mais fino, embora um tanto instável. Um denominador comum em todos os registros é que em nenhum momento existiu sinergia entre mm. abdominais e espinhais, detectando-se

atividade intercalada, provavelmente, correspondente a uma momentânea situação de equilíbrio perfeito sem nenhum gasto metabólico.

ORTENGREN e ANDERSSON (1977) descreveram que os extensores do tronco estão localizados quase que completamente na região lombar. O músculo eretor espinhal divide-se em vários compartimentos, dentre eles o compartimento sacroespinhal. Os músculos sacroespinhais da região lombar compreendem, de medial para lateralmente, o longuíssimus dorsi e o íliocostal lombar.

Com relação aos músculos do abdome, quatro músculos constituem a parede abdominal. Anteriormente em ambos lados da linha média está o reto do abdome. Na função de estabilizar a pelve estão os músculos extensores e flexores do quadril que também estão diretamente envolvidos nos movimentos do tronco. Um exemplo é o músculo glúteo máximo de grande importância na função descrita acima.

Foi possível observar, com uso de eletrodos de superfície, que os músculos eretores da coluna, região lombar, estão ativos na postura em pé. Entretanto o nível de atividade encontrado foi baixo e há consideráveis variações individuais. Os músculos do abdome também estão levemente ativos nesta postura.

Os Autores relataram que em trabalhos onde nenhuma atividade mioelétrica é encontrada existe grande probabilidade de ser

somente devido a insensibilidade do equipamento, dos eletrodos e/ou localização dos mesmos inadequada.

SCHULTZ et. al. (1982) concordaram que existe grande relação entre a força muscular e o nível de atividade elétrica identificada no aparelho de eletromiografia.

De TROYER (1983) examinou eletromiograficamente dez indivíduos normais utilizando eletrodos de agulha em várias posições dentre as quais, a ortostática relaxada. Levando em consideração a respiração dos indivíduos no exame dos músculos da parede abdominal, observou que a maioria apresentou atividade tônica na postura em pé, no final associou esta atividade à redução do volume expiratório final.

Desta observação concluiu que a atividade tônica está sempre presente nos músculos abdominais da maioria dos indivíduos na referida postura. Esta atividade a princípio é proporcionada pela magnitude da pressão exercida pelo conteúdo abdominal na parede do mesmo e na maioria dos indivíduos normais na mesma posição a atividade desses músculos está relacionada com a diminuição do trabalho respiratório.

CAIX, OUTREQUIN, DESCOTUS, KALFON e POUGET (1984) realizaram dois tipos de estudos no músculo reto do abdome, primeiro foi a análise histoquímica de suas fibras e depois a eletromiografia cinésiológica.

A análise histoquímica realizada em trinta e sete biópsias demonstrou a predominância de fibras do tipo I de atividade tônico-postural, cujo tempo de contração é lento e são ricas em atividades oxidativas.

Para análise funcional do m. reto do abdome, através da eletromiografia cinésiológica foram estudados cinquenta e um indivíduos normais com eletrodos de superfície onde pôde ser confirmada a atividade do músculo como tônica ou postural, entretanto observou performance diminuída em mulheres, indivíduos não atletas, obesos e idosos.

CAIX et. al. (1984) caracterizaram, na análise eletromiográfica dos músculos da parede do abdome, os sinais de baixa frequência como atividade tônica os de alta frequência como atividade fásica e os de frequência média como atividade postural. Assim, o tempo de contração é um critério para classificação dos diferentes tipos de músculos e unidades motoras.

De maneira geral os músculos da parede do abdome apresentaram predomínio de atividade tônica, sendo o m. reto do abdome o de maior atividade. Esta atividade tônica é maior no sexo masculino do que no feminino e aqueles indivíduos atletas mostraram maior atividade do que os não atletas. Nos indivíduos corpulentos a atividade estava

aumentada em relação aos demais no que diz respeito à ação postural do m. reto do abdome.

BASMAJIAN e De LUCA (1985) relacionaram postura com equilíbrio corporal nas articulações, causado pela neutralização da força de gravidade com ações contrárias e afirmaram que investigadores em geral não tem dispensado muita atenção ao papel dos pés na postura.

Descreveram, ainda, que todo músculo que contribui para manter a postura, apresenta diferentes graus de atividade, não estando necessariamente ativos ao mesmo tempo, portanto, vários deles podem estar relaxados e passam a apresentar atividade quando ocorrem alterações do equilíbrio.

Para os Autores, na posição ortostática relaxada nenhum músculo postural deveria estar em ação pois esta seria a posição ideal onde o eixo de gravidade passaria pelo centro do eixo formado pelo esqueleto, embora esta situação somente possa ser atingida momentaneamente.

HUNGRIA (1986) postulou que existem dois tipos de músculos: os posturais e os dinâmicos. Geralmente os músculos posturais são os que estão localizados na região posterior do corpo.

O Autor relatou que a pelve é um elemento fundamental no estabelecimento e manutenção da postura ereta e que os músculos tem um

importante papel nesta função. Estão divididos em quatro grupos: o dos músculos antero-superiores da pelve, entre eles o reto do abdome, o grupo dos músculos antero-inferiores, dentre os quais o reto da coxa, o grupo dos músculos postero-inferiores, integrado pelos glúteos máximos e finalizando o grupo dos músculos póstero-superiores, representado no trabalho do Autor, pelos eretores da espinha.

Segundo o Autor os membros inferiores estão apoiados no solo e o tórax fica fixo pela coluna vertebral, portanto é a pelve que se movimenta para manter o equilíbrio entre as partes superior e inferior do tronco e, conseqüentemente os músculos acima citados são os encarregados dos movimentos necessários para manutenção deste equilíbrio. Os músculos do grupo antero-superiores particularmente, devem manter um tônus elevado para cumprir tais funções (estática e suportar a pressão intra-abdominal). Entretanto devido a situações diversas como sedentarismo, apatia, depressão, gravidez, obesidade, são os primeiros a diminuir o tônus e ceder. Assim explica o desvio em flexão da pelve, com conseqüente hiperlordose lombar.

Com relação ao equilíbrio, o Autor relatou que a posição ereta com apoio bípede é de equilíbrio instável e necessita constante controle e permanente adaptação. O apoio de toda massa corporal se faz sobre uma base relativamente pequena, as plantas dos pés, é necessário

portanto que se tente o tempo todo manter o equilíbrio com correção permanente das novas posições.

ODDSSON e THORSTENSSON (1987) descreveram que todos os mecanismos que ocorrem na manutenção da postura podem nos fazer chegar a conclusão de que a ativação dos músculos posturais nem sempre é necessária. Portanto, um termo relacionado à ajuste postural é proposto para a classe de movimentos associados, onde a atividade dos músculos primários causa ambos os movimentos primários e posturais, minimizando assim, a perturbação do equilíbrio decorrente da nova posição assumida.

CABRAL (1995) em trabalho realizado com eletrodos de superfície reportou que na postura ortostática os músculos anteriores da coxa estão mais ativos e os posteriores em menor grau.

MATERIAL E MÉTODOS

Utilizando um eletromiógrafo Viking II da Nicolet Biomedical Instrument, de 8 canais (Figura 1), foi estudada a atividade elétrica dos músculos: quadríceps da coxa, porção inferior do músculo reto do abdome, glúteo máximo e iliocostal lombar, do antímero direito de 10 voluntários, do sexo masculino, cuja idade compreendia entre 16 a 25 anos, na manutenção da postura ereta normal e sobre plataformas.



Figura 1- Eletromiógrafo VIKING II da Nicolet Biomedical Instruments.

Os procedimentos experimentais foram realizados no laboratório de Eletromiografia do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

Os voluntários foram selecionados após obtenção da história clínica e submetidos a um protocolo de exame físico, onde estava incluído o emprego de um espondilômetro centimetrado (Fig.2) cuja função foi de detectar o grau de curvatura do segmento lombar da coluna vertebral (lordose lombar) e assim apontar possíveis alterações patológicas da coluna vertebral e pelve. Os voluntários que eventualmente apresentaram algum tipo de alteração da coluna vertebral, pelve ou músculos não foram utilizados.

Todos os voluntários praticavam esporte regularmente, sem contudo serem atletas.

Para produzir possíveis variações da atividade muscular, decorrentes de alterações posturais da coluna lombar e pelve, foram utilizadas plataformas (saltos) de madeira com alturas de 2, 4, 6 e 11cm, colocadas sob os calcanhares, de modo que estes ficassem apoiados totalmente sobre elas e com isso produziam modificações na estabilidade plantar e conseqüentemente exigindo uma compensação pélvica e vertebral

para que a postura estática equilibrada fosse preservada, HENNING (1990).

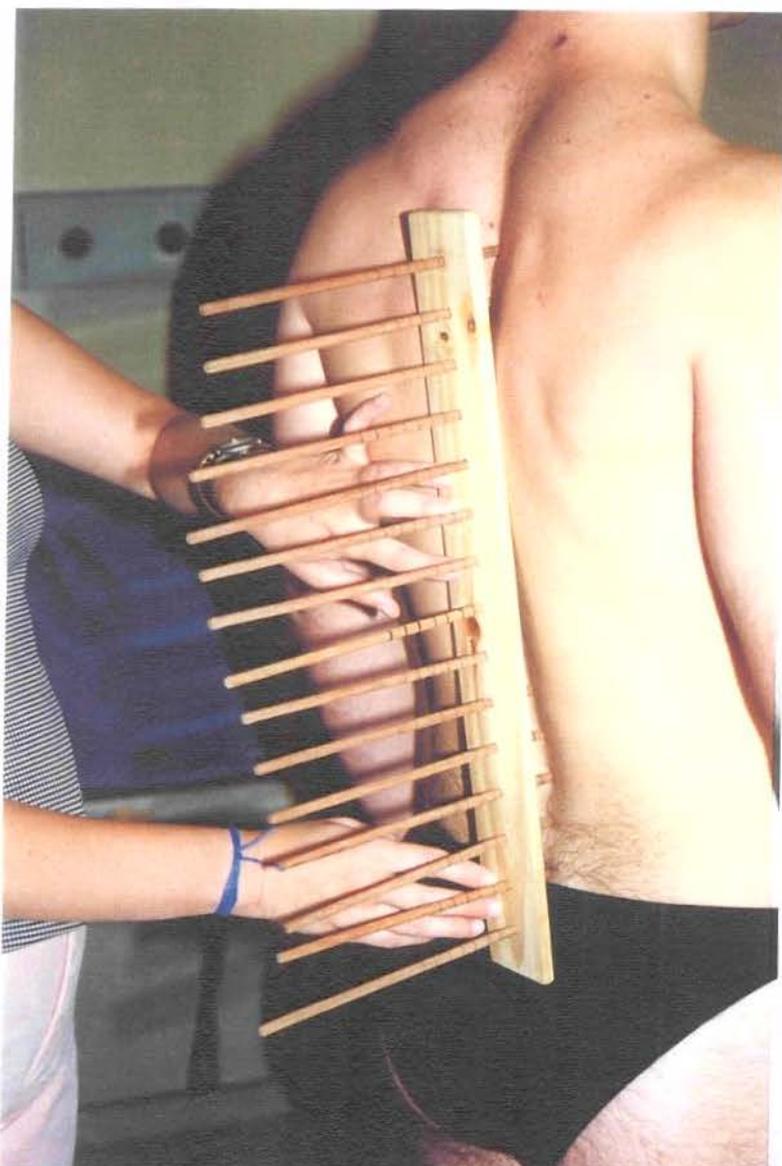


Figura 2- Parte do exame físico, realizado com o espondilômetro centimetrado.

Para captação dos potenciais elétricos emanados em decorrência da atividade muscular, foram utilizados mini eletrodos de superfície, tipo Beckman^{1*} os quais foram fixados à pele com auxílio de uma fita adesiva micropore, sendo a limpeza da pele local realizada com álcool, pois que, procedimento semelhante diminui a impedância da pele.

Uma vez que seriam utilizados apenas 4 canais do eletromiógrafo, resolveu-se utilizar apenas os ímpares, proporcionando assim, um maior espaço entre os registros de cada canal. Um espaço maior entre os registros facilita a visualização e análise das figuras.

Os pares de eletrodos foram fixados na pele sobre os músculos e conectados ao pré-amplificador na seguinte ordem:

Canal 1: Músculo Íliocostal Lombar (ICL), à nível da 3^a vértebra lombar, aproximadamente 6 cm à direita do processo espinhoso vertebral (Figura 3).

Canal 3: Músculo Glúteo Máximo (GM), 7 a 8 cm acima da prega glútea (Figura 3).

Canal 5: Músculo Reto da Coxa (RC), 22 a 23 cm acima do ápice da patela (Figura 4).

^{1*} Doado pela FAPESP - N 91/4709-3

Canal 7: Músculo Reto do Abdome (RA), porção inferior, 3 cm à direita da linha alba e 4 a 5 cm abaixo do umbigo (Figura 4).



Figura 3- Local de fixação dos eletrodos nos músculos íliocostal lombar (ICL) e glúteo máximo (GM) com uso de adesivos descartáveis.

Para escolha do ponto de fixação dos eletrodos sobre os músculos foram realizados testes seguindo as técnicas preconizadas por KENDAL & Mc CREARY (1982), as quais evidenciam o ventre muscular. Sobre os pontos escolhidos foram fixados os pares de eletrodos de acordo com sugestão de BASMAJIAN & De LUCA (1985), além de MASSELLI

(1995) e NEGRÃO (1995) nos músculos fliocostal lombar ao reto do abdome (porção inferior), respectivamente.

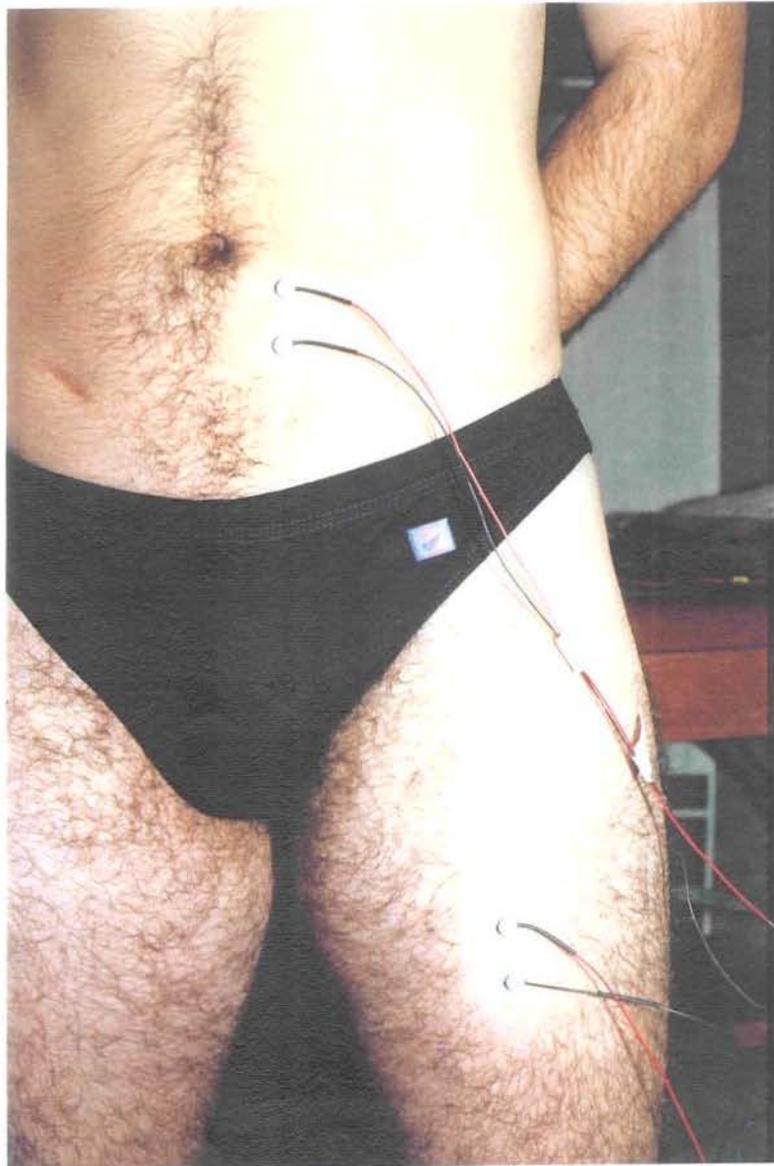


Figura 4- Local de fixação dos eletrodos, com uso de adesivos descartáveis, nos músculos reto da coxa (RC) e reto do abdome (RA).

Os procedimentos experimentais foram levados a efeito conforme o seguinte protocolo:

1. Plataforma zero: Voluntário descalço, em pé relaxado sem nenhuma elevação nos calcanhares (Figura 5).



Figura 5- Voluntário em pé relaxado, descalço, sem elevação nos calcanhares.

2. Plataforma 2: Voluntário em pé, descalço, com os calcanhares apoiados totalmente sobre uma plataforma (salto) de 2 cm de altura (Figura 6).

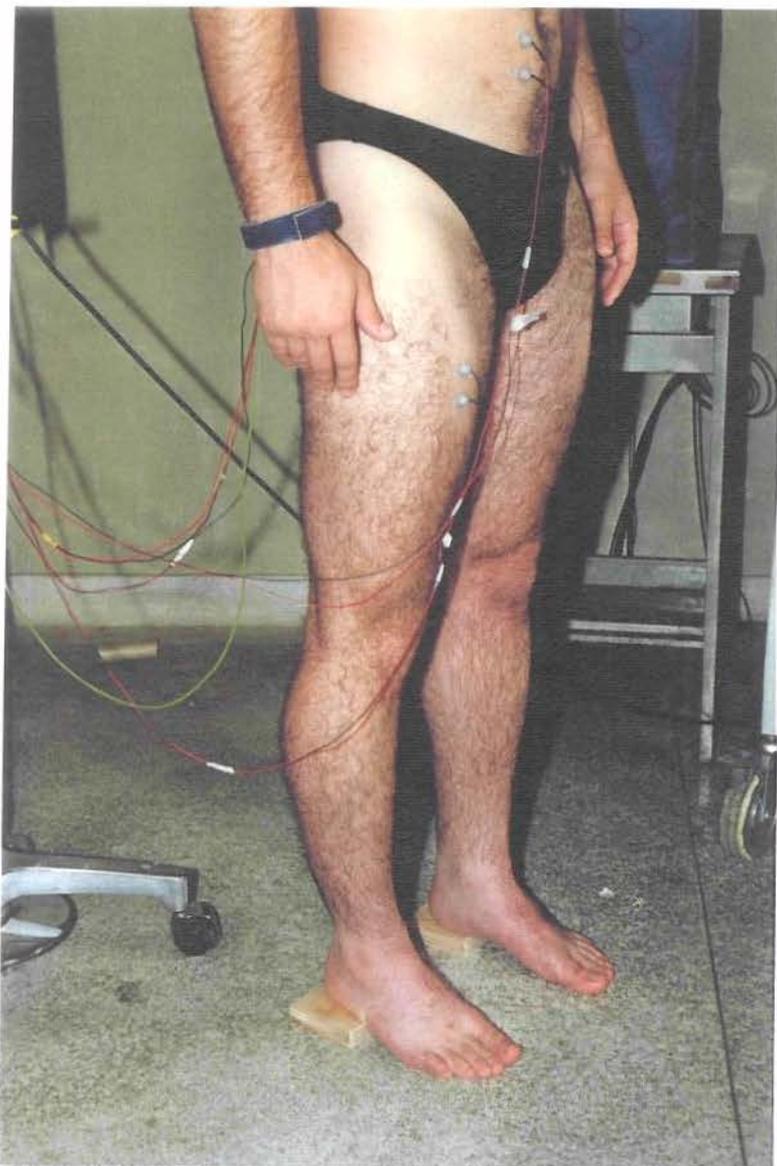


Figura 6- Voluntário na postura ereta com plataforma de 2 cm sob os calcanhares.

3. Plataforma 4: Voluntário permanece em pé descalço, com os calcanhares apoiados completamente sobre uma plataforma (salto) de 4 cm de altura (Figura 7).



Figura 7- Voluntário em pé com salto de 4 cm sob os calcanhares.

4. Plataforma 6: Onde os calcanhares do voluntário descalço estão totalmente apoiados sobre uma plataforma (salto) com 6 cm de altura (Figura 8).



Figura 8- Voluntário em pé sobre uma plataforma de 6 cm de altura.

5. Plataforma 11: É o último item do protocolo de experimentos, onde o voluntário permanece em pé descalço, com os calcanhares sobre uma plataforma (salto) de 11 cm de altura (Figura 9).

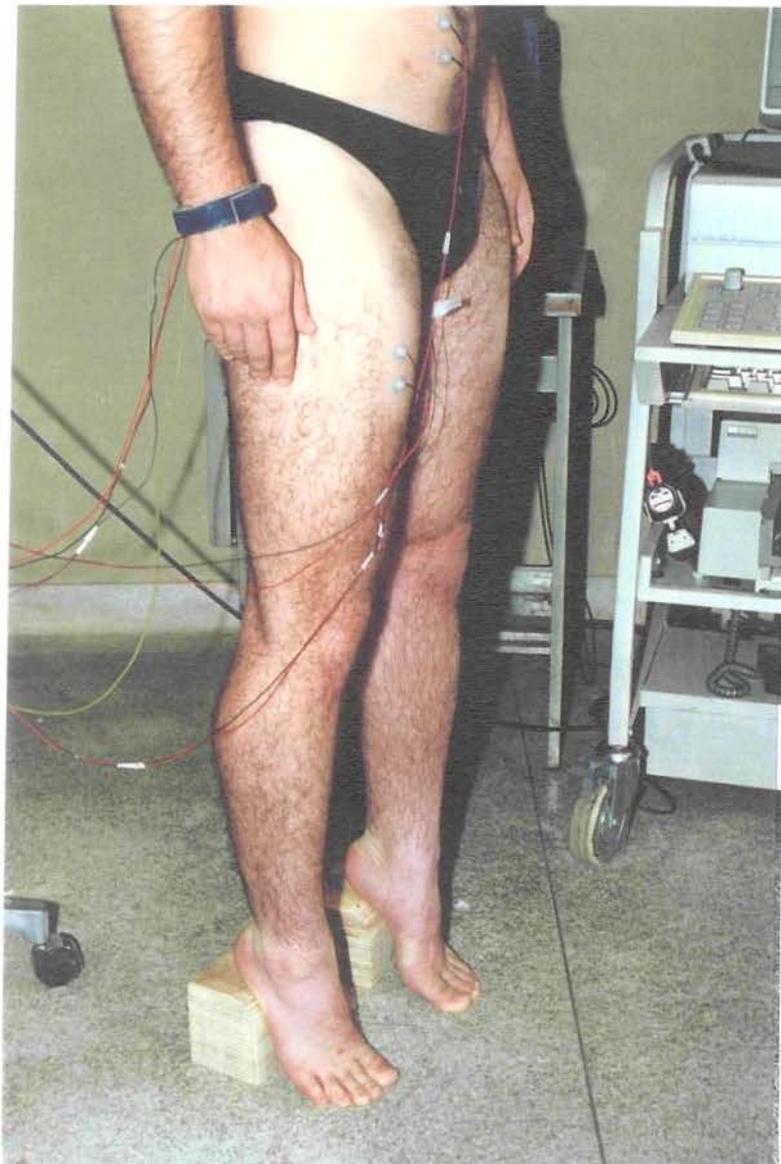


Figura 9- Voluntário sobre uma plataforma de 11 cm sob os calcanhares.

A ordem de aplicação dos procedimentos, isto é, da utilização das plataformas foi sorteada para cada voluntário, com o objetivo de não haver uma preparação psicológica do mesmo para uma sequência pré conhecida de procedimentos e desta forma influenciar os resultados.

Os registros eletromiográficos foram feitos no *software* **MMP (Multi Model Program)**, método que registra a atividade elétrica dos músculos, simultaneamente para até oito canais, mas não oferece nenhum dado numérico. Os registros foram realizados após 5 segundos de permanência dos voluntários na postura solicitada para que, dessa forma, houvesse adaptação na mesma, gravados em disquetes e impressos por uma impressora a jato de tinta HP 500, da marca Hewlett Packard., em papel sulfite A4 para documentação.

Os dados gravados foram analisados em outro *software*, cujo programa denominado **SISDIN**, nos forneceu os valores numéricos, em **RMS** (Raiz Quadrada da Média) - onde é calculado o valor de RMS de cada traçado eletromiográfico - expressos em microvolts (μV), que foram registrados para análise (Figuras 10, 11, 12 , 13 e 14).



Figura 10- Valor numérico de RMS do músculo iliocostal lombar (acima e à direita da tela) e visualização gráfica obtidos através do software SISDIN, de um voluntário com elevação de 0,0 cm nos calcanhares, no qual é possível observar os canais 1, 3, 5 e 7 relativos respectivamente aos mm. iliocostal lombar (azul), glúteo máximo (verde), reto da coxa (vermelho) e reto do abdome (magenta).



Figura 11- Valor numérico de RMS do músculo íliocostal lombar (acima e à direita da tela) e visualização gráfica obtidos através do software SISDIN, de um voluntário com 2,0 cm de elevação nos calcânhares, no qual é possível observar os canais 1, 3, 5 e 7 relativos respectivamente aos mm. íliocostal lombar (laranja), glúteo máximo (verde), reto da coxa (vermelho) e reto do abdome (magenta).

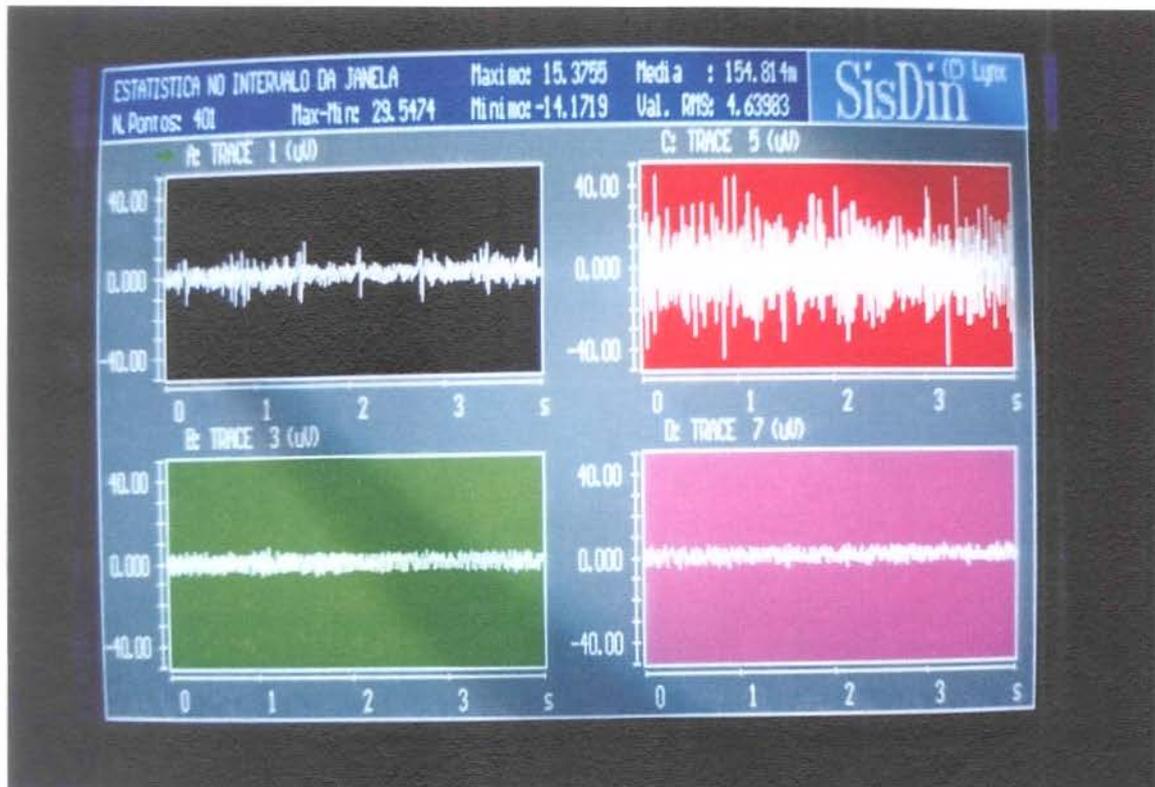


Figura 12- Valor numérico de RMS do músculo íliocostal lombar (acima e à direita da tela) e visualização gráfica obtidos através do software SISDIN, de um voluntário com 11,0 cm de elevação nos calcanhares, no qual é possível observar os canais 1, 3, 5 e 7 relativos respectivamente aos mm. íliocostal lombar (preto), glúteo máximo (verde), reto da coxa (vermelho) e reto do abdome (magenta).

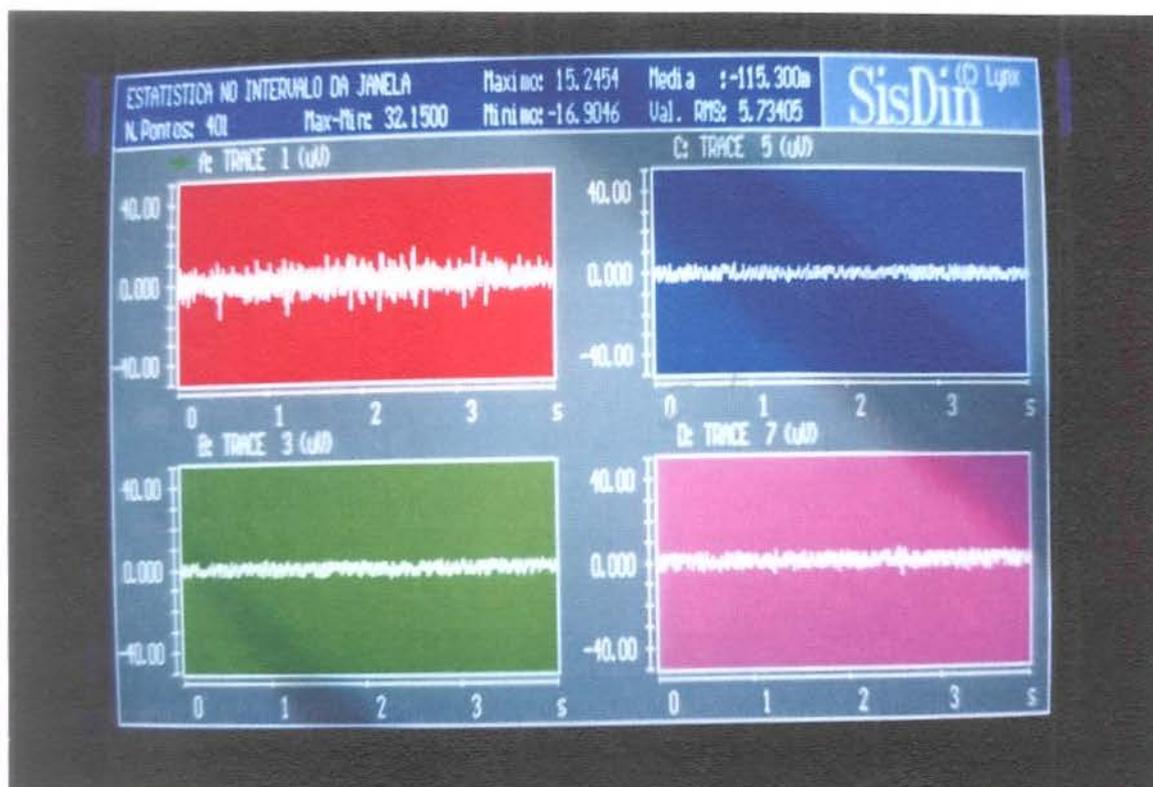


Figura 13- Valor numérico de RMS do músculo íliocostal lombar (acima e à direita da tela) e visualização gráfica obtidos através do software SISDIN, de um voluntário com 4,0 cm de elevação nos calcânhares, no qual é possível observar os canais 1, 3, 5 e 7 relativos respectivamente aos mm. íliocostal lombar (vermelho), glúteo máximo (verde), reto da coxa (azul) e reto do abdome (magenta).

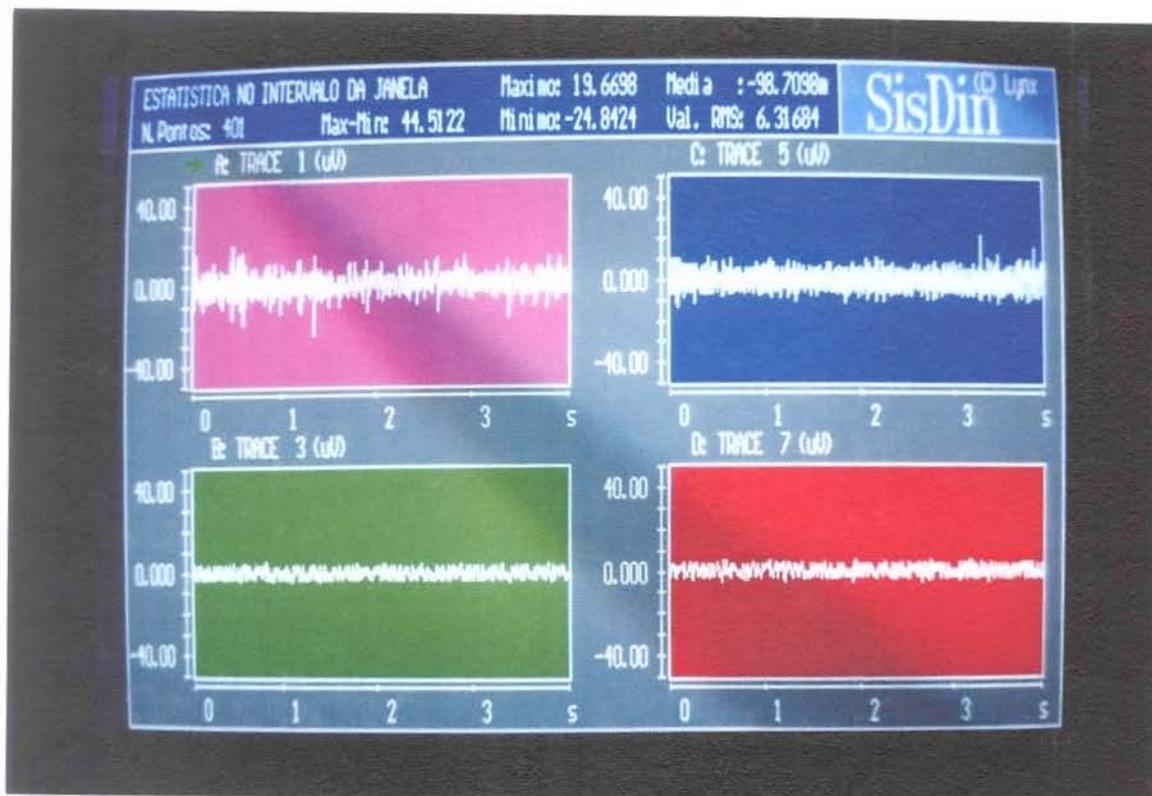
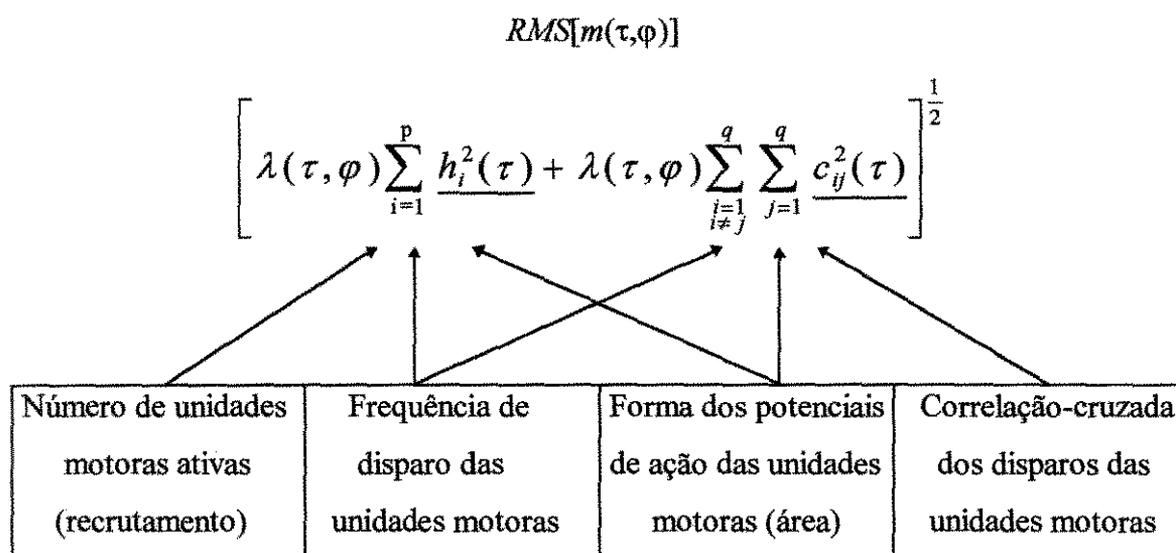


Figura 14- Valor numérico de RMS do músculo íliocostal lombar (acima e à direita da tela) e visualização gráfica obtidos através do software SISDIN, de um voluntário com 6,0 cm de elevação nos calcânhares, no qual é possível observar os canais 1, 3, 5 e 7 relativos respectivamente aos mm. íliocostal lombar (magenta), glúteo máximo (verde), reto da coxa (azul) e reto do abdome (vermelho).

Os valores em RMS foram considerados para análise, pois segundo BASMAJIAN & De LUCA, (1985), é o valor que proporciona mais informações sobre o sinal eletromiográfico. Observe abaixo a expressão matemática (RMS), formulada para quantificação do sinal eletromiográfico, e suas correlações com aspectos básicos da contração muscular, introduzida por De LUCA & DICK em 1975 (BASMAJIAN & De LUCA, 1985):



Os valores numéricos de RMS, referentes aos quatro músculos individualmente, fornecidos pelo SISDIN, em cada uma das posições de postura requisitadas foram anotados e agrupados em tabelas e diagramas, em seguida foi realizada análise desses dados e aplicada a prova estatística não paramétrica de FRIEDMAN comparando-se cada músculo com os outros três e as posições entre si da mesma forma, como esta descrito nas páginas 51 a 54 deste.

RESULTADOS

Os registros coletados em nossos experimentos mostraram potencial de ação relativamente pequenos, com amplitude gráfica estreita, muito embora a análise estatística tenha sido significativa em alguns casos.

Nossos resultados são, aqui, apresentados em tabelas e diagramas, acompanhados de um breve texto explicativo de cada um.

Apesar da análise estatística aplicada no presente estudo não ter sido baseada na média, porque não se trata de distribuições normais, utilizaremos a média para as representações diagramáticas, tabelas e eventualmente na discussão, pois assim a visualização e entendimento tornam-se mais fáceis.

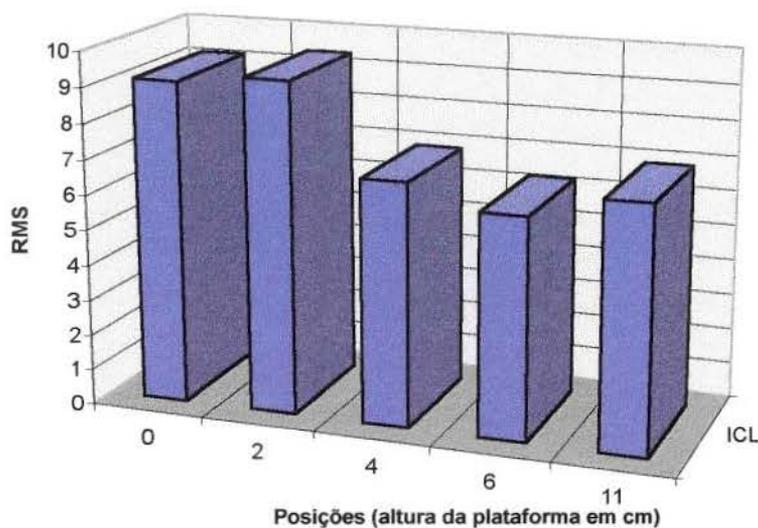
Desta forma, a média dos valores de RMS (Raiz Quadrada da Média) dos 10 voluntários obtidos dos músculos iliocostal lombar, glúteo máximo, reto do abdome e reto da coxa, nas cinco condições posturais diferentes a que foram expostos, estão representadas na tabela V e nos diagramas 1, 2, 3, 4 e 5.

Nas tabelas I, II, III e IV mostraremos os resultados do registro gráfico de cada músculo com 10 voluntários, após convertidos em valores numéricos em microvolts (μV) pelo **SISDIN**. Esta representação poderá ser útil para eventuais comparações entre voluntários.

Tabela I - Valores de RMS obtidos nos 10 voluntários, em 5 posições de análise do músculo iliocostal lombar (ICL).

ALTURA INDIVÍDUO	PLAT. ZERO	PLAT. DOIS	PLAT.QUATRO	PLAT. SEIS	PLAT. ONZE
1	9,33	3,58	4,52	4,74	5,70
2	1,90	1,84	1,90	2,05	1,94
3	5,99	4,37	7,71	4,08	4,78
4	3,21	2,71	2,63	3,83	2,18
5	16,17	17,01	11,76	11,22	11,11
6	6,70	8,32	5,73	6,31	4,64
7	16,08	14,52	11,66	11,15	9,07
8	2,01	4,39	1,88	1,81	1,89
9	20,69	21,92	12,99	14,02	18,32
10	9,28	9,01	7,83	3,06	9,09
MÉDIA	9,13	9,36	6,86	6,22	6,87

Diagrama 1 - Atividade do músculo iliocostal lombar (ICL). Média dos valores de RMS de 10 voluntários, nas 5 posições estudadas.



Ao observar-se a média do valores obtidos nos 10 voluntários para o m. iliocostal lombar (ICL) e representados na tabela I e diagrama 1, constata-se que o músculo iliocostal lombar exibiu uma atividade maior nas 2 primeiras posições 9,13 e 9,36 μ V respectivamente, sendo que nas outras 3 posições os valores foram relativamente mais baixos 6,86, 6,22 e 6,87 μ V. A altura de plataforma onde observa-se menor atividade do m. iliocostal lombar é a de 6,0 cm de altura e a de maior atividade, 2,0 cm.

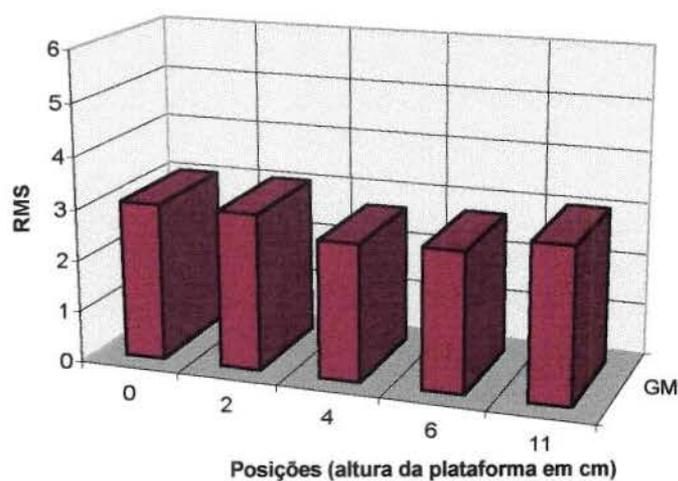
Nota-se, ainda, na tabela I que, enquanto os voluntários 5, 7 e 9 produziram potenciais relativamente altos em todas as posições, os voluntários 2 e 8, em contraposição os mostraram relativamente baixos em relação à média

O maior potencial registrado para o músculo iliocostal lombar ocorreu no voluntário nº 9, posição de 2,0 cm de altura da plataforma, 21,92 μ V. Por outro lado o menor valor foi detectado para o voluntário nº 8, plataforma de 6,0 cm, 1,81 μ V.

Tabela II - Valores de RMS obtidos nos 10 voluntários, em 5 posições de análise do músculo glúteo máximo (GM).

ALTURA INDIVÍDUO	PLAT. ZERO	PLAT. DOIS	PLAT. QUATRO	PLAT. SEIS	PLAT. ONZE
1	2,83	3,10	2,77	2,83	3,26
2	2,35	2,36	2,62	2,66	2,55
3	5,14	2,93	3,01	3,01	2,65
4	2,05	2,12	2,04	1,94	2,12
5	3,80	3,68	3,37	3,12	3,83
6	2,06	2,16	1,87	2,37	3,11
7	3,01	3,02	3,74	3,92	4,32
8	3,33	5,24	1,89	2,03	2,70
9	2,92	2,81	2,68	2,71	2,93
10	3,02	2,98	2,71	2,67	2,71
MÉDIA	3,05	3,04	2,67	2,72	3,02

Diagrama 2 - Atividade do músculo glúteo máximo (GM). Média dos valores de RMS de 10 voluntários, nas 5 posições estudadas.



A tabela II representa os valores, em microvolts, de RMS, obtidos nos 10 voluntários para o músculo glúteo máximo (GM), assim como a média destes valores. O diagrama 2 é a representação gráfica da média destes valores.

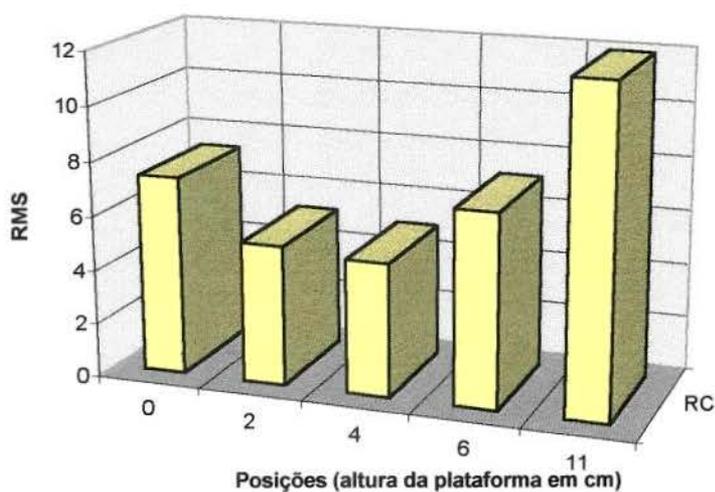
Observa-se na tabela II e no diagrama 2 que o m. glúteo máximo produziu atividades praticamente iguais nas 2 primeiras posições e também na última 3,05, 3,04 e 3,02 μ V e depois na 3^a e 4^a sofreu uma pequena queda para 2,67 e 2,72 μ V, respectivamente.

O m. glúteo máximo produziu atividade elétrica relativamente constante em todas as posições e voluntários, sendo que a maior média de atividade, 3,05 μ V foi verificada na posição de 0,0 cm de plataforma e a menor, 2,67 μ V com 4,0 cm.

Tabela III - Valores de RMS obtidos nos 10 voluntários, em 5 posições de análise do músculo reto da coxa (RC).

ALTURA INDIVÍDUO	PLAT. ZERO	PLAT. DOIS	PLAT. QUATRO	PLAT. SEIS	PLAT. ONZE
1	9,12	4,29	4,97	14,70	12,67
2	2,63	7,32	2,95	11,32	13,74
3	1,95	2,04	1,96	2,05	1,96
4	2,24	2,15	2,09	2,22	2,31
5	2,43	2,83	2,21	2,18	9,75
6	3,06	2,77	2,25	6,17	17,65
7	29,72	18,07	13,72	8,33	21,99
8	11,37	3,64	8,94	8,89	15,47
9	6,41	5,86	5,65	6,69	7,75
10	4,27	3,08	4,81	8,71	16,11
MÉDIA	7,32	5,20	4,95	7,12	11,94

Diagrama 3 - Atividade do músculo reto da coxa (RC). Média dos valores de RMS de 10 voluntários, nas 5 posições estudadas.



A tabela III e o diagrama 3 são indicativos dos valores de RMS obtidos dos 10 voluntários para o m. reto da coxa (RC), nas 5 posições de estudo propostas.

Observa-se na tabela III e diagrama 3 que a maior média de valores de RMS registrada $11,94\mu\text{V}$ para o referido músculo foi na posição de 11,0 cm de altura da plataforma, sendo o segundo maior registro $7,32\mu\text{V}$ na primeira posição, sem plataforma, vindo logo abaixo, $7,12\mu\text{V}$ para a posição de 6,0 cm e o menor valor detectado na posição de 4,0 cm de altura da plataforma.

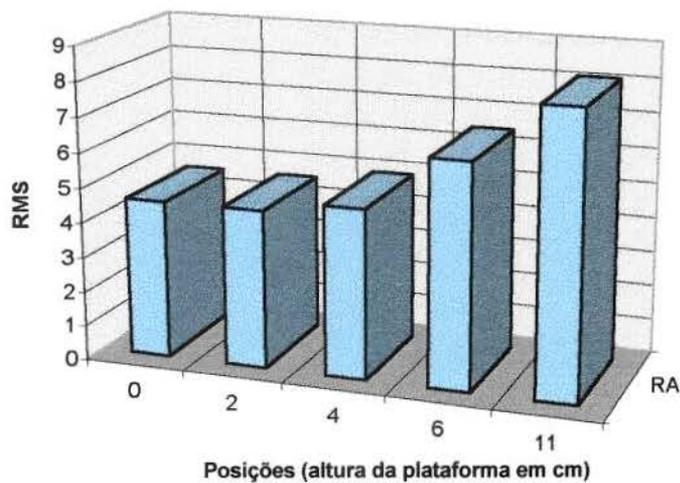
Por outro lado, a análise da tabela III, onde estão representados os valores de RMS de cada voluntário, permite constatar que o voluntário nº 7 apresentou valores consideravelmente maiores do que os demais e também do que a média, pelo menos em 4 posições. Verificam-se valores mais altos também para o voluntário nº 8, posição sem plataforma; voluntários nºs 1 e 2, plataformas de 6,0 e 11,0 cm. Também valores altos podem ser destacados nos voluntários 6, 8 e 10, com plataforma de 11,0 cm.

Valores consideravelmente abaixo da média também foram detectados: voluntários 3 e 4 em todas as posições estudadas.

Tabela IV - Valores de RMS obtidos nos 10 voluntários, em 5 posições de análise do músculo reto do abdome (RA).

ALTURA INDIVÍDUO	PLAT. ZERO	PLAT. DOIS	PLAT.QUATRO	PLAT. SEIS	PLAT. ONZE
1	4,01	2,53	2,36	2,28	2,57
2	4,80	4,58	3,31	11,07	16,58
3	2,26	2,18	2,27	2,25	2,22
4	15,28	16,94	19,85	17,15	25,07
5	3,33	3,67	3,83	3,59	3,70
6	2,61	2,59	2,53	2,66	2,60
7	4,68	4,32	4,35	4,21	4,36
8	2,48	3,27	5,09	9,38	17,01
9	2,57	2,93	2,69	2,61	2,90
10	3,45	2,56	2,48	9,25	3,85
MÉDIA	4,54	4,55	4,87	6,44	8,08

Diagrama 4 - Atividade do músculo reto do abdome (RA). Média dos valores de RMS de 10 voluntários, nas 5 posições estudadas.



Na tabela IV e diagrama 4 estão representados os valores de RMS dos 10 voluntários para o m. reto do abdome (RA), assim como as médias destes valores, nas 5 posições estudadas.

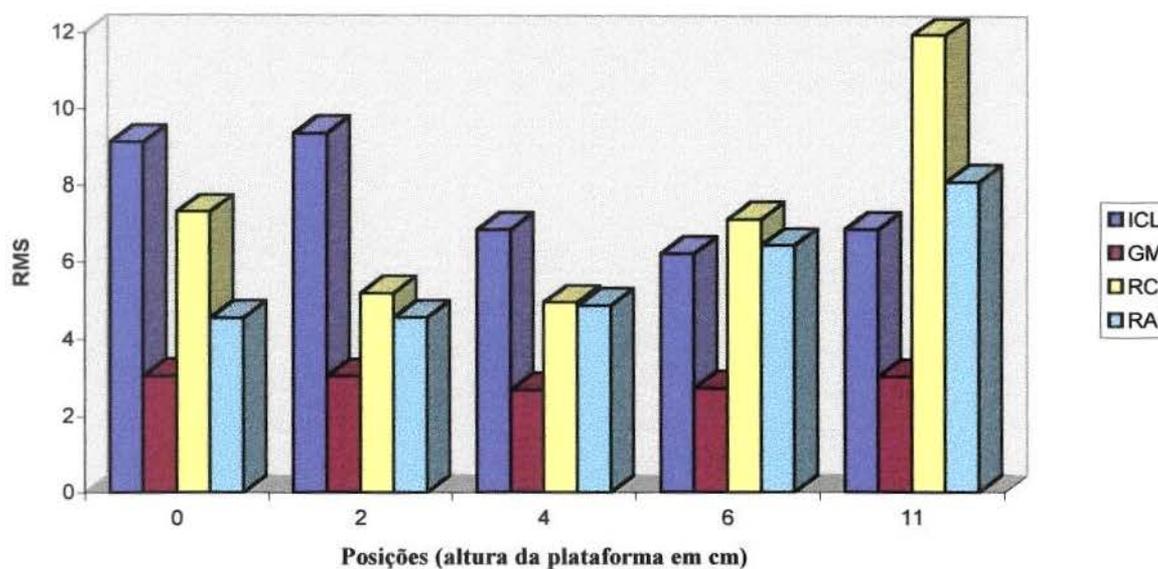
Ao analisar estas tabelas pode-se constatar que o músculo reto do abdome produziu atividade eletromiográfica sempre crescente, à medida em que a altura da plataforma era aumentada, assim verifica-se valores de 4,54, 4,55, 4,87, 6,44 e 8,08 μ V respectivamente para as posições de 0,0, 2,0, 4,0, 6,0 e 11,0 cm de altura da plataforma.

Além disso o voluntário n^o4 produziu valores muito maiores do que os demais e do que a média em todas as posições. Também verifica-se valores altos para o voluntário n^o2, nas posições 6,0 e 11,0cm de altura da plataforma. Os mesmos valores foram produzidos pelos voluntários n^{os} 1, 3, 6 e 9, em todas as posições.

Tabela V - Média dos valores de RMS dos 10 voluntários obtidos nos 4 músculos estudados, nas 5 posições propostas.

Músc.	Alt.	PLAT. ZERO	PLAT. DOIS	PLAT. QUATRO	PLAT. SEIS	PLAT. ONZE	MÉDIA
ÍLIOCOSTAL		9,13	9,36	6,86	6,22	6,87	7,65
GLUTEO MÁX		3,05	3,04	2,67	2,72	3,02	2,90
R. DA COXA		7,32	5,20	4,95	7,12	11,94	7,30
R. ABDOME		4,54	4,55	4,87	6,44	8,08	5,69
MÉDIA		6,01	5,54	4,84	5,62	7,48	

Diagrama 5 - Média dos valores de RMS, dos 10 voluntários nos 4 músculos, agrupados por posição



Os dados da tabela V e diagrama 5 mostram que a atividade muscular é altamente variável considerando-se os músculos entre si nas diferentes posições, assim como as posições entre si para os diferentes músculos.

Desta forma, observamos que o m. íliocostal lombar foi mais ativo nas posições 0 e 2, seguido pelo reto da coxa e depois pelo reto do abdome, sendo o músculo menos ativo o glúteo máximo.

A maior atividade verificada ocorreu no m. reto da coxa, na posição de plataforma de 11,0 cm, atingindo o valor de $11,94\mu\text{V}$ seguida pela atividade do íliocostal lombar nas posições 0 e 2 quando registramos valores de 9,13 e $9,36\mu\text{V}$ respectivamente.

Observamos uma queda nos valores de RMS ao passarmos da posição 0 (zero) para 4 (quatro), 7,32 para $4,95\mu\text{V}$ em seguida registramos um forte incremento de potencial quando analisamos as posições 6 e 11; 7,32 para $11,94\mu\text{V}$.

O m. glúteo máximo manteve-se em baixa atividade em todas as posições.

Na plataforma de 4 cm, os músculos íliocostal lombar, reto da coxa e reto do abdome exibiram potenciais elétricos bem parecidos, qual

sejam: 6,22, 6,44 e 7,12 μ V, respectivamente, enquanto nas plataformas de 2 e 4 cm, apenas os músculos reto da coxa e reto do abdome tiveram potenciais com valores próximos. Ainda observando-se a tabela V diagrama 5 é possível notar que a posição ou altura da plataforma em que registramos maior média de atividade foi com 11cm, 7,48 μ V, seguida pela posição sem plataforma, 6,01 μ V e depois pelas plataformas de 6,0 cm e 2,0 cm e finalmente aquela com menor atividade muscular, 4,84 μ V registrada na plataforma com 4,0 cm. Por outro lado, podemos ainda, constatar que o músculo que apresentou maior media de atividade em todas as posições foi o fliocostal lombar, 7,65 μ V, seguido de perto pelo reto da coxa com 7,30 μ V, o reto do abdome com 5,69 μ V e finalmente o glúteo máximo com apenas 2,90 μ V.

ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Inicialmente verificamos a normalidade, ou não, da distribuição dos dados, a fim de decidirmos sobre as provas estatísticas a serem aplicadas.

Tal verificação foi efetuada através da prova “An analysis of variance test for normality” SHAPIRO & WILK (1965), considerados os valores relativos às medidas de RMS obtidas pelo sujeito de número 1, nos quatro músculos e na plataforma zero.

De acordo com a prova supra citada, o valor crítico de $W=.930$, para $N = 10$, sendo que valores de W superiores ao crítico, indicam normalidade de distribuição. O valor de W encontrado foi $=.823$. Efetuamos, a seguir a transformação logarítmica dos dados e o valor encontrado foi $W = .852$ que indicou, ainda, uma distribuição não-normal.

Diante disso, optamos por utilizar a prova estatística não paramétrica de FRIEDMAN, SIEGEL (1975), que corresponde à análise de variância, na estatística paramétrica, com a finalidade de verificar a existência, ou não, de diferenças significativas entre os valores de RMS, obtidas através da análise eletromiográfica dos

músculos: íliocostal lombar, glúteo máximo, reto do abdome e reto da coxa, sob cinco diferentes condições de altura de plataforma.

Primeiramente, comparamos os resultados obtidos pelos dez sujeitos, nas cinco condições, separadamente, para cada um dos músculos.

O nível de significância foi estabelecido em .05, para uma prova bilateral. A decisão desta prova é efetuada através da “Tabela dos Valores Críticos do Qui-quadrado”, SIEGEL (1975), sendo que o valor crítico do X^2 para 4 graus de liberdade = 9.49.

Os resultados estão demonstrados no Quadro nº 1.

QUADRO Nº 1 - Valores de X^2 encontrados, quando da comparação entre as medidas de RMS obtidas nos dez sujeitos, em cinco condições de altura de (plataformas), para cada um dos músculos, analisados separadamente.

MÚSCULOS	VALORES DE X^2 ENCONTRADOS
Íliocostal lombar	9,14
Glúteo máximo	7,46
Reto do abdome	5,76
Reto da coxa	16,38*

(*) significativo ao nível de .05.

Podemos observar, através destes resultados a que não foram detectadas diferenças significativas entre os valores de RMS

obtidos entre as cinco condições de altura, a que foram submetidos os sujeitos, com relação aos músculos: íliocostal lombar, glúteo máximo, e reto do abdome. Somente com relação ao músculo reto coxa foram encontradas diferenças significativas entre os valores de RMS, sendo que os mais elevados foram relativos à plataforma 11, seguidos pelos valores das plataformas 6, 0, 2 e 4.

A seguir, aplicamos a mesma prova de FRIEDMAN, SIEGEL (1975), nas mesmas condições descritas anteriormente, à comparação entre os valores obtidos pelos dez sujeitos, nos quatro músculos analisados, para cada uma das cinco condições, separadamente.

O valor crítico do $X^2 = 7.82$, para 3 graus de liberdade.

Os resultados estão demonstrados no Quadro nº 2.

Quadro nº 2- Valores de X^2 encontrados, quando da comparação entre as medidas de RMS obtidas pelos dez sujeitos, nos quatro músculos, para cada uma das condições, analisadas separadamente.

ALTURAS	VALORES DE X^2 ENCONTRADOS
Plataforma zero	6,36
Plataforma dois	7,08
Plataforma quatro	6,24
Plataforma seis	5,64
Plataforma onze	6,96

Podemos observar, através destes resultados, que não houve diferenças significativas entre as medidas de RMS dos quatro músculos, quando considerados os valores obtidos nas cinco condições de altura da plataforma.

DISCUSSÃO

A literatura, por nós, compulsada apresenta muitas controvérsias em relação ao comportamento dos músculos na manutenção da postura ereta no Homem. Assim, segundo De VRIES (1965), esta literatura apresenta inúmeras descrições à respeito de silêncio eletromiográfico e em função disto, relatou que sua ocorrência pode não significar necessariamente uma ausência de atividade, mas o resultado de diferentes formas de obtenção e interpretação do sinal, já que estas são realizadas de modos distintos e sofrem influência de muitos fatores. De qualquer forma, nós identificamos, como nos resultados de De VRIES (1965), uma relação de proporção entre o potencial de ação do músculo e a sua força, uma vez que naquelas posições que sugerem uma postura mais distante da ideal de repouso, o sinal registrado, por nós, foi sempre maior, provavelmente porque há necessidade de uma maior força muscular para segurar o corpo, impedindo uma queda deste.

No que diz respeito à ação do músculo quadríceps da coxa, POTNOY e MORIN (1956) não registraram nenhum potencial de ação neste músculo, na posição em pé relaxada. Da mesma forma JOSEPH e

McCOLL (1961) descreveram que a postura ereta no Homem é mantida somente à custa da ação ligamentar e outros elementos articulares, auxiliados apenas pelos músculos da panturrilha. Também CARLSOO (1964) não registrou nenhuma atividade no quadríceps da coxa quando determinou que o peso corporal fosse deslocado para a ponta dos pés. HUNGRIA (1986) acreditou, no fato de que o músculo reto da coxa está entre aqueles responsáveis pela manutenção do equilíbrio e postura pois a posição ereta com apoio bípede é de equilíbrio instável e necessita constante controle e permanente adaptação.

Os resultados constatados em nossos experimentos estão em acordo com os de De VRIES (1965) o qual observou que na posição em pé relaxada, a maioria dos músculos anteriores da coxa, inclusive o reto da coxa, apresenta atividade, já que os nossos registros mostram atividade, no referido músculo, em todos os voluntários examinados. Embora com valores bastante variáveis, foi no músculo reto da coxa onde registramos os maiores valores para a plataforma de 11,0 cm (diagramas 3 e 5), o que pode significar que nesta plataforma o referido músculo está em posição de grande desvantagem mecânica, sendo, por isso, mais exigido do que os demais analisados neste trabalho. Em contraposição a plataforma de 4,0 cm, seria para este músculo a melhor posição, onde se estaria apresentando menor atividade eletromiográfica e portanto operando um

menor consumo de energia. O segundo maior valor encontrado para o músculo reto da coxa foi na posição de plataforma zero, denotando uma relativa desvantagem mecânica. CARLSOO (1961) encontrou aumento significativo de potencial ao variar a posição de 1,0 para 2,0 cm de elevação dos calcanhares, todavia nós detectamos uma redução destes potenciais quando analisamos as posições de 0,0; 2,0 e 4,0 cm de plataforma.

O músculo glúteo máximo, segundo CARLSOO (1961) não está ativo na posição em pé relaxada. Entretanto, a distribuição do peso nos pés é fundamental para determinar a atividade de músculos que agem sobre a pelve, entre eles o glúteo máximo. FISHER e HOUTZ (1968) afirmaram que o referido músculo é ativo apenas em funções que requer força, enquanto que THOMAS (1969) encontrou atividade eletromiográfica apenas postural, no m. glúteo máximo, o que significa uma atividade muito baixa. MORO (1973) revelou que na maior parte das posições do corpo humano, inclusive em pé relaxado, existe potencial elétrico no músculo glúteo máximo, embora, muitas vezes esta seja baixa. ORTENGREN e ANDERSSON (1977) descreveram o músculo glúteo máximo como de grande importância para estabilidade da pelve, inclusive na posição em pé relaxada. Esta afirmação assume maior importância quando observamos as citações de HUNGRIA (1986) de que a pelve é um

elemento fundamental no estabelecimento e manutenção da postura ereta e que os músculos tem um importante papel nesta função, dentre eles o glúteo máximo pertencente ao grupo dos músculos poteroinferiores, um dos fortes mantenedores da postura ao nível da pelve.

Nossos resultados mostram, ao contrário de CARLSOO (1961), FISHER e HOUTZ (1968) atividade eletromiográfica no músculo glúteo máximo em todas as posições estudadas, sendo, algumas vezes, uma atividade fraca ou apenas postural como também encontraram THOMAS (1969), MORO (1973), ORTENGREN e ANDERSSON (1977) e HUNGRIA (1986). Assim, encontramos atividade, embora relativamente pequena, em todas as posições, sendo que o potencial mais baixo foi registrado na posição de 4,0 cm de plataforma, o que poderia ser interpretado como posição de melhor vantagem mecânica para este músculo.

Para CARLSOO (1961), a elevação dos calcanhares em 1 e 2 cm produziu elevação do potencial de ação muscular em alguns indivíduos, mas nós encontramos valores praticamente iguais nas posições de zero e dois centímetros, sendo que este valor sofreu um decréscimo nas posições de 4,0 e 6,0 cm (tab. II).

De acordo com HUNGRIA (1986), o músculo iliocostal lombar pertence ao grupo posterosuperior da pelve e para FLOYD e SILVER (1955), este apresenta um baixo nível de descarga elétrica na posição ereta relaxada, ao passo que KELTON e WRITE, citados por FLOYD e SILVER (1955) registraram silêncio elétrico neste músculo quando analisado na referida posição. ORTENGREN e ANDERSSON (1977) afirmaram que naqueles trabalhos onde nenhuma atividade é registrada, existe grande probabilidade de falha técnica ou possivelmente do equipamento, pois, embora consideravelmente baixa provavelmente esta sempre presente nos músculos responsáveis pela manutenção da postura.

Segundo PORTNOY e MORIN (1956) os músculos eretores da espinha, entre eles o iliocostal lombar só passam a apresentar atividade após pequenos desvios da massa corporal do centro de gravidade. ASMUSSEN (1960); KLAUSEN (1965) registraram atividade elétrica no referido músculo na maioria dos indivíduos, na posição em pé relaxada. JONSSON (1970) afirmou que o iliocostal lombar está pouco ativo ao nível da 2ª vértebra lombar e inativo em outros pontos quando analisa a posição em pé e repouso. WATERS e MORRIS (1972) descreveram uma atividade intermitente no m. iliocostal lombar, quando analisa a posição ereta em repouso do corpo humano. MORRIS, BENNER e LUCAS

(1962) registraram atividade leve para moderada em todos os indivíduos, na posição ereta em repouso.

Nós registramos atividades desde leve até consideravelmente elevada no músculo íliocostal lombar nos dez voluntários examinados e em todas as posições (tab. I). Ao observar-se os valores registrados nos 4 músculos estudados verifica-se uma maior média de atividade no íliocostal lombar, o que, para nós, pode significar uma posição de desvantagem mecânica ou mesmo retratar a sua maior importância para manter o equilíbrio em cada nova posição assumida pelo corpo, já que a sua origem e inserção é diferente daquela dos 3 outros músculos estudados.

CARLSOO (1961) registrou aumento significativo de potencial no m. íliocostal lombar, em todos os indivíduos quando estudou os músculos da postura em condições de elevação dos calcanhares de zero para um e depois para dois centímetros. Nossos achados estão em acordo com esta descrição, pois obtivemos um pequeno aumento de atividade quando a plataforma foi alterada de zero para dois centímetros, porém, ao contrário do que seria de se esperar, registramos uma considerável queda de potencial nas posições de 4,0, 6,0 e 11,0 cm, o que poderia sugerir uma maior vantagem mecânica nesta situação (tab. I). Por outro lado, CARLSOO (1964) afirmou que houve registro de atividade proveniente dos mm. sacroespinhais, quando foi solicitado ao voluntário que

deslocasse o peso do corpo para a ponta dos pés. De VRIES (1965) detectou um alto e significativo potencial de ação no iliocostal lombar com o indivíduo na posição em pé relaxado.

MORO (1973) descreveu que na maior parte das posições, inclusive a ortostática, ocorre atividade nos músculos posturais principalmente nos lombares. Nossos experimentos revelaram maior atividade para o iliocostal lombar nas posições de 0,0 e 2,0 cm de plataforma, sendo que em um voluntário, na posição com 2,0 cm, registramos um valor muito alto em relação aos outros, o que poderia ser causado pôr alguma pequena alteração da pelve, coluna vertebral ou mesmo de origem emocional, já que este voluntário produziu valores relativamente altos em todas as posições. Por outro lado alguns voluntários produziram valores muito abaixo da média e isto poderia ser atribuído a uma falha técnica, como por exemplo uma colocação inadequada dos eletrodos, disfunção no aparelho de eletromiografia ou na sua manipulação.

Em relação à atividade do músculo reto do abdome na postura ereta em repouso, PARTRIDGE e WALTERS (1959), SHEFFIELD (1962), CARMAN, BLANTON e BIGGS (1972), ORTENGREN e ANDERSSON (1977), De TROYER (1983) verificaram potenciais elétricos muito baixo nestas condições do corpo humano. KLAUSEN

(1965), WATERS e MORRIS (1972) não encontraram nenhuma atividade no músculo reto do abdome, com o corpo em posição ortostática. ASMUSSEN (1960) e MORO (1973) afirmaram que a atividade elétrica no m. reto do abdome com o corpo na postura ereta relaxada só está presente em alguns casos.

Em nossos experimentos registramos, como CARLSOO (1964), atividade eletromiográfica na porção inferior do m. reto do abdome em todos os indivíduos estudados, muito embora sejam valores relativamente baixos, em apenas um voluntário observamos valores bem acima da média, o que poderia ser atribuído à um eventual problema físico e ou emocional não detectado.

CARLSOO (1961) registrou aumento de potenciais provenientes do m. reto do abdome em todos os indivíduos estudados, quando variou de 1 a 2 cm a altura dos calcanhares e CARLSOO (1964) não verificou nenhuma atividade no referido músculo quando ordenou o deslocamento do peso corporal para a ponta dos pés. Nossos achados mostram, igualmente um incremento da atividade do referido músculo quando alteramos a altura da plataforma, contudo, nos parece insignificante esta variação, (tab. IV).

SHEFFIELD (1962) acreditou que esta baixa atividade detectada pela maioria dos pesquisadores, no músculo reto do abdome, na

postura ereta, mesmo quando se implementa pequenas variações de posição, seja devido à ausência de forças gravitacionais e portanto, ausência de resistência à força muscular. Por outro lado De TROYER (1983) afirmou que a atividade tônica postural por ele verificada proveniente do m. reto do abdome possa estar associada a redução do volume expiratório e à pressão exercida sobre o conteúdo abdominal e não com manutenção de postura e equilíbrio. PARTRIDGE e WALTERS (1959), como nós neste experimento, acreditaram que o tipo e a colocação dos eletrodos, assim como a postura e o tipo de movimento possam influenciar os valores de potencial produzido por músculos relacionados com a manutenção da postura e do equilíbrio do corpo humano, já De VRIES (1965) relatou que mesmo os menores potenciais, ainda estão atenuados pela impedância e outros fatores relacionados aos eletrodos de superfície.

CAIX et. al. (1984) realizaram estudos histoquímicos e eletrofisiológicos do m. reto do abdome, detectando predomínio de fibras lentas ou tônico posturais. Para os Autores o estudo eletromiográfico confirmou a atividade tônica ou postural, entretanto observou performance diminuída em mulheres, indivíduos não atletas, obesos e idosos. Para nós, esta performance reduzida poderia ser atribuída a um menor número de unidades motoras em mulheres, não atletas e idosos e nos obesos à maior

distância entre o músculo e o eletrodo, produzida pela tela subcutânea mais espessa.

Segundo MORO (1973) a melhor postura é aquela em que ocorre o menor gasto de energia e que o consumo será tão maior quanto mais defeituosa a linearidade entre os segmentos corporais. Por outro lado, BASMAJIAN e De LUCA (1985) relacionaram postura com equilíbrio corporal nas articulações, causado pela neutralização da força de gravidade com as ações das forças contrárias. Os mesmos autores afirmaram que na posição ortostática nenhum músculo postural deveria estar em atividade, pois esta seria a posição ideal onde o eixo longitudinal do corpo recairia sobre o centro da base de sustentação ou seja centro de gravidade. Ainda BASMAJIAN e De LUCA (1985) comentaram que poucos investigadores tem dado atenção a importância dos pés na postura; enquanto que HUNGRIA (1986) descreveu a importância da função da pelve como o elemento que se movimenta para manter o equilíbrio, na postura ereta, entre a coluna vertebral e os membros inferiores, conseqüentemente os músculos que se inserem nela são importantes na manutenção deste equilíbrio. O Autor continuou, relatando que o fato da base de sustentação do corpo, região plantar, ser pequena, gera conseqüente instabilidade no equilíbrio, com necessidade de constante correção em cada posição. Nós registramos potencial em todos os

indivíduos e posições nos quatro músculos estudados, entretanto os valores verificados foram diferentes quando consideramos posições e indivíduos, sugerindo, além de diferenças pessoais e possíveis outros fatores influentes, que a importância de cada músculo guarda íntima relação com a posição do corpo.

ODDSSON e THORSTENSSON (1987) sugeriram que a ativação dos músculos posturais talvez não seja necessária se considerarmos os inúmeros mecanismos que contribuem na manutenção da postura e equilíbrio, BASMAJIAN e De LUCA (1985) citaram que todo músculo contribuinte para manter a postura apresenta diferentes graus de atividade, no entanto não é necessário que esta seja concomitante, portanto vários deles podem estar relaxados e só entram em atividade quando houver alteração do equilíbrio.

Nós não encontramos silêncio elétrico em nenhum músculo em qualquer posição ou indivíduo, mas verificamos potenciais, eventualmente, muito baixos, o que confirma as citações de BASMAJIAN e De LUCA (1985).

Para MORO (1973) é inaceitável que a postura possa ser sustentada somente com a ação ligamentar, já que o equilíbrio é algo que se recria constantemente exigindo, portanto, uma ação muscular para que possa ser produzido e mantido, além disso, cada estrutura exerce um poder

sobre a postura e suas interrelações são sempre complexas. Nós compartilhamos as citações de MORO (1973), uma vez que a nosso ver, somente um músculo pode produzir uma ação ativa sobre uma articulação, embora seja bem verdade que outros elementos sejam também de grande importância.

Segundo ORTENGREN e ANDERSSON (1977) a estabilização da pelve é função dos músculos extensores e flexores do quadril. ASMUSSEN (1960) afirmou que nunca os flexores e extensores estão ativos ao mesmo tempo. THOMAS (1969) citou que o grau de contração dos músculos extensores do tronco é recíproco em qualquer posição do corpo. MORO (1973) descreveu que, em alguns casos, existem contrações intermitentes entre músculos lombares e abdominais e que estas ocorram, provavelmente, para manter um equilíbrio mais fino e acurado em situações específicas, embora, em nenhum momento encontrou sinergismo abdômino-lombar, a atividade intercalada seja, provavelmente, para manter uma situação momentânea de equilíbrio perfeito sem nenhum gasto energético. CABRAL (1995) relatou que os músculos posteriores sejam menos ativos do que os anteriores, na postura ereta, em repouso do corpo humano. Nós encontramos sempre potencial eletromiográfico em todos os músculos, indivíduos e posições.

Verificamos, ainda, níveis alternados de potenciais conforme a posição, assim, na plataforma de zero centímetros, enquanto o m.iliocostal lombar que é posterosuperior exibiu um potencial relativamente alto, o reto da coxa com localização anteroinferior mostrou seu segundo maior potencial. Nesta mesma posição o glúteo máximo foi menos ativo do que o reto do abdome. Nas posições de 2,0 e 4,0 cm de plataforma observamos uma situação parecida àquela da plataforma de 0,0 cm. Nas plataformas de 6,0 e 11,0 cm os músculos mais ativos foram o reto do abdome e reto da coxa, ambos dos grupos anteriores (tab. V). Quando observamos a média de potencial produzido por cada músculo nas 5 posições, voltamos a observar valores diferenciados, sendo os mais altos verificados no reto da coxa e iliocostal lombar os menores valores no glúteo máximo e reto do abdome. Estes valores não concordam com aqueles descritos por CABRAL (1995) quando citou que os músculos anteriores são mais ativos que os posteriores.

Quando analisamos a média de atividade dos quatro músculos, levando-se em consideração as diferentes posições verificamos que a menor média registrada foi na posição de 4,0 cm de plataforma então, considerando MORO (1973) e BASMAJIAN e De LUCA (1985) a melhor altura de salto de um calçado seria aquela de 4,0 cm pois nesta posição dos calcanhares, pelo menos, o grupo de músculos por nós

estudado estaria menos ativos, consumindo menor quantidade de energia. Por outro lado um salto muito alto seria por demais cansativo. Ao contrário do que seria de se esperar a posição de salto zero, ou seja, pés descalços, posição natural do Homem, não seria a melhor posição para descansar estes músculos, pois consome mais energia, já que os músculos, de maneira geral, apresentam maior atividade do que as posições de 2,0, 4,0 e 6,0 cm de salto.

Nossos resultados evidenciaram, ainda, alguns valores atípicos. Assim, para o músculo iliocostal lombar verificamos em 3 voluntários que os valores encontrados foram muito acima da média, o que nos parece sugerir algum problema de ordem individual ou físico não previamente notado, valores igualmente altos foram registrados para o m. reto da coxa, 1 voluntário e reto do abdome, 1 voluntário, enquanto o glúteo máximo foi razoavelmente constante. Por outro lado, valores muito baixos também foram verificados para o m. iliocostal lombar, 2 voluntários, para o reto da coxa, 3 voluntários e reto do abdome 2 voluntários mostraram valores muito baixos em relação a média enquanto o glúteo máximo exibiu valores que podem ser considerados constantes. O fato de alguns valores estarem significativamente abaixo da média pode significar alguma falha técnica. O que enfatiza o relato de PARTRIDGE e

WALTERS (1959) considerando a investigação eletromiográfica um método complementar à outros de estudo da função muscular.

A análise estatística foi feita aplicando-se testes não paramétricos comparando-se cada músculo com os outros três e depois as posições entre si da mesma forma e a única diferença considerada estatisticamente significativa foi em relação ao músculo reto da coxa na posição de 11,0 cm de altura da plataforma.

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos neste trabalho, dentro das condições experimentais utilizadas, permitem concluir que:

- 1- O m. iliocostal lombar foi mais ativo do que o reto do abdome, reto da coxa e glúteo máximo na postura em pé relaxada.
- 2- O m. glúteo máximo foi o menos ativo dos quatro músculos estudados na postura em pé relaxada.
- 3- A plataforma (altura de salto do calçado) que, de maneira geral, exigiu menor atividade dos músculos estudados e portanto menos gasto energético, foi a de 4,0 cm.
- 4- Na postura ereta o m. reto da coxa foi o que apresentou o maior potencial de atividade muscular, com plataforma (salto) de 11,0 cm de altura.
- 5- O m. reto do abdome demonstrou atividade elétrica crescente proporcionalmente as alturas das plataformas aplicadas.
- 6- A posição de plataforma zero não é a melhor para descanso do corpo na postura ortostática relaxada.
- 7- Os quatro músculos estudados são igualmente importantes para manter a postura e equilíbrio do corpo em pé relaxado.

SUMMARY

This task intends to registers the electromyographic activity of the muscles iliocostalis lumbar (ICL), gluteus maximus (GM), rectus abdominis (RA) and rectus femoris (RF) in the normal upright postural relaxed and with the alterations provoked by rises on the heels, as it happens when wearing high heels shoes, of 2,0, 4,0, 6,0 e 11,0 centimeters. For that utilized an electromyography VIKING II with 8 chanel, with surface electrodes Beckman to registrate the exames in 10 subjects, between 16 and 25 yers old, with no postural change considered pathologic. This condition was respected with the obtainment of the clinical history and phisical exame of the subjects using one espondilometer. The results, submeted the graphic analises descriptive after the average of the values RMS and statistic analises no parametric, show that, the m. ICL shows more active in the positions where the people are up relaxed without elevations in the heels and with elevation in 2 cm and less active with the people wearing 6 cm of high on the plataform. The m. GM produced electrical activity relatively constant in all position, being the biggest in the positon 11,0 cm of platform and the smallest with 4,0 cm. As for the m. RF, on the platform 11,0 and 6,0 cm apresented more electrical activity and the least on the platform with 4,0 cm . The m. RA produced electromyographic activity

average and crescent according to the platform was being elevated from 0,0 to 2,0, after 4,0 and 6,0 and finally increased 11,0 cm of high. With these results analysed we could draw that, with the muscles studied the most active is the ICL and the less solicited is GM, in the upright postural relaxed, being confirmed the importance of all muscles studied in this position. The condition that require less energetic consume is with the use of platform with 4,0 cm, not being therefore the absence of elevation (zero) the best for the rest in upright position.

Key words: 1-Electromyography 2- Upright 3- Muscles - Thigh (iliocostalis lumbar, gluteus maximus, rectus femuris and rectus abdominis).

BIBLIOGRAFIA

ASMUSSEN, E. The weight-carring function of the human spine. **Acta Orthop. Scand.**, Copenhagen., v.29, p.276-90, 1960.

BASMAJIAN, J. V. & De Luca, C. J. **Muscles Alive: their functions revealed by electromyography**. 5ed. Baltimore, Willians & Wilkins, 1985.

CABRAL, A. J. **Estudo eletromigráfico de músculos dos membros inferiores na postura**. Monografia (Anatomia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995.

CAIX, M., OUTREQUIN, G., DESCOTTES, B., KALFON, M., POUGET, X. The muscles of the abdominal wall: a new functional approach with anatomo clinical deduction. **Anat. Clin.**, New York, v.6, p.101-8, 1984

CARLSOO, S. The static muscle load in diferent work positions: an electromyographic study. **Ergonomics**, London, v.4, n.3, p.193-210, 1961.

_____. Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weight distribution in the feet. **Acta Orthop. Scand.** Copenhagen, v.34, p. 299-309, 1964.

CARMAN, D. J., BLANTON, P. L., BIGGS, N. L. Electromyographic study of the anterolateral abdominal musculature utilizing indwelling electrodes. **Am. J. Phys. Med.**, Baltimore, v.51, n.3, p.113-29, 1972.

De TROYER, A. Mechanical role of the abdominal muscles in relation to posture. **Respiration Physiology**. Amsterdam, v.53. n.3, p.341-53, Sept., 1983.

* Associação Brasileira de Normas Técnicas - NBR 6023 de agosto de 1989.

De VRIES, H. A. Muscle tonus in postural muscles. **Am. J. Phys. Med.**, Baltimore, v.4, p.275-91, 1965.

FARIA, C. R. S. **Estudo eletromiográfico dos músculos da mastigação na posição de repouso da mandíbula.** Tese (Mestrado em Anatomia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995. 58p.

FISHER, F. J., HOUTZ, S. J. Evaluation of the function of the gluteos maximus muscles. An electromyographic study. **Am. J. Phys. Med.**, Baltimore, v.47, n.4, p. 182-91, 1968.

FLOYD, W. F. and SILVER, P. H. S. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. **J. Physiol.**, Cambridge, v.129, p.184-203, 1955.

HENNING, E. E. O calçado e a saúde dos pés. **Rev. CIPA**, São Paulo, v.11, n.123, p. 22-7, 1990.

HUNGRIA, J. S. F. Postura: a primazia da pélvis no seu condicionamento e na correção de seus desvios. **Rev. Bras. Ortop.**, São Paulo, v.21, n.4, p.144-8, jul./ago., 1986.

JONSSON, B. The functions of individual muscles in the lumbar part of the spinae muscle. **Electromyography**, Louvain, v.10, n.1, p.5-21, 1970

JOSEPH, J., Mc COLL, I. Electromyography of muscles of postural posterior vertebral muscles in male. **J. Physiol.**, Cambridge, v.157, p. 33-7, 1961.

KENDALL, F. P., McCREARY, E. K. **Músculos, provas e funções.** 3ed. São Paulo: Manole, 1987.

MASSELLI, M. R. **Estudo eletromiográfico dos músculos iliocostal lombar, semitendíneo e bíceps da coxa (cabeça longa) no vitahouse.** Tese (Doutorado em Anatomia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995. 90p.

- MORO, A. E. Postura normal y defectuosa. **Stadium Education Physique et Sport.**, Buenos Aires, v.7, n.37, p.42-7, feb., 1973.
- MORRIS, J. M., BENNER, G., LUCAS, D. B. An electromyographic study of the intrinsic muscles of the back in man. **J. Anat.**, London, v.96, n.4, p.509-20, 1962.
- NEGRÃO, R. F. **Estudo eletromiográfico das porções do M. rectus abdominis.** Tese (Mestrado em Anatomia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995.
- NOMINA anatômica, In: **Congresso internacional de anatomistas, 11.**, Cidade do México, 1980. Anais... Rio de Janeiro: Medsi, p. 56-7, 1983.
- ODDSSON, L., THORSTENSSON, A. Fast voluntary trunk flexion movements in standing: motor patterns. **Acta Physiol. Scand.**, Copenhagen, v.129, p.93-106, 1987.
- ORTENGREN, R., ANDERSSON, G. B. J. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the functional anatomy of the lumbar spine. **Spine**, Hagerstown, v.2, n.1, p.44-52, 1977.
- PARTRIDGE, M. J., WALTERS, E. Participation of the abdominal muscles in various movements of the trunk in man. An electromyographic study. **The Physical Therapy Review** , New York, v.39, n.12, p.791-800, 1959.
- PORTNOY, H., MORIN, F. Electromyographic study of postural muscles in various positions and movements. **Am. J. Physiol.**, Bethesda, v.186, p.122-6, 1956.
- SCHULTZ, A., ANDERSSON, G. B. J., ORTENGREN, R., BJORK, R., NORDIN, M. Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine. When holding weights in standing postures. **Spine**, Hagerstown, v.7, n.4, p.390-7, 1982.
- SHAPIRO, S. S., Wilk, M.B. An analyses of variance test for normality. In: **Biometrika**, v.52,3 and 4, p.591, 1965.

SHEFFIELD, F. J. Electromygraphic study of the abdominal muscles in walking and others movements. **Am. J. Phys. Med.**, Baltimore, v.41, p.142-7, 1962.

SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica, para as ciências do comportamento.** Trad. Alfredo Alves de Farias. Ed. McGraw-Hill do Brasil, p.189-96, 1975.

THOMAS, G. The function of the extensor muscles of the back. **Germ. Med. Mth.**, New York, v.14, p.564-6, 1969.

WATERS, R. L., MORRIS, J. M. Electrical activity muscles of the trunk during walking. **J. Anat.**, London, v.111, n.2, p.191-9, 1972.