

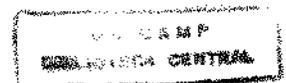
Claudia Regina Sgobbi de Faria

Estudo Eletromiográfico dos Músculos Eretor da Espinha, Reto do Abdome, Glúteo Máximo e Reto da Coxa, na Posição em Pé com Carga nos Membros Superiores

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

Piracicaba - SP

1998



| | |
|----------------------------|---------------------------------------|
| UNIDADE | BC |
| N.º CHAMADA: | 77/11/compa |
| | 395/98 |
| V. Ex. | |
| TOMBO BC/ | 35.047 |
| PROC. | 395/98 |
| C <input type="checkbox"/> | D <input checked="" type="checkbox"/> |
| PREÇO | R\$ 11,00 |
| DATA | 12/09/98 |
| N.º CPD | |

CM-00115727-0

Claudia Regina Sgobbi de Faria

Estudo Eletromiográfico dos Músculos Eretor da Espinha, Reto do Abdome, Glúteo Máximo e Reto da Coxa, na Posição em Pé com Carga nos Membros Superiores

Orientador: Prof. Dr. Fausto Bérzin

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

*Este exemplar foi devidamente corrigido
e aprovado para a defesa em 11/05/98.
CCPG 036/83.*

Fausto Bérzin
Dout. Fausto Bérzin
Méd. Odontologia
FCP-UNICAMP

Piracicaba - SP

1998

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

F225e

Faria, Cláudia Regina Sgobbi de.

Estudo eletromiográfico dos músculos eretor da espinha, reto do abdome, glúteo máximo e reto da coxa, na posição em pé com carga nos membros superiores / Cláudia Regina Sgobbi de Faria. - Piracicaba, SP : [s.n.], 1998.

110 f. : il.

Orientador : Fausto Bérzin

Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Postura humana. I. Bérzin, Fausto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Piracicaba, 07 de julho de 1998

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Doutorado**, em sessão pública realizada em **07 de julho de 1998**, considerou a candidata **CLAUDIA REGINA SGOBBI DE FARIA** aprovada.

1. PROF. DR. FAUSTO BERZIN

2. PROF. DR. ZENON SILVA

3. PROFA. DRA. VANESSA MONTEIRO PEDRO

4. PROFA. DRA. MARIA RITA MASSELLI

5. PROF. DR. CARLOS ROBERTO HOPPE FORTINGUERRA

A **Deus**, por estar sempre presente, pois tudo devo a Ele.

A meus pais, **Carlos** e **Maria**, meu irmão **Renato** que, pelo amor, carinho, não mediram esforços, muitas vezes sacrificando alguns de seus sonhos, para que fossem possíveis os meus estudos e minha educação.

Ao meu Esposo **Reinaldo** que, por seu constante amor, incentivo e dedicação, tanto me ajudou nesta jornada.

À minha filha **Maíra**, luz de minha vida.

Dedico este trabalho

Um agradecimento especial ao Prof. Dr. **Fausto Bérzin** que, pela sua paciência, sabedoria e simplicidade, é um exemplo a seguir. Sua dedicação e amizade o tornam grandioso.

AGRADECIMENTOS

- À **UNESP - Universidade Estadual Paulista**, pela oportunidade de realização deste curso.
- Aos **colegas** do Departamento de Fisioterapia da UNESP, pelo apoio recebido.
- Aos Profs. Drs. **José Francisco Hofling, Sérgio Roberto Perez Line**, ex-coordenadores e Prof. Dr. **Carlos Roberto Hoppe Fortinguerra**, Coordenador do Curso de Biologia e Patologia Buco-Dental.
- Aos **docentes** do Curso de Pós-Graduação em Biologia e Patologia Buco-Dental, pelos ensinamentos recebidos.
- À **CAPES/PICDT**, pela concessão da bolsa de estudos.
- Aos colegas de Curso de Pós-Graduação, especialmente a **Gilmar, Débora, Rúben, Maria Augusta, Roselaine**, pela colaboração e agradável convívio.
- Aos Profs. Drs. **Zenon Silva e Vanessa Monteiro Pedro**, pela colaboração e amizade.
- Aos **voluntários** participantes deste estudo, pelo exemplo de responsabilidade.
- Ao Dr. **Reinaldo José Antônio de Faria**, pela colaboração na documentação fotográfica.
- À secretária do Setor de Eletromiografia, Srta. **Joelma A. Macchi**, pela atenção recebida.
- A todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

| | |
|----------------------------------|-----|
| LISTA DE FIGURAS | 1 |
| LISTA DE TABELAS | 5 |
| RESUMO | 7 |
| INTRODUÇÃO | 9 |
| PROPOSIÇÃO | 13 |
| REVISÃO DA LITERATURA | 15 |
| MATERIAL E MÉTODOS | 42 |
| RESULTADOS | 53 |
| DISCUSSÃO | 83 |
| CONCLUSÕES | 96 |
| SUMMARY | 98 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 100 |

LISTA DE FIGURAS

- Fig. 1 - Eletromiógrafo Nicolet-Vicking II da Nicolet Biomedical Instruments de 8 canais, com sistema automático de aquisição do sinal eletromiográfico, com impressora HP Desk-Jet 45
- Fig. 2 - Eletrodos de superfície bipolares mini, tipo Becman com colar circular adesivo utilizado para a fixação dos eletrodos na pele 46
- Fig. 3 - A) Eletrodos fixados bilateralmente no músculo eretor da espinha, situado na altura da quarta vértebra lombar e afastado 3 cm da coluna vertebral. B) Eletrodo fixado bilateralmente no músculo glúteo máximo, situado obliquamente a 10 cm a partir da linha glútea posterior do osso ilíaco 47
- Fig. 4 - A) Eletrodos fixados bilateralmente no músculo reto do abdome situado a 2 cm afastado e 2 cm acima da cicatriz umbilical. B) Eletrodos fixados bilateralmente no músculo reto da coxa, situado a 15 cm acima da linha média da patela em direção à crista ilíaca 48
- Fig. 5 - Posição 1 - voluntário em pé na posição ereta, membros superiores paralelos com flexão de 90° da articulação glenoumeral, cotovelos em extensão e antebraços em supinação, sustentando a carga nas mãos 49
- Fig. 6 - Posição 2 - voluntário em pé na posição ereta, membros superiores paralelos com flexão da articulação gleno-umeral em aproximadamente 30° a 45°, cotovelos formando um ângulo de 90° e sustentando a carga nas mãos. 50

- Fig. 7 - Posição 3 - voluntário em pé na posição ereta, membros superiores paralelos, articulação glenoumeral na posição neutra, cotovelos em flexão máxima e sustentando a carga pelas mãos junto ao tronco 51
- Fig. 8 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4). Glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8); na posição 1 com 5% do peso corporal do voluntário 56
- Fig. 9 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4). Glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8); na posição 2 com 5% do peso corporal do voluntário 57
- Fig. 10 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4). Glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8); na posição 3 com 5% do peso corporal do voluntário 58
- Fig. 11 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4). Glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8), na posição 1 com 10% do peso corporal do voluntário 59

- Fig. 12 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8), na posição 2 com 10% do peso corporal do voluntário 60
- Fig. 13 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8), na posição 3 com 10% do peso corporal do voluntário 61
- Fig. 14 - Média das atividades elétricas observadas no músculo eretor da espinha, comparando as posições 1, 2 e 3. Há maior atividade na posição 1 a um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) 62
- Fig. 15 - Média das atividades elétricas observadas no músculo eretor da espinha, comparando as cargas utilizadas de 5% e 10% do peso corporal, demonstrando maior atividade com a carga de 10% a um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) 63
- Fig. 16 - Média das atividades elétricas observadas no músculo eretor da espinha com relação aos lados direito e esquerdo. Não foi observado diferença estatisticamente significativa 64
- Fig. 17 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto do abdome separadas dentro de uma das cargas permitindo a comparação entre as posições. Há maior atividade na posição 1 a 10% de carga com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) 65

- Fig. 18 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto do abdome em cada um dos lados. Há maior atividade no lado direito com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) 66
- Fig. 19 - Média das atividades elétricas observadas no músculo glúteo máximo, separadas dentro de cada uma das cargas, permitindo a comparação entre as posições. Há maior atividade na posição 1 a 10% de carga, com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) 67
- Fig. 20 - Média das atividades elétricas observadas no músculo glúteo máximo comparando os lados direito e esquerdo. Não foi observado diferença estatisticamente significante 68
- Fig. 21 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto da coxa comparando as posições. Há maior atividade na posição 1, com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%). As posições 2 e 3 não apresentam diferença significativa entre si 69
- Fig. 22 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto da coxa, comparando as diferentes cargas. Não há diferença estatisticamente significante 70
- Fig. 23 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto da coxa comparando os lados direito e esquerdo. Não há diferença estatisticamente significante 71

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tab. 1 - Valor do RMS de cada músculo, posição e carga, fornecido pela análise do software SISDIN, do voluntário nº 1..... | 72 |
| Tab. 2 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo eretor da espinha. As variáveis Posição e Carga revelaram um nível de significância de 5%(p-value 0,01%) | 73 |
| Tab. 3 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo eretor da espinha nas posições 1, 2 e 3 . A atividade elétrica na posição 1 é significativamente superior as demais posições | 74 |
| Tab. 4 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo eretor da espinha com relação as cargas. A atividade elétrica é estatisticamente maior com 10% de carga | 74 |
| Tab. 5 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo reto do abdome. As variáveis, Posição, Lado e Carga revelaram um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) | 75 |
| Tab. 6 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo reto do abdome nas posições 1, 2 e 3 e cargas. Na posição 1 a 10% de carga há um aumento da atividade elétrica | 76 |
| Tab. 7 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica no músculo reto do abdome nos lados direito e esquerdo. O lado direito se apresenta mais ativo | 76 |

| | |
|---|----|
| Tab. 8 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo glúteo máximo. As variáveis Posição, Carga, revelaram um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) e a interação das variáveis Posição e Carga, apresentaram um nível de significância de 5% (p-value 0,05%) | 77 |
| Tab. 9 - Teste de Tukey para comparação das médias de atividade elétrica observada no músculo glúteo máximo nas posições 1, 2 e 3. Há uma potencialização da atividade elétrica na posição 1 com 10% de carga | 78 |
| Tab. 10 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo reto da coxa. A variável Posição apresentou um nível de significância de 5% (p-value 0.01%) | 79 |
| Tab. 11 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo reto da coxa nas posições 1, 2 e 3 . Há diferença estatisticamente significativa entre a posição 1 com as posições 2 e 3 | 80 |
| Tab. 12 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo reto da coxa com as diferentes cargas. Não há diferença estatisticamente significativa | 80 |
| Tab. 13 - Coeficientes de correlação de Pearson para os músculos eretor da espinha e reto do abdome; eretor da espinha e glúteo máximo; reto do abdome e glúteo máximo; reto da coxa e glúteo máximo, que são independentes entre as variáveis. Para os músculos eretor da espinha e reto da coxa; glúteo máximo e reto da coxa o coeficiente foi baixo | 81 |

RESUMO

O estudo eletromiográfico dos músculos eretor da espinha, reto do abdome, glúteo máximo e reto da coxa, foi realizado em 20 voluntários do sexo feminino na faixa etária de 18 a 27 anos previamente selecionados. A atividade elétrica dos músculos foi captada com eletrodos de superfície, durante a postura em pé e estática, com os membros superiores paralelos e horizontais com carga nas mãos. Foi dada ao voluntário cargas equivalentes a 5% e 10% do seu peso corporal e foi modificada a posição dos membros superiores. Os voluntários permaneceram primeiramente com os cotovelos em extensão total depois foram mantidos a 90° com semi-flexão da articulação glenoumeral e, posteriormente, flexão total da articulação glenoumeral e dos cotovelos posicionando a carga junto ao corpo. Para o estudo estatístico, foi utilizada uma análise de variância para experimentos casualizados em blocos com esquema fatorial, e complementado com o teste de Tukey e estudo de correlação de Pearson, sendo adotado, em todos os testes, o nível de significância de até 5%. De acordo com os resultados, a atividade elétrica dos músculos eretor da espinha e glúteo máximo, foi estatisticamente maior do que os demais músculos estudados, na posição que a carga estava a uma distância horizontal maior do corpo, ou seja, quando os membros superiores estavam paralelos na altura dos ombros e com os cotovelos em extensão total. Os músculos reto do abdome e o reto da coxa apresentaram uma atividade elétrica menor e, estatisticamente, significativa. Portanto, foi observado que é vantajoso sustentar as cargas o mais próximo do corpo possível, tendo como objetivo diminuir fadigas e reduzir os riscos de lesões na região lombar, que são freqüentes em várias profissões. Neste estudo foi claramente observada a influência que a carga e a distância exercem sobre a musculatura estudada, associada com a postura em pé e ereto.

INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

De acordo com **KNOPLICH (1985)**, as diversas posturas (em pé, sentada, inclinada para frente) podem, durante o período de repouso ou de trabalho, ser realizadas em condições mais adequadas, possibilitando aos músculos o desempenho de suas funções de forma mais eficiente. Existem alguns fatores mecânicos que podem causar distúrbios musculoesqueléticos com o decorrer dos anos, tais como: má postura relacionada com posições inadequadas, repetitivas, de trabalho ou repouso.

POPE et al. (1985) relataram que existem certas características antropométricas, posturais, muscular e de mobilidade, que estavam freqüentemente relacionadas à presença ou ausência de dor lombar. O aumento de peso e altura acentuam a lordose lombar, diminui a força dos músculos abdominais e desequilibra os músculos flexores e extensores, restringe a mobilidade espinhal. Todo este conjunto sugere que pode aumentar o risco de dor lombar.

ASPDEN (1989) considerou que, sendo a coluna como um arco, pode então ser usada para descrever sua estabilidade biomecânica e calcular as forças desenvolvidas ao longo do eixo espinhal por qualquer postura ou carga. Na posição ereta, existe uma pequena atividade muscular e o peso é transmitido ao longo do eixo espinhal. Os músculos são intrínsecos na estrutura da espinha e a força que eles exercem tem que ser tratada como forças internas. As cargas externas sobre a espinha são: peso corporal, pressão intra-abdominal, quando ela ocorre, e também qualquer peso adicional que o indivíduo carregue.

Para **HALL (1993)**, embora componentes psicológicos e sociais sejam importantes fatores em alguns casos de lombalgia, o estresse mecânico desempenha um fator etiológico importante no desenvolvimento deste sintoma. Alguns fatores pessoais e ocupacionais estão associados a esta alta incidência; embora a dor nas costas seja a principal incapacidade para

peessoas de 20 a 45 anos nos Estados Unidos, a vítima mais comum é o homem de aproximadamente 35 anos, talvez pelo predomínio das atividades que envolvem o transporte de peso nas mãos, enquanto que alguns grupos femininos, como enfermeiras, registram níveis altos de dores lombares. As ocupações de alto risco, para o desenvolvimento de lombalgia, incluem os trabalhadores em serviços gerais, motoristas de caminhão, lixeiros, trabalhadores domésticos, mecânicos, auxiliares de enfermagem, enfermeiras, estivadores, lenhadores e trabalhadores da construção civil.

CARSON (1993) relatou que as lesões nas costas estão normalmente associadas com tarefas de manuseio de materiais e, a redução dessas lesões merece muita atenção. Entretanto, essas lesões ocorrem também por posturas incorretas. O local de armazenagem desses materiais deve ser avaliado. Idealmente, todos os materiais deveriam ser estocados entre a altura dos joelhos e ombros do trabalhador, pois inclinando abaixo dos joelhos ou estendendo acima dos ombros, gera tensão nas costas e pode causar lesão. Segundo o autor, a ergonomia aponta que todos os materiais deveriam ser armazenados nem abaixo de 15 polegadas e nem acima de 55 polegadas. A distância dos itens a serem carregados, empurrados ou puxados deveria ser minimizado; as bandejas e caixas usadas para transporte são também considerações importantes; elas deveriam ser grandes o bastante para o empregado poder balancear facilmente a carga carregada; seu peso também deve ser considerado. Planejar uma tarefa para que o trabalhador possa carregar a carga com as mãos em frente ao corpo, deve ser revisto, pois, como a carga move a coluna para frente, a força de compressão sobre o disco aumenta dramaticamente aumentando bastante o risco de lesão. Adicionalmente, o autor sugere eliminar qualquer postura desalinhada, especialmente de torção que também pode causar lesão.

KAIGLE, HOLM, HANSSON (1995) consideravam que a instabilidade da coluna lombar é um importante patomecanismo das lesões da coluna associada com vários sinais e sintomas clínicos. A função dos músculos intersegmentais é manter ou diminuir o movimento intervertebral que

é especialmente importante após uma lesão. O mecanismo pelo qual a musculatura provê a estabilidade à coluna lombar, não é totalmente conhecido; acredita-se que durante a ativação normal, músculos específicos são recrutados para corrigir deslocamentos e assim estabilizar a coluna.

MARRAS & LAVENDER (1995) verificaram que alguns estudos têm mostrado que os indivíduos poderiam ajustar seu corpo de modo que contribuísse com as forças antecipatórias e momentos associados com a perturbação apresentada. Este ajuste postural antecipatório tem sido medido como uma resposta individual a perturbações que afetam a estabilidade postural do corpo.

KIM & CHUNG (1995) também enfatizaram que as tarefas manuais têm sido um incessante tópico de pesquisa na ergonomia nas últimas décadas, porque excessos nas inclinações e rotações repetidas do tronco são conhecidos como a principal causa das lesões lombares. Na indústria, tem-se dado muita ênfase à redução da carga e frequência da tarefa para prevenir as desordens na região lombar.

PROPOSIÇÃO

PROPOSIÇÃO

A proposta do presente estudo foi analisar a atividade eletromiográfica dos músculos eretor da espinha, reto do abdome, glúteo máximo e reto da coxa, na postura ereta, com variação na posição dos membros superiores e adição de cargas graduadas nas mãos. A partir daí, fazer considerações de quanto a carga que o voluntário segura nas mãos, com variação da posição dos membros superiores, altera a atividade elétrica dos músculos em questão.

REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

FLOYD & SILVER (1955) relataram que os músculos eretores espinhais são descritos pela anatomia topográfica, como músculos extensores do tronco. Na posição ereta e com balanço espontâneo, a atividade dos eretores foi pequena, os indivíduos se posicionaram com os calcanhares juntos, olhando para frente, com os braços balançando livre e confortavelmente. Durante a sustentação de peso com uma das mãos, a atividade de contração do músculo eretor contralateral pode ser reduzida consideravelmente pela flexão lateral do tronco para o lado que o peso está sendo segurado. Com o peso igual nas mãos, não há assimetria na ação dos eretores e, usualmente, pouco aumento na atividade, comparado ao repouso.

BORELLI (1710)¹, DUCHENNE (1867)² e BEEVOR (1904)³, apud **FLOYD & SILVER (1955)** afirmavam que estes músculos se contraem quando o tronco é fletido partindo da postura ereta e, então, atuam como antagonistas da gravidade.

McCONAILL & BASMAJIAN (1969) revelaram que, quando estamos na postura ereta, a maioria dos indivíduos requerem pouca atividade e, algumas vezes, somente atividade reflexa intermitente dos músculos intrínsecos das costas. Os problemas da postura estática giram em torno da evidência de que o balanço ou equilíbrio do corpo humano, ou suas partes articuladas dependem de uma fina neutralização das forças da gravidade pela força contrária interna.

¹ BORELLI, J. A. *De motu animalium*. Editio Novissima auctior et emendatior, Petrus Vander, 1710.

² DUCHENNE, G. B. A. *Physiologie des mouvements*. Trans. E. P. Kaplan (1949). Philadelphia: Lippincot, 1867

³ BEEVOR, C. *Croonian lectures on muscular movement and their representation in the central nervous system*. London: Adlard and Son, 1904.

Para manter um equilíbrio na posição ereta com um gasto mínimo de energia interna, deve sair uma linha vertical do centro de gravidade e descer inerte pelos ossos da coluna e seus ligamentos. A atividade muscular é requisitada somente para ajustar esta postura, ou então, se o corpo é puxado da linha de gravidade, para trazê-lo até esta linha. A região lombar é pivô dos movimentos gerais do tronco, e os movimentos da região lombar são mais livres na parte mais baixa. Durante vários movimentos do tronco, diferentes camadas e parte da musculatura espinhal mostram padrões de atividade que têm claramente duas funções: algumas vezes eles iniciam movimentos e, outras vezes, estabilizam o tronco.

ROWE (1969) descreveu que, num trabalho realizado pela Kodak Park, foi observado que, no período de 10 anos, 35% dos trabalhadores sedentários e 47% daqueles que carregam peso fizeram visitas ao departamento médico devido à dor lombar. A maioria dos indivíduos não associaram a dor com qualquer circunstância anormal; a dor surgiu subitamente durante um esforço usual e atividade rotineira, sem qualquer ocorrência acidental. Quanto à idade, 70% estavam entre 30 e 40 anos; também foi observado que cerca de 70% das incapacidades lombares indicam degeneração do disco intervertebral.

Nos estudos a respeito da atividade isométrica prolongada dos músculos eretores, **TROUP & CHAPMAN (1972)** encontraram uma diminuição na atividade elétrica durante o início dos sintomas de fadiga. Eles atribuíram esta queda pela transferência da atividade para os outros músculos. No tronco, somente o mecanismo alternativo extensor é aumentado na pressão intra-abdominal, mas isto tem vantagem mecânica limitada na postura ereta.

MAGORA (1973) verificou que existe uma alta incidência de dor lombar em bancários e trabalhadores da indústria pesada. Isto pode ser explicado pela falta de treinamento adequado, técnica pobre de inclinação e execução de certas atividades, tais como levantar peso ou sentar com a coluna fletida. O esforço máximo inesperado tem um papel importante na causa da dor lombar; este esforço consiste de uma variedade de movimentos da coluna,

tanto em flexão ou extensão, com ou sem levantamento ou carregamento de peso.

FARFAN (1975) já considerava que um ligamento pode suportar uma carga, mas não pode movê-la, a atividade muscular é necessária para isto; então, esta interação do suporte ligamentar e potencial motor muscular é ativo no movimento da coluna espinhal, sendo convenientemente demonstrado no movimento de flexão. Quando há um endireitamento do tronco para cima, a coluna lombar permanece fletida, mantendo a tensão dos músculos e ligamentos; a pelve é então rodada para trás sobre o quadril pela potência dos músculos isquiotibiais e glúteos que, juntos, têm uma grande área transversal e uma grande ação de força, maior do que os extensores da coluna. A atividade da musculatura abdominal parece ser um mecanismo altamente coordenado para minimizar os riscos do torque, flexão e deslizamento de "stress" na coluna lombar.

ANDERSSON, ÖRTENGREN, HERBERTS (1977) observaram que, quando um indivíduo fica posicionado verticalmente com a pelve bloqueada e este segura uma carga a 40 e 50cm de distância do voluntário, num ângulo de 30°, a atividade eletromiográfica aumenta conforme aumenta a carga, e se mantém este ângulo. Eles observaram também a diferença significativa que existe na atividade eletromiográfica, quando o peso é segurado só por uma mão. Na distância de 50cm, os valores da atividade muscular foram altos, a nível de 3° lombar foi observada uma relação melhor entre o peso e a atividade mioelétrica.

CHAFFIN, et al. (1977) afirmaram que o ato de segurar materiais manualmente tem sido reconhecido como perigoso para os trabalhadores. Tensões e distensões músculo-esqueléticas, dor lombar, abrasão e dilacerações têm sido associadas estatisticamente às posições na indústria. Se uma carga é segurada longe do corpo, então o efeito ou "stress" da carga é muito maior. Isto é parcialmente evidente no dorso e no ombro e, além disso, o efeito horizontal da localização da carga sobre o sistema músculo-esquelético, a altura da carga é crítica. Se uma carga deve ser carregada acima da cabeça

ou ombros, o balanço do corpo é mais difícil de ser mantido, deixando uma possibilidade de movimentos dinâmicos rápidos que podem sobrecarregar bastante o sistema músculo-esquelético.

A descrição anatômica do músculo eretor da espinha que se segue, foi extraída de **GRAY (1977)**

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

SCHULTZ et al. (1982) fizeram um estudo a respeito de algumas atividades manuais que envolvem contração isométrica e simétrica, segurando uma carga sagitalmente nas posições ereta e flexionada. A análise biomecânica sugeriu que a contração dos músculos abdominais foi necessária somente nas tarefas de extensão-resistência, e que estes músculos não se contraíram durante as tarefas de segurar peso e a atividade elétrica permaneceu uniforme nos níveis de repouso durante a execução das tarefas. Nos músculos eretores espinhais lombares, uma excelente correlação foi encontrada entre a força de contração prevista e a atividade mioelétrica em todas as tarefas de segurar peso, apesar da variação das diferentes tarefas impostas a estes músculos.

FREIVALDS et al. (1984) afirmaram que tarefas variáveis, tamanho, forma e peso de uma carga, influencia na tensão sobre o dorso. Conseqüentemente, existe uma necessidade de especificar e quantificar a característica das tarefas de levantamento na tentativa de reduzir este sério problema de saúde ocupacional. No trabalho realizado por estes autores, foi

observado que cargas grandes atuam para aumentar o crescimento de reação de força vertical, e mais importante, forças compressivas em 5º lombar (L5) e 1º sacral (S1). Por exemplo, caixas de tamanho grande produzem grandes momentos de força e aumenta a força compressiva; com uma caixa pesada o indivíduo tem uma tendência a inclinar o dorso e puxar a caixa para a cintura para manter todo o corpo junto da carga.

ANDERSON et al. (1985) tiveram um interesse especial pelas variáveis tais como o tipo de tarefa, magnitude da carga nas mãos e a postura de trabalho na execução das tarefas. Eles observaram que a carga nas mãos afeta fortemente a compressão do disco, por exemplo, uma carga de 500 Newtons(N) nas mãos provoca pelo menos o dobro de compressão discal em relação à mesma condição sem carga.

KONDRASKE et al. (1987) consideraram que a relação da função muscular do tronco para a coluna não é bem entendida. Um levantamento de peso maior que o "limite crítico" pode predispor um trabalhador industrial a lesões lombares; devido à mensuração de técnicas inadequadas, existem controvérsias se o suporte de uma musculatura lombar fraca está relacionado à dor lombar.

SEROUSSI & POPE (1987) exploraram a relação entre movimentos gerados por cargas nos planos sagital e frontal utilizando a eletromiografia. Esta técnica tem sido usada durante muitos anos para descrever a mudança na atividade dos músculos do tronco com o levantamento de diferentes cargas e posturas. Para este trabalho, os Autores mensuraram um conjunto de ações de carga na postura ereta somente; as condições de carga pequena e ângulo zero de flexão estão dentro da posição onde os músculos do tronco, e não os ligamentos espinhais, suportam a coluna. O peso do tronco impõe uma grande carga adicional e isto permanece constante em todas as posturas de levantamento que já foram medidas; o peso do braço passa a ser um adicional quando muda sua posição.

STOKES et al. (1987) já alertavam que, no caso da coluna lombar, a anatomia é complexa e muitas variáveis são importantes. A musculatura

desta região é de interesse especial por apresentar alta incidência de problemas de dor que pode estar associada a fatores mecânicos. Então, a eletromiografia pode ser extensivamente usada para estudos da biomecânica do tronco.

Revisando alguns estudos, **JORGENSEN & NICOLAISEN (1987)** esclareceram que a frequência de problemas na região lombar é alta em grupos com capacidade de resistência estática baixa dos extensores do tronco, provavelmente por serem músculos mais fatigáveis e expostos à tensão postural que pode sobrecarregar a coluna e levar à dor.

VINK, VELDE, VERBOUT (1987) classificaram os músculos intrínsecos da região lombar numa parte medial, formada principalmente pelo músculo multífido, numa parte intermediária, músculo dorsal longo e uma parte lateral, músculo iliocostal lombar. O objetivo deste trabalho foi estabelecer as diferentes funções das três partes dos músculos quando é estabilizada a coluna vertebral. Os Autores analisaram as diferenças existentes no eletromiograma entre as partes destes músculos na posição estática, com variação na intensidade da força. Os autores concluíram que a parte medial aumenta a atividade quando a força é exercida; a coluna lateral aumenta sua atividade quando a força máxima é de 50%, chegando à conclusão de que os músculos intrínsecos se tornam ativos na manutenção da postura, principalmente quando equilibram forças no plano sagital.

Os registros da atividade elétrica com eletrodo de superfície, durante o ciclo flexão-extensão do tronco, fornecem informações comparáveis com as medidas intramusculares (**SIHVONEN, PARTANEN, HÄNNINEN, 1988**).

DOLAN, ADAMS, HUTTON (1988) fizeram uma comparação das posturas que são normalmente adotadas pelas pessoas quando estão sentadas ou eretas para verificar se existe alguma tendência consistente para minimizar a atividade dos músculos do dorso, para reduzir ou aumentar a curvatura lombar. A atividade dos músculos eretores espinhais foi medida usando eletrodos de superfície colocados em dois níveis lombares diferentes.

Foi observado que na postura ereta a média da curvatura lombar foi de $-30 \pm 12^\circ$. A atividade eletromiográfica na 5ª lombar (L5) foi maior do que na 1ª lombar (L1) apesar dos níveis serem menores que 10% da MVC. Comparada com a postura ereta, a curvatura lombar em todas as outras posturas em pé foi reduzida de 3° a 6° ; entretanto a atividade eletromiográfica foi aumentada.

Segundo **BENNETT et al. (1989)**, existem duas linhas de pesquisa sobre a influência da posição sentado sobre as estruturas da região lombar. Alguns consideram que a postura fletida diminui ou então elimina a lordose lombar, reduzindo a tensão sobre a parte posterior das vértebras e discos. Por outro lado, outros pesquisadores consideram que a manutenção da lordose lombar é necessária enquanto sentado, para diminuir a pressão intradiscal. No estudo da eletromiografia integrada e curvatura lombar na permanência em pé e na posição sentado em três tipos de cadeira diferentes, que foi realizado pelos autores acima citados, a curvatura lombar e a eletromiografia, foram maiores na posição em pé do que sentado nas três cadeiras; encontraram também atividade muscular mínima para manter-se em pé e sentado, e que não há alteração na eletromiografia de músculo eretor da espinha quando se altera a curvatura lombar.

GENAIDY & ASFOUR (1989) realizaram um estudo que envolve o ajuste do trabalhador no serviço, sendo também necessário informações da quantidade de material carregado que o trabalhador deve sustentar. Este estudo mostrou que o tempo de tolerância foi significativamente afetado pelas tarefas de levantamento, sendo este achado consistente com a literatura que cita a tarefa estática.

MAYER et al. (1989) afirmaram que durante a contração sustentada a cerca de 20% do nível do MVC (maximal voluntary contractions), o espectro de frequência mioelétrica muda consistentemente para frequências baixas, resultando no decréscimo da média ou frequência mediana. Isto sugere que uma medida objetiva do estado do músculo pode ser desenvolvida sem contar do MVC, se o nível de carga é escolhido como uma porcentagem de um costumeiro fator normalizante da força antecipada, tal como gênero e peso

corporal. A distribuição da mudança espectral está relacionada tanto com a magnitude da carga como com a duração de sua aplicação, com um declínio maior na potência de frequência média ocorrendo durante períodos precoces da aplicação da carga, como foi observado pelos autores durante seus estudos.

ROY, DE LUCA, CASAVANT (1989) afirmaram que a função dos músculos lombares é um componente importante da dor crônica do dorso. Uma alta incidência de lesões nesta região entre trabalhadores expostos a tarefas manuais de fadiga e vibração de todo o corpo sustenta este conceito. Em alguns estudos da fadiga muscular do dorso, foi investigado, o sinal eletromiográfico da musculatura lombar durante contrações estáticas. **OKADA, KONGI e ISHII (1970)**⁴ apud **ROY, DE LUCA, CASAVANT** estudaram os músculos das costas suportando uma série com aumento de cargas sustentada até o começo da dor muscular. O sinal EMG inicialmente aumentou com a fadiga e, então, durante as fases mais tardias, ele diminuiu, sugerindo que o indivíduo pode ter alterado sua postura para aliviar a dor muscular. Os autores também consideraram que existem pessoas que têm os músculos do dorso mais resistentes e capacidade física normal, apresentam pouca incidência de problemas no dorso comparado a pessoas sem condicionamento. Embora o mecanismo de associação do músculo insuficiente à dor lombar não esteja claramente entendido, considera-se que tecidos passivos da coluna ficam mais com o aumento funcional desses músculos.

RYDEN et al. (1989) descreveram que os fatores de risco para as lesões na região lombar são tanto individuais quanto risco de trabalho. No fator individual inclui-se: idade, sexo, antropometria, anormalidades músculo-esqueléticas, força muscular, capacidade física, fator psicossocial e prévia crise de dor lombar. Os fatores de risco de trabalho incluem: mudança de serviço, trabalho pesado, levantamento, inclinação e queda. Muitos funcionários de hospital têm o fator de risco de trabalho associado à lesão da

⁴ OKADA, M.; KOGI, K.; ISHII, M. Enduring capacity of the erectors spinae in static work. J. Anthropol. Soc. Nippon 78(2): 99-110, 1970.

região lombar porque o serviço dentro do hospital exige fisicamente. Direta ou indiretamente os pacientes devem ser carregados, e também movem equipamentos que contribuem para o problema. Ambos, enfermeiras e fisioterapeutas, têm sido identificados como profissionais da saúde que têm lesões ocupacionais na região lombar.

PARNIAMPOUR, NORDIN, SHEIKHZADEH (1990) relataram que existem vários estudos que investigaram a relação força/ capacidade e a incidência de dor lombar. A massa da carga e sua distância do corpo, contribuem com a força externa que é experimentada pela coluna lombar. Um estudo de fatores dinâmicos durante o levantamento mostrou que grandes massas e alta velocidade criam grande força na coluna lombar.

No estudo realizado por **BIEDERMANN, SHANKS, INGLIS (1990)**, para investigar a confiabilidade do registro de frequência mediana (uma medida de análise espectral) dos músculos multifido e iliocostal lombar, na avaliação da disfunção muscular, observaram que a variabilidade de frequência mediana entre dois testes e entre o lado direito e o esquerdo é aceitável para o multifido, mas não para o iliocostal. Concluíram que a técnica de registro de frequência mediana, com o propósito de medir a função muscular, parece ser bem apropriada para a pesquisa clínica, porém, sua aplicação na avaliação da disfunção dos músculos da região lombar está longe de ser simples.

KELSEY, GOLDEN, MUNDT (1990) durante seus estudos observaram que os trabalhadores que exercem tarefas manuais pesadas são mais acometidos de dor lombar e também prolapso de disco, com relação a outros trabalhadores; o risco ocorre mais nos trabalhadores que levantam objetos pesados, especialmente quando o objeto é segurado longe do corpo enquanto está levantando e também quando realiza a rotação enquanto levanta. O efeito benéfico é perdido se o objeto não é segurado próximo ao corpo. Citaram também que existem muitas evidências, nas quais, sugerem que a força e capacidade dos músculos do dorso e abdominal fazem a

proteção das lesões no dorso, aliviando pelo menos parte da sobrecarga mecânica sobre a coluna.

REBELATTO, CALDAS, DE VITA (1991) consideraram que, para avaliar qual a carga fisiologicamente suportável para indivíduos de diferentes faixas etárias, é necessário caracterizar um indicador de suportabilidade de carga pelo organismo. O peso corporal tem sido utilizado como indicador, pois a quantidade de carga a ser transportada é determinada por uma porcentagem do peso corporal.

Segundo **VOLINN, KOEVERING, LOESER (1991)**, em uma margem pequena mas estatisticamente significativa, as mulheres têm mais dor lombar do que os homens. Com relação aos trabalhos pesados e de transporte, os autores consideraram como um aumento do risco de dor lombar e distensão.

WOLF et al. (1991), utilizaram eletrodos de superfície e de fio no músculo eretor da espinha com a finalidade de comparar as duas técnicas de registro eletromiográfico. Observaram que existem diferenças na detecção do EMG durante a rotação, flexão lateral e amplitude final da flexão e extensão do tronco. Os autores supõem que uma porção maior do músculo é detectada quando se utilizam os eletrodos de superfície, sendo que os eletrodos de fio detectam uma pequena área do músculo, não representando a ação do músculo como um todo.

CHEREN (1992) considerava que nos momentos mais rotineiros do cotidiano é que a coluna vertebral tem sido motivo para preocupações entre pessoas das mais diferentes profissões e idades. O trabalho, em uma linha de montagem, envolve várias queixas de lombalgia entre os trabalhadores jovens, cuja profissão não envolve trabalho pesado ou posturas ruins, mas é altamente repetitivo e considerado estressante e monótono. Os efeitos dos fatores, como repetição, quantidade de carga sobre a coluna na unidade de tempo, bem como cargas estáticas, têm sido estudados com menor frequência, embora também sejam referidos como fatores de risco para a ocorrência de lombalgias relacionadas com o trabalho. Como é notado, a sobrecarga é uma fonte

conhecida da lesão imediata e, provavelmente, a lesão aumenta com o tempo de repetição das cargas, podendo levar à fadiga mecânica e efeitos de ruptura.

DELITTO & ROSE (1992) afirmaram que a contração da musculatura eretora é necessária para neutralizar o momento de inclinação sobre a coluna resultante da carga. Embora a atividade do eretor espinhal gere força compressiva sobre a coluna lombar, esta é capaz de suportar grande parte desta força; o que a coluna não pode suportar são as forças de deslizamento anterior produzidas pelo peso da extremidade superior do corpo e a carga. Os autores assumiram que a tensão muscular aumenta com a atividade eletromiográfica, e a tensão no músculo, de duração não variável, é essencialmente linear; a inclinação desta relação linear muda em diferentes pontos na curva de tensão-comprimento do músculo. Ainda **MORITANI & DE VRIES (1978)**⁵ apud **DELITTO & ROSE (1992)** mostraram que o encurtamento do músculo, que pode ocorrer durante uma contração isométrica, resulta na elevada atividade eletromiográfica.

TSAI et al. (1992) afirmaram que duas categorias de fatores têm sido encontradas e que influenciam o risco de lesão músculo-esquelética, nos indivíduos; estes fatores estão associados aos atributos pessoais e também às atividades de trabalho que incluem uma demanda de trabalho físico e natural, à soma de vezes que o indivíduo trabalha com esforço na postura e à frequência com que carrega materiais. A demanda física do ambiente de trabalho, particularmente trabalhos que requerem levantamento, carregar puxar, inclinar ou outros que não sejam posturas neutras do tronco, tem sido mostrada estar relacionada à lesão da região lombar.

Em um estudo mais completo sobre o desenvolvimento da resposta preparatória, **LAVENDER, MARRAS, MILLER (1993)**, submeteram alguns voluntários em sessões repetidas onde receberam cargas repentinamente com um intervalo de um minuto; esses voluntários desenvolveram estratégias preparatórias que tenderam a aumentar a ativação dos músculos posteriores

⁵ MORITANI, M. A. & DE VRIES, H. A. Reexamination of the relation between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am. J. Phys. Med.*, v. 57, pp. 263-277, 1978.

do tronco antes da aplicação da carga. Foi observada também a atividade eletromiográfica nos músculos abdominais de alguns dos voluntários, mas nenhum ajuste antecipatório postural consistente foi observado. A comparação entre as sessões iniciais e finais indicou que estas estratégias preparatórias tiveram êxito no aumento da estabilidade do dorso e na redução do pico de compressão estimado, atuando sobre a espínha durante a aplicação da carga.

De acordo com **MACINTOSH, BOGDUK, PEARCY (1993)**, a flexão da coluna vertebral é um movimento comum nas atividades da vida diária e que lesões na coluna vertebral freqüentemente envolvem um componente de flexão. No intuito de determinar os limites de segurança para a coluna nestas atividades, biomecânicos tem procurado desenvolver modelos para determinar a natureza, distribuição e magnitude das forças exercidas na região lombar e para derivar as alterações na sobrecarga que deve ocorrer em várias posturas e atividades. Ainda neste estudo, um modelo foi desenvolvido pelos autores para determinar os efeitos da flexão sobre a força gerada nos músculos da região lombar. O modelo revela que o braço de alavanca destes músculos diminui discretamente no comprimento, resultando em diminuição de até 18% no torque extensor máximo exercido através da região lombar. Cargas compressivas não foram significativamente diferentes daquelas geradas na posição em pé. Entretanto, houve maiores alterações nas forças de deslizamento, principalmente no deslizamento ântero-posterior no segmento de 5° lombar à 1° sacral (L5-S1).

ZWERLING, RYAN, SCHOOTMANN (1993) afirmaram que 80% dos adultos terão dor nas costas que levará a uma interferência em suas funções durante alguma fase de sua vida. Certas profissões são consideradas como fator de risco, como por exemplo: carteiro, balconista, carregador, motorista, mensageiro, trabalhador de manutenção. Em geral, a população feminina tem grande porcentagem da dor na região lombar.

DOLAM & ADAMS (1993) consideravam que algumas ocupações requerem freqüência e levantamento de peso, que estão bastante associados com o aumento de risco de prolapso discal e também com dor lombar. Na

postura estática, a atividade eletromiográfica está linearmente relacionada à ação da carga sobre o disco lombar. O eretor da espinha é realmente um grande grupo de músculos, e cada um com capacidade mais ou menos independente, isto dificulta assegurar exatamente quais estão sendo monitorados pelos eletrodos de superfície.

LAVENDER, MARRAS, MILLER (1993) determinaram que uma carga aplicada repentinamente nas mãos requer uma rápida geração de força no dorso para prevenir o distúrbio postural da instabilidade do corpo para um ponto onde possivelmente possa falhar. A resposta repentina do controle neuromuscular para a coluna suportar o aumento da carga mecânica é relativa comparando com a carga estática. Dois fatores são responsáveis por este aumento da carga biomecânica: primeiro, que a carga repentina, pela sua natureza, inclui um componente dinâmico na aplicação de força externa, e isto requer que uma força adicional seja gerada para minimizar o distúrbio da postura do corpo. Segundo, quando o sistema é sobrecarregado inesperadamente, há uma resposta surpreendente, onde ocorre uma reação do sistema. Com respeito a carga súbita transmitida para a região lombar, estas respostas preparatórias incluem um tensionamento muscular e coativação em toda mudança corporal e o desenvolvimento da pressão intra-abdominal.

MARRAS & MIRKA (1993), observaram em seus estudos a atividade eletromiográfica dos músculos do tronco, enquanto os indivíduos assumiam várias posturas isométricas de levantamento. Nestes estudos, os autores mostraram que os músculos se comportam em função da magnitude da carga, distância da carga em relação à coluna e posição do tronco durante o levantamento. Sob estas condições isométricas, os músculos agonistas foram ativos e foi observada pouca ação dos antagonistas.

ALEXIEV (1994) estudou o esforço isométrico de extensão do tronco e utilizou a eletromiografia integrada dos músculos lombares durante a posição ereta. Neste trabalho, os voluntários permaneceram com os joelhos em extensão, seus braços ao longo do corpo e a face posterior da pelve contra

uma mesa para poder empurrá-la. Nesta posição, eles estenderam suas costas contra uma resistência mecânica para produzir um esforço isométrico. Para registrar a atividade eletromiográfica, foram utilizados eletrodos bipolares de superfície bilateralmente sobre os músculos eretores espinhais a nível de 3º lombar (L3). O autor não encontrou diferença estatística significativa entre os lados dominante e não dominante. Os resultados do trabalho sugeriram que os músculos da região lombar são mais fortes em indivíduos normais do que em pacientes com dor lombar a mais de um mês, mas na posição ereta esta atividade se inverte.

COOPER & STOKES (1994) definiram que as disfunções dos músculos paravertebrais, que são vitais para a estabilidade da coluna, podem contribuir com os sintomas, desde que estes sigam parâmetros anormais de movimento e tensão nos tecidos passivos da coluna. Revisaram vários estudos que demonstravam fraqueza dos músculos paravertebrais e excessiva fadiga em pacientes com dor lombar, mas a causa destas anormalidades permanecem desconhecidas. Eles observaram, neste estudo, que durante contrações sustentadas do músculo normal, a atividade eletromiográfica aumenta para manter a força frente ao desenvolvimento de fadiga; com adição da carga, os músculos paravertebrais deveriam ter trabalhado a uma porcentagem maior de sua MVC. A redução do sinal espectral no teste de carga foi de forma não costumeira, e tem sido devido a falência da junção neuromuscular o que não é pensado que ocorra durante a contração voluntária máxima. Um fator conhecido que precipita rápido a fadiga é a isquemia, quando um músculo contrai a um nível maior do que 30% do seu MVC, e isto ocorre devido à compressão vascular intramuscular. O efeito do aumento de carga durante a atividade de fadiga dos músculos paravertebrais foi a causa da redução do recrutamento de unidades motoras sem alteração anormal do eletromiograma.

McCLENAGHAN et al. (1994) revelaram que a posição ereta é dinâmica, sendo normal uma pequena soma de movimentos. Basicamente, no ajuste postural, a manutenção do equilíbrio resulta de uma integração de

informação aferente (proprioceptiva, vestibular e visual) dentro de respostas motoras que produzem o balanço postural e mantém o centro de gravidade sobre esta base de suporte.

PAQUET, MALOUIN, RICHARDS (1994) baseados em alguns estudos eletromiográficos, sugeriram que a interação do movimento de alguns pacientes com dor lombar poderiam ser anormais porque o padrão de ativação dos músculos extensores da coluna, o eretor espinhal, tem sido mostrado como o mais ativado até o final da inclinação para frente, enquanto em indivíduos normais ele vai sendo desativado gradativamente até o final desta inclinação.

TWOMEY & TAYLOR (1994) relataram que na posição ereta a altura do disco intervertebral abaixa cerca de 85% devido à carga compressiva axial. Se estas cargas axiais são mantidas, causam a perda progressiva do fluido do disco. Se um indivíduo permanece em pé na posição ereta por um tempo prolongado, há uma tendência para a carga axial do peso do corpo aumentar a lordose lombar; deste modo, a faceta da articulação lombar terá um aumento proporcional à carga do corpo.

Segundo **VAKOS et al. (1994)**, a dor na região lombar é um problema que atinge 85% de todas as pessoas em alguma fase de sua vida e comum em pessoas com menos de 45 anos. O levantamento é uma atividade comum em muitas ocupações e acredita-se ser o primeiro contribuinte das lesões nas costas. A maior parte dos estudos tem focado sobre a atividade dos músculos do tronco, ou seja, reto abdominal, eretor espinhal, grande dorsal e pouca importância aos músculos extensores do quadril tais como glúteo máximo, bíceps femoral e semitendinoso; os extensores do quadril são posicionados anatomicamente para estender a coluna durante o levantamento porque estão fixados indiretamente na fáscia tóraco-lombar através do osso ilíaco e processo espinhoso da coluna lombar

ARUIN & LATASH (1995) em seus experimentos, observaram que os movimentos voluntários dos ombros, na direção positiva (flexão) de 90°, 60° e 30°, foram acompanhados pela ativação do músculo eretor da espinha,

seguida pela ativação do músculo reto abdominal, e uma segunda atividade eletromiográfica no músculo eretor da espinha. Os movimentos contra cargas grandes inertes presas ao punho bilateralmente demonstraram quantitativamente padrões de mudanças antecipatórias na atividade postural dos músculos. Um modesto aumento com carga inerte foi observado no eretor espinhal, reto abdominal e reto da coxa. Entretanto, estas mudanças não alcançaram um nível estatístico significativo. Uma simples análise das forças dinâmicas sugere que a flexão dos ombros (90°) induz uma perturbação relativamente grande do tronco no plano sagital. Em particular, os músculos da parte frontal do corpo demonstraram um aumento antecipatório em suas atividades, durante movimentos para trás (-90°); enquanto os músculos do dorso foram ativados primariamente, durante o movimento para frente (90°), embora a coativação do reto da coxa e tibial anterior possam ser parecidos. Durante a flexão dos ombros, a força reativa empurra o tronco para trás e este foi comumente corrigido por uma ativação eletromiográfica antecipatória no tibial anterior. A ativação do bíceps femoral e eretor da espinha impede o deslocamento para frente do centro de gravidade do corpo.

Segundo **BIENFAIT (1995)**, a insuficiência muscular é ainda uma seqüela do endireitamento estático humano. O principal elemento do controle da anteversão pélvica e da lordose lombar é a porção tônica do glúteo máximo, que é constituído por fibras oblíquas estendidas entre a aponeurose lombar e o tabique intramuscular externo da coxa. Essa insuficiência do controle da anteversão pélvica não é uma insuficiência muscular, mas uma fraqueza mecânica decorrente da verticalidade. A obliquidade de suas fibras promove uma alavanca posterior para o controle da anteversão; esta alavanca tem grande importância para as fibras oblíquas que reúnem a aponeurose lombar sacra ao tabique intermuscular externo da coxa.

BUCHANAN & LLOYD (1995) relataram que existem estudos que têm mostrado que o padrão de ativação muscular pode alterar, dependendo do tipo de tarefa que está sendo executado, mesmo com o torque e posição articular similar. Consideravam também que, durante tarefas isométricas por

exemplo, quando o ângulo articular é fixado e o torque pode variar ou também o contrário, são então recrutamentos musculares individuais diferentes, embora o torque e o ângulo articular sejam idênticos. Estudos prévios relataram que a coordenação dos músculos é diferente quando comparada com tarefas isométricas estáticas e também em movimentos lentos.

CALLAGHAN & MCGILL (1995) descreveram que a interpretação biomecânica dos músculos eretores da espinha mostra que o componente torácico dos extensores, que tem suas inserções desde o gradil costal e se expande para a coluna lombar inteira até o sacro e região medial da crista ilíaca, corre paralelo ao eixo compressivo; esses músculos têm um grande braço de força de todos os grupos extensores e sua linha de ação é muito superficial, justamente sobre a fáscia toracolombar. Deste modo, estes músculos são melhor situados para produzir uma grande força com o mínimo de força compressiva sobre a coluna, mas não têm capacidade de influenciar a força de deslizamento. Em contraste, os maiores extensores que inserem na região lombar são compostos por lâminas separadas que inserem sobre cada vértebra individual. Uma vez deixada sua origem sobre o sacro e região medial da crista ilíaca, se direcionam superficialmente e penetram suas inserções sobre o acessório vertebral e processo mamilar. Desta forma, os extensores lombares impõem uma grande compressão sobre a articulação. O aumento visto em ambos os músculos extensor e abdominal, com níveis elevados de compressão aplicada, sugere que alguns outros mecanismos devem ser encontrados. Talvez os músculos abdominais trabalhem para sustentar mudanças na postura lombar e, como carga compressiva, poderiam tender a acentuar a lordose requerendo esforço flexor adicional.

Segundo **KENDALL, McCREARY, PROVANCE (1995)**, uma distensão mecânica ou funcional que cause desequilíbrio de uma parte do corpo irá logo resultar em alterações compensatórias em outras partes do corpo. A mecânica da região lombar é inseparável da mecânica postural geral, principalmente da pelve e dos membros inferiores. Em adultos, poucas atividades requerem o uso extenuante dos músculos abdominais, enquanto a

maioria das atividades tendem a fortalecer os músculos lombares. Um fator importante a ser considerado como causa predisponente de encurtamento de músculos da coluna e relaxamento de músculos abdominais é que os músculos eretores da espinha são numerosos e curtos e se inserem em uma forte estrutura óssea, enquanto os músculos abdominais são longos com fortes inserções fasciais, porém sem uma estrutura óssea de suporte. Uma coluna pode ter um bom alinhamento na sustentação de peso, mas se os músculos lombares forem tensos, eles serão sujeitos à tensão indevida em uma tentativa súbita ou descuidada de inclinar-se para frente, ocorrendo distensão muscular aguda.

HAINLINE (1995) afirmou que a coluna vertebral é um agregado de unidades funcionais articuladas e superimpostas. A unidade funcional tem duas partes primárias: o segmento anterior que contém os corpos vertebrais separados pelo disco intervertebral; o segmento posterior protege a estrutura neural e determina a direção do movimento permitido pela unidade funcional. O segmento anterior é responsável pelo suporte, ponto de apoio do peso e flexibilidade. O segmento posterior é local de diversas inserções musculares, e as facetas determinam o tipo de movimento permitido por seu plano de orientação. O peso do corpo normalmente é transmitido para baixo, na coluna vertebral em direção ao sacro. A coluna adapta este "stress" do ponto de apoio do peso através de um aumento da massa dos corpos vertebrais caudais e aumenta o tamanho do disco que tem um sistema de absorção de fluido para absorver impactos, resistência a compressão e flexibilidade da coluna vertebral. Na coluna lombar, as facetas são orientadas verticalmente no plano sagital, assim a flexão e extensão são permitidas, e a flexão lateral e rotação são resistidas.

SHIRADO et al. (1995) consideraram que, do ponto de vista biomecânico, a coluna espinhal faz parte de uma cadeia biomecânica pela qual as cargas são transmitidas das mãos ou crânio através da coluna, através dos pés estáveis e em contato com o chão. O movimento de flexão e extensão do tronco e a habilidade desses músculos de contribuir para gerar torque estão

relacionados à interação do crânio, caixa torácica e pelve que são conectadas, umas às outras, pela coluna vertebral e músculos.

De acordo com **FARFAN (1995)**, os músculos que controlam o tronco podem ser divididos em três grupos: a) grupo dos paravertebrais: que está localizado posteriormente ao processo transversal e atrás do centro de rotação do complexo articular intervertebral; entretanto, eles produzem uma ação extensora; b) grupo dos abdominais: que estão localizados na frente do centro de rotação e têm a habilidade de fletir a coluna; e c) o músculo psoas que está localizado no centro de rotação e não produz um giro apreciável. Os glúteos e os isquiotibiais são os responsáveis pela rotação da pelve para trás, que leva a coluna durante o arco de movimento.

DOLAN, MANNION, ADAMS (1995) definiram os músculos eretores espinhais sendo compostos de fibras tipo I (lentas) e mais largas do que as do tipo II (rápidas). As fibras largas, entretanto, podem ser recrutadas por forças menores do que as fibras pequenas e este padrão de recrutamento pode explicar mudanças atípicas na frequência da eletromiografia de superfície com o aumento da força de contração. Outro problema é que o eretor espinhal consiste de um grande número de discretos fascículos musculares que são inervados separadamente e podem contrair independentemente. A porção torácica do músculo eretor espinhal tem uma porcentagem maior de fibras do tipo I do que a musculatura lombar e isto pode refletir numa diferença funcional nas duas regiões, porque são relativamente inativas durante a postura ereta.

De acordo com **GRANATA & MARRAS (1995)**, as tarefas de levantamento produzidas pelo tronco e cargas na coluna, são influenciadas significativamente por levantamento dinâmico e coatividade muscular. As análises dos modelos biomecânicos de carga que esforçam mais sobre o tronco e a coluna, simulam a execução realista do levantamento e representam mais precisamente a co-contracção do músculo.

Em outro estudo, **GRANATA & MARRAS (1995)** consideraram que a força contráctil do músculo atua através de seus momentos de força antropométrico para gerar força no tronco, enquanto simultaneamente

sobrecarrega a coluna em compressão e deslizamento. A atividade antagonista gera novamente aumento na carga espinhal pelo aumento da força de compensação do músculo extensor. De fato, na sobrecarga da coluna o componente da atividade antagonista pode ser significativamente maior do que a carga direta devido à vantagem mecânica dos músculos flexores do tronco.

HAGG (1995) revelou que a eletromiografia não é primariamente uma medida de carga mas, sem dúvida, é uma resposta fisiológica a uma carga externa. Duas classes principais de parâmetro de sinais são usados; amplitude expressa no "Root-Mean-Squared" (RMS) ou parâmetro espectral como a média ou potencial de frequência média. A análise de amplitude do eletromiograma é o mais direto, avançado e aproximado da mensuração da carga. A amplitude de um sinal eletromiográfico expresso como RMS ou valor médio retificado usualmente e denotado de EMG integrado (IEMG) está relacionado ao número de fibras musculares ativas tão bem quanto a frequência de disparo destas fibras, porque determina a força gerada pelo músculo.

HAN et al. (1995) mostraram em seus estudos que as cargas aplicadas na coluna lombar são parte de um número de estruturas como: músculos, elementos posteriores incluindo facetas e ligamentos. Os autores demonstraram que o levantamento a 0 N ou seja sem carga, 90 N e 180 N nas mãos, criou um momento de flexão externa máxima respectivamente de 109.6 Nm, 137.9 Nm e 161.7 Nm a nível do disco entre L3 e L4. A compressão sobre o disco variou de 3.4 a 5.0 vezes o peso corporal. No modelo estático, a força de compressão no disco foi menor do que no dinâmico. Um dos fatores mecânicos importantes é a magnitude das forças induzidas em várias estruturas durante a execução da tarefa que envolve a coluna, especialmente tarefas de natureza repetitiva. Também consideram que os músculos das costas têm um papel importante em resistir a carga externa, pois a previsão de forças para os músculos eretores para três diferentes tamanhos de carga foi aproximadamente 40.8%, 39.4% e 42.4% da soma de forças em todos os

músculos. Os músculos abdominais, entretanto, mostraram pequena atividade comparada aos eretores.

SCHOLZ, MILLFORD, McMILLAN (1995), após uma revisão da literatura, observaram que nos últimos 30 anos, vários trabalhos tem analisado o levantamento manual, sendo motivados pelo fato de que a carga é segura pelas mãos, incluindo levantamentos; é o maior fator etiológico da lesão lombar. O levantamento moderado de objetos pesados requer coordenação e participação dos componentes neuromusculares para que o controle da trajetória da carga até o ponto final seja arquivada, enquanto mantém o balanço e minimiza a pressão sobre as articulações do corpo.

MARRAS et al. (1995) revisaram a literatura e encontraram estudos epidemiológicos sobre tarefas de manuseio de material, onde detectaram a intensidade e postura estática de trabalho, frequência de inclinação e rotação, levantamento, empurrar ou puxar e repetições, como fatores de risco ocupacionais associados à dor lombar. No trabalho de postura estática, sendo frequentemente citado como fator de risco da dor lombar, foi observado que trabalhadores que se mantêm na mesma postura, sentados ou em pé, durante todo o dia de trabalho, apresentam grande risco de dor lombar.

NUSSBAUM, CHAFFIN, RECHTIEN (1995), consideraram que muitos componentes teciduais podem ser incluídos no modelo experimental, os músculos são componentes críticos, pois eles geram a maior parte dos momentos restaurativos que são requeridos para a manutenção e equilíbrio da postura. Além do mais, estes músculos atuam através de braços de força que são relativamente pequenos, e a força muscular, requerida constantemente para moderar atividades extremas, é grande.

SCHIPPLEIN et al. (1995), em seus estudos, utilizaram um modelo que incorpora múltiplas distâncias horizontais e verticais para determinar uma carga aceitável para uma condição de levantamento. Os multiplicadores foram baseados em condições epidemiológicas, biomecânicas, fisiológicas e psicológicas; o critério biomecânico foi derivado de uma análise estática, usando a força máxima de compressão do disco como uma base. Para o

multiplicador horizontal, a hipótese foi feita para que o “stress” de compressão axial atue sobre a região lombar na porção da distância entre a carga e a coluna. Foi observado que o efeito da distância horizontal foi independente do peso levantado e foi maior na região lombar do que na região do quadril; este estudo indicou que 40 cm é uma distância importante que não deveria ser excedida, pois foi observado que, com o aumento da distância horizontal, a força de reação do solo move posteriormente para equilibrar, e o centro de massa se desloca posteriormente.

ALLREAD, MARRAS, PARNIANPOUR (1996) afirmaram que o levantamento com as duas mãos produz movimentos mais rápidos do que com uma mão no plano sagital e, com uma mão, o risco de lesão lombar é bem maior. O levantamento de um peso moderado, com uma mão em extrema posição assimétrica, gera probabilidade de alto risco. Uma carga assimétrica aumenta drasticamente a extensão e velocidade na qual o levantamento foi feito; as grandes cargas podem adicionar problemas para os trabalhadores devido a grandes movimentos com a coluna.

GANTCHEV & DIMITROVA (1996) consideravam que durante a postura em pé ou com balanço sobre um suporte instável, o eretor espinhal fica normalmente em silêncio. Uma maior atenção foi enfocada na organização da preparação para a execução da tarefa motora que garante a estabilidade durante o balanço. Quando os pés são deixados livres, para mover em torno do eixo de rotação da articulação do tornozelo durante o balanço, observam-se modificações nas condições para manter a postura ereta. Também foi observado que o padrão geral de reação postural e ajustes posturais antecipatórios, durante o balanço sobre uma plataforma instável, aumenta a necessidade para manter a estabilidade do corpo. A grande variabilidade do início do músculo eretor espinhal, relatado na atividade eletromiográfica, durante o manutenção da estabilidade do corpo sobre uma superfície estável, foi aparentemente associada com grandes variações na parte superior da posição do corpo durante a execução da tarefa.

McGILL, JUKER, AXLER (1996) realizaram um estudo a respeito do braço de força dos músculos abdominais e extensores relativo à coluna lombar nas posturas em pé ou supino e com os músculos relaxados ou ativos. Foi observado que, no músculo abdominal anterior, o braço de força aumenta em 30% na posição em pé ereta, onde é ativo; quanto ao eretor espinhal, o braço de força aumentou aproximadamente 13% na postura ereta comparada com a posição prono relaxada.

LUTTMANN, SOKELAND, LAURIG (1996) analisaram alguns cirurgiões que adotam um período prolongado da postura que está associada com um alto nível de esforço sobre o sistema músculo-esquelético. Observaram que, em muitos casos, este esforço é grande porque o aspecto ergonômico não tem sido considerado suficiente no desenvolvimento do equipamento de operação e no método. Por exemplo, um endoscópio requer que as mãos segurem o instrumento simultaneamente, e olhe através da abertura do endoscópio. O resultado é a união da cabeça, mãos e endoscópio; os músculos dos ombros e parte superior dos braços, tronco e pescoço são ativados. Prolongadas cargas no músculo, especialmente na região dos ombros, braços e tronco, é esperado que ocorra a estabilização da postura corporal.

Ainda **LUTTMANN et al. (1996)** continuaram a estudar a postura dos cirurgiões que trabalham com endoscopia e constataram que a rigidez do corpo somado ao endoscópio resulta em uma prolongada carga estática sobre a musculatura. Sempre que a atividade muscular leva à fadiga, esta pode somente ser exercida por um período de tempo limitado e uma perda no desempenho muscular é esperado.

NEUMANN et al. (1996) analisaram 48 unidades espinhais funcionais que foram expostas a uma combinação de três tipos de carga: flexão anterior, deslizamento anterior e força de tensão vertical. A proporção pela qual estas cargas contribuíram na lesão foi determinada como uma porcentagem do total de absorção de energia até o ponto máximo de deslocamento da extremidade proximal do processo espinhoso. Foi observado

que a resposta biomecânica da coluna para a flexão anterior com carga tem sido estudada somente por métodos estáticos, ao passo que a resposta da coluna lombar combinada a carga dinâmica não tem sido estudada. Neste trabalho o mecanismo de lesão foi uma verdadeira lesão por flexão-distensão, como foi demonstrado pelas proporções de força atuando sobre a coluna: 60% da energia de absorção do segmento espinhal foi devido à força de tensão atuando sobre as estruturas posteriores, sendo que 30% desta energia de absorção corresponde à força de inclinação.

MAGNUSSON, ALEKSIEV, WILDER (1996) determinaram que, devido a um braço de força relativamente curto, a força dos músculos internos deve ser suficientemente grande para responder a uma carga externa para obter equilíbrio e estabilizar a coluna; provavelmente esta força muscular seja responsável pela maioria das forças compressivas e de deslizamento sobre a coluna e, conseqüentemente, é responsável por resultar nas lesões das costas, quando estas cargas se tornam extremas. Quando uma carga súbita é imposta sobre o corpo, os músculos responderão rapidamente para estabilizar o corpo. A carga repentina inclui um componente dinâmico da força externa na qual aumentará a carga interna; então, a resposta muscular resultará em uma força muscular maior do que na carga estática. Na postura ereta, sem movimento de qualquer segmento do corpo, o centro de pressão está diretamente relacionado ao centro de gravidade do indivíduo. Como os músculos das costas estão em tensão, resistindo a força de flexão que rapidamente termina, primeiro continua sua atividade de contração sem resistência, acelerando o tronco para trás, colocando o corpo fora de balanço; então, neste ponto, os músculos respondem com uma diminuição da atividade ou relaxamento antes de os músculos abdominais corrigirem a posição do corpo.

Segundo **WICKSTROM et al. (1996)**, já foi estabelecida a relação entre carga biomecânica com o dorso e a ocorrência das lesões lombares, sendo necessário determinar a carga que afeta a coluna lombar. No modelo Michigan, são exigidas informações sobre a postura corporal, força externa

nas mãos, peso e altura do indivíduo. Segundo **NIOSH (1981)**⁶ apud **WICKSTROM et al. (1996)**, que considerava o máximo permitido de carga sobre o disco de L5 e S1 de 6400 N, sugerindo que um nível de aproximadamente metade do máximo permitido é o que ainda melhora o trabalho e reduz riscos. É necessário considerar a duração e recorrência da carga, bem como os períodos de recuperação entre eles.

LEVINE, WALKER, TILLMAN (1997) relataram que, quando o tronco está estabilizado, a contração dos músculos abdominais conduz a pelve para uma posição de rotação posterior. As alterações biomecânicas na postura resultam tipicamente na alteração muscular, ligamentar, força articular e mudança postural compensatória em outras articulações; por exemplo, se um indivíduo tem um aumento na inclinação pélvica anterior e lordose lombar, a linha da gravidade modifica com relação à coluna lombar e com uma mudança correspondente à atividade dos músculos espinhais e à força no ligamento e disco intervertebral.

SPARTO et al. (1997) sugeriram que os levantamentos repetitivos sejam fator de risco de dor lombar. Entretanto a tolerância isométrica da musculatura do tronco tem sido frequentemente associada com o primeiro momento da ocorrência da história prévia da dor lombar. Segundo **ODDSSON et al. (1994)**⁷ apud **SPARTO et al. (1997)** que mostrou o silêncio na atividade, do eretor espinhal seguido por um grande aumento na atividade depois de uma força para trás, que indica uma força substancial de declínio nos músculos que podem ser lesados por tecidos passivos. Uma vez diminuída a estabilidade postural, pode aumentar o risco devido a mais lesões por carga sobre a coluna. Foi sugerido, então, que a resposta adaptativa por perturbações da carga ou plataforma, pode ser menos efetivo devido à fadiga, indicado, por uma redução na estabilidade postural.

⁶ NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health). Work practices guide for manual lifting. Department of Health and Human Services, Center for Disease Control, pp. 81-122, 1981.

⁷ ODDSSON et al. Conflict between voluntary and postural motor programs during perturbed lifting - a potential injury mechanism. Matsumoto, Japan, pp. 3-7, 1994.

HORAK, HENRY, COOK (1997) consideraram que o equilíbrio postural é a condição na qual todas as forças atuantes sobre o corpo estão balanceadas, este controle pode ser reativo em resposta a uma força externa que desloca o centro de massa corporal.

MATERIAL E MÉTODOS



MATERIAL E MÉTODOS

Os músculos eretores da espinha, reto do abdome, glúteo máximo e reto da coxa, foram analisados eletromiograficamente e bilateralmente, em 20 voluntários do sexo feminino, que foram selecionados após uma avaliação postural para descartar possíveis alterações posturais ou retrações musculares e por não apresentarem história de dor lombar, no mínimo por um ano. Estes voluntários pertenciam a uma faixa etária de 18 à 27 anos.

Os registros foram realizados no Eletromiógrafo NICOLET-VIKING II da NICOLET BIOMEDICAL INSTRUMENTS (Fig. 1), com oito canais, computadorizados e com impressora desk-jet, que pertence ao Departamento de Morfologia - Área de Anatomia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

Foram utilizados 08 pares de eletrodos de superfície mini, tipo BECKMAN (Fig. 2), para cada músculo, por não causarem desconforto aos voluntários. A gordura superficial da região da pele sobre os músculos onde foram colocados os eletrodos, foi previamente removida com solução álcool-éter, tornando assim a condução dos potenciais de ação, o mais nítido e preciso possível, bem como contribuiu para melhorar a impedância.

Os eletrodos foram previamente limpos com solução alcoólica 96% e untados com pasta eletrocondutora, com a finalidade de melhorar a captação dos potenciais de ação, a gordura superficial da pele foi previamente removida com solução álcool-éter. Os eletrodos foram fixados à pele, com colar adesivo, no local onde se percebia um volume maior da massa muscular através da palpação e seguindo a direção longitudinal das fibras musculares, com a distância de 2cm entre o centro dos eletrodos, conforme a técnica descrita por **BASMAJIAN & DE LUCA (1985)**. Para garantir a localização precisa da colocação dos eletrodos, realizavam-se manobras para evidenciar cada músculo em questão, conforme a técnica descrita por **KENDALL & McCREARY (1995)**; o eletrodo terra foi untado com pasta eletrocondutora e

fixado na região anterior do punho direito do voluntário por uma faixa de velcro, e ligada a um dos canais, em geral aquele que se mostrava ruidoso.

Foram utilizados os oito canais do Eletromiógrafo assim padronizados:

- A) canal 1 - m. eretor da espinha esquerdo
- B) canal 2 - m. eretor da espinha direito
- C) canal 3 - m. reto do abdome esquerdo
- D) canal 4 - m. reto do abdome direito
- E) canal 5 - m. glúteo máximo esquerdo
- F) canal 6 - m. glúteo máximo direito
- G) canal 7 - m. reto da coxa esquerdo
- H) canal 8 - m. reto da coxa direito..

No músculo eretor da espinha, o par de eletrodo foi fixado na altura da 4ª vértebra lombar, 3 cm à direita e 3 cm à esquerda da coluna vertebral (Fig. 3); para o músculo reto do abdome, o eletrodo foi fixado 2 cm afastado e 2 cm acima da cicatriz umbilical (Fig. 4); para o músculo glúteo máximo o eletrodo foi fixado obliquamente, 10 cm a partir da linha glútea posterior do ílio (Fig. 3); no músculo reto da coxa, o ponto de fixação foi a 15 cm a partir da linha média da patela em direção a crista ilíaca (Fig. 4).

As contrações isométricas dos músculos foram registradas eletromiograficamente nas posições descritas a seguir:

1ª posição - em pé, na posição ereta, com os membros superiores horizontais e paralelos, com flexão de 90° da articulação glenoumeral, cotovelos em extensão e antebraços em supinação, as mãos segurando um peso (Fig. 5).

2ª posição - em pé, na posição ereta, com os membros superiores horizontais e paralelos, com semi-flexão da articulação glenoumeral a cerca de 30° a 45° e flexão do cotovelo formando um ângulo de 90° e as mãos segurando o peso (Fig. 6).

3ª posição - em pé, na posição ereta, com os membros superiores paralelos e com a articulação glenoumeral na posição neutra, cotovelo com flexão total, as mãos permanecem com o peso junto ao corpo (Fig. 7).

As três posições sofreram uma variação no peso, que foi sustentado durante o registro eletromiográfico, sendo primeiro entregue 5% e depois 10% do peso corporal do voluntário.

Em cada posição, o registro eletromiográfico foi realizado logo após o peso ser entregue ao voluntário, cada traçado teve a duração de 200 ms por divisão e 200 μ v de amplitude, com intervalo de 1 minuto de uma posição para outra.

Foi utilizado o *software* MMP (multi model program) que permite o registro e visualização simultânea de oito canais, mas não faz a quantificação do sinal eletromiográfico. Para a análise desses sinais, foi utilizado um outro *software* SISDIN da LYNX Tecnologia Eletrônica Ltda., que analisa o sinal eletromiográfico de cada músculo separadamente e fornece o valor do RMS (Root-Mean-Square), (Tab. 1), que foi a medida eleita para análise dos resultados, pois segundo **BASMAJIAN & DE LUCA (1985)** o RMS é o que fornece mais informações sobre o sinal eletromiográfico.

No estudo estatístico realizado para este trabalho, foi utilizada uma análise de variância, para experimentos casualizados em blocos com esquema fatorial, considerando as seguintes causas de variação: músculos (erector da espinha, reto do abdome, glúteo máximo e reto da coxa); em três tipos de posição dos membros superiores com o voluntário em pé na posição ereta da coluna; pesos de 5% e 10% do peso corporal e também os lados direito e esquerdo. Esta análise foi complementada com o teste de Tukey e o estudo de correlações de Pearson em que os valores próximos a 1 e -1 indicam uma forte correlação entre as variáveis, quanto mais se aproxima de 0 o coeficiente indica maior independência, ou seja, uma variável não afeta a outra. O nível de significância adotado α foi de até 5%.

As análises estatísticas foram calculadas através do *software* SAS da SAS Institute Inc. (1989).



Fig. 1 - Eletromiógrafo Nicolet-Vicking II da Nicolet Biomedical Instruments de 8 canais, com sistema automático de aquisição do sinal eletromiográfico, com impressora HP Desk-Jet.

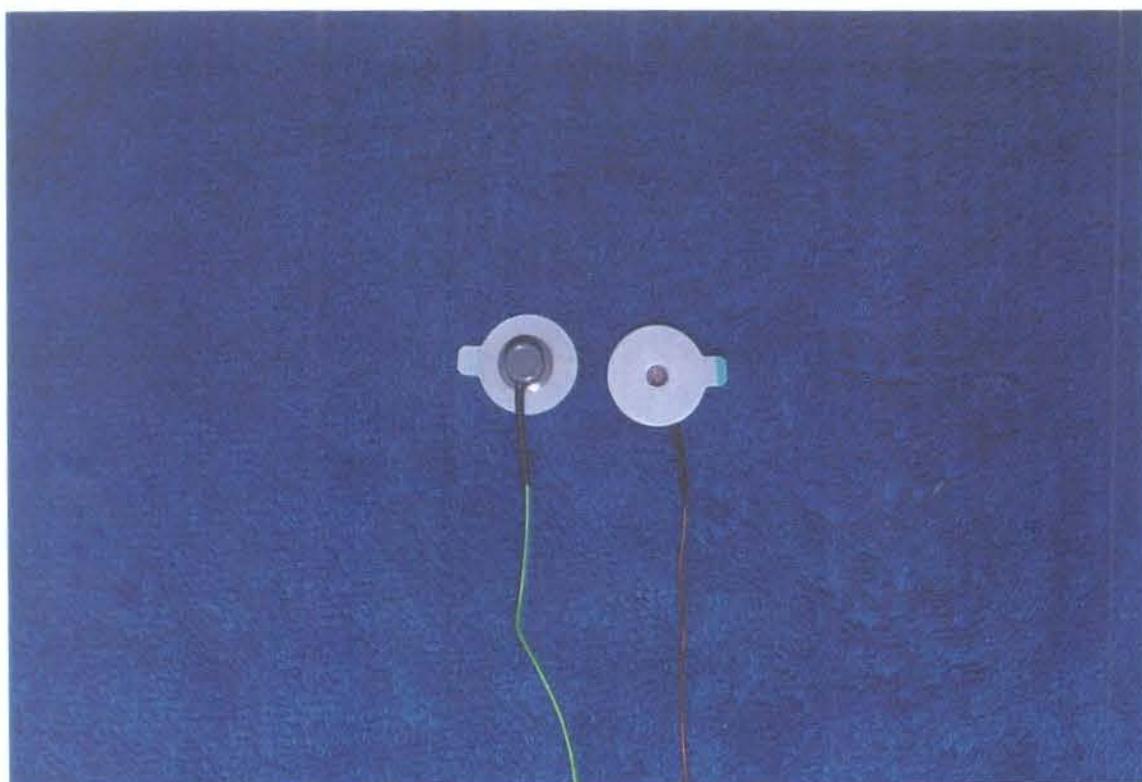


Fig. 2 - Eletrodos de superfície mini, tipo Beckman com colar circular adesivo utilizado para a fixação dos eletrodos na pele.

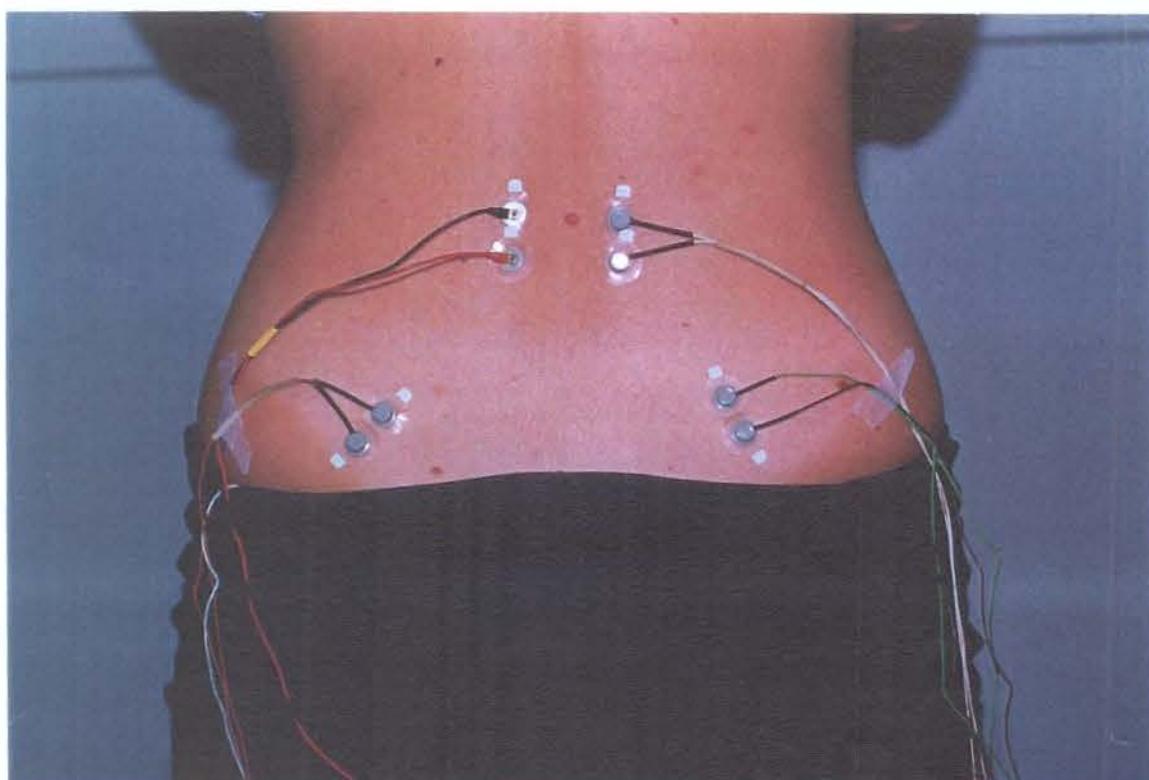


Fig. 3 - A) Eletrodos fixados bilateralmente no músculo eretor da espinha, situado na altura da quarta vértebra lombar e afastado 3 cm da coluna vertebral. B) Eletrodo fixado bilateralmente no músculo glúteo máximo, situado obliquamente a 10 cm a partir da linha glútea posterior do osso ilíaco.

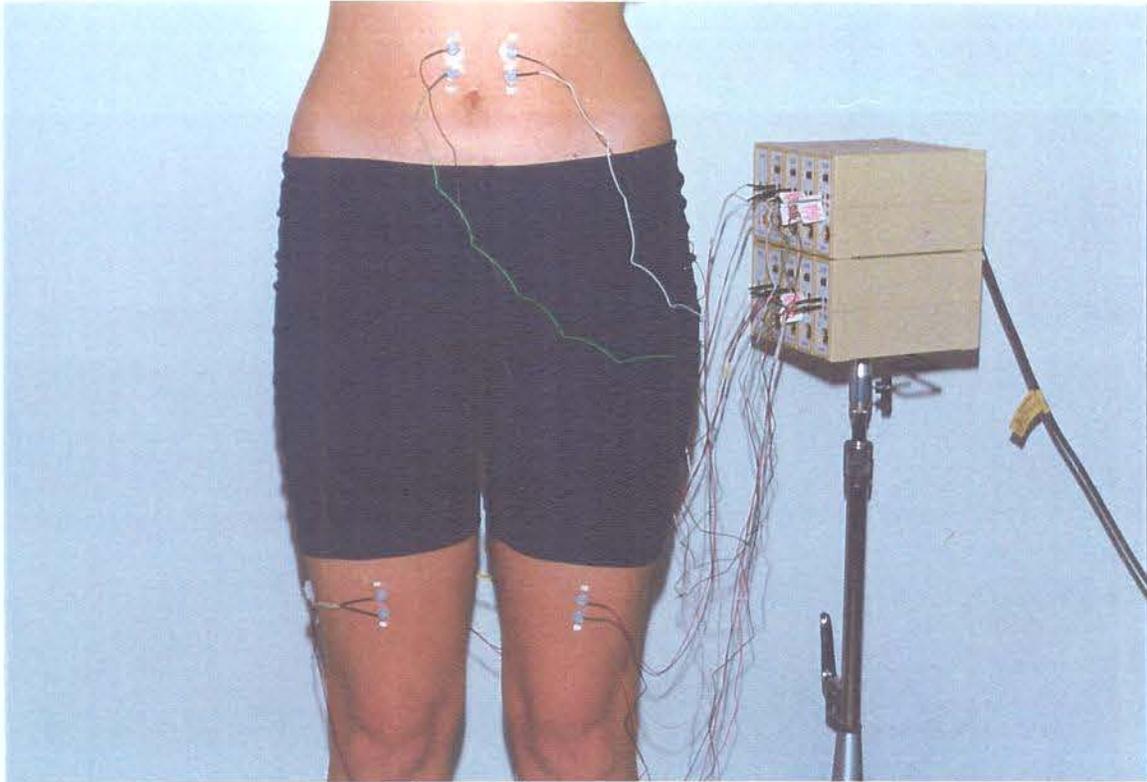


Fig. 4 - A) Eletrodos fixados bilateralmente no músculo reto do abdome situado a 2 cm afastado e 2 cm acima da cicatriz umbilical. B) Eletrodos fixados bilateralmente no músculo reto da coxa, situado a 15 cm acima da linha média da patela em direção à crista ilíaca.

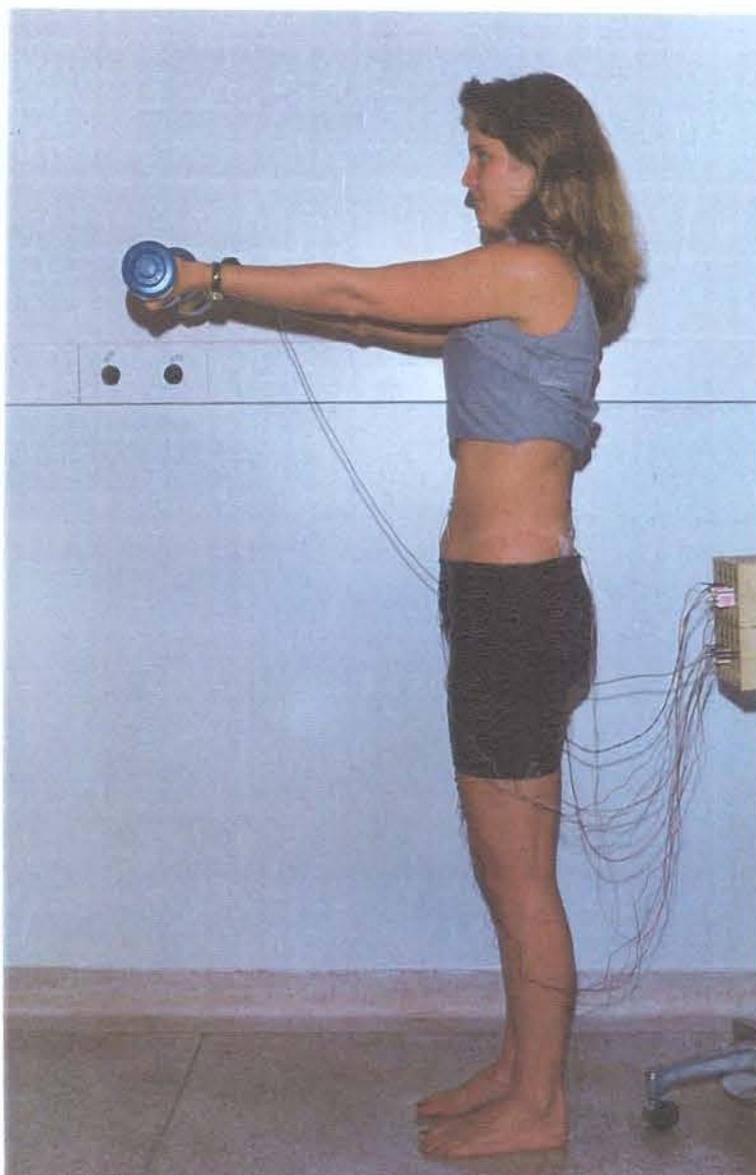


Fig. 5 - Posição 1 - voluntário em pé, na posição ereta, membros superiores paralelos com flexão da articulação glenoumeral, cotovelos em extensão e antebraços em supinação, sustentando a carga nas mãos.

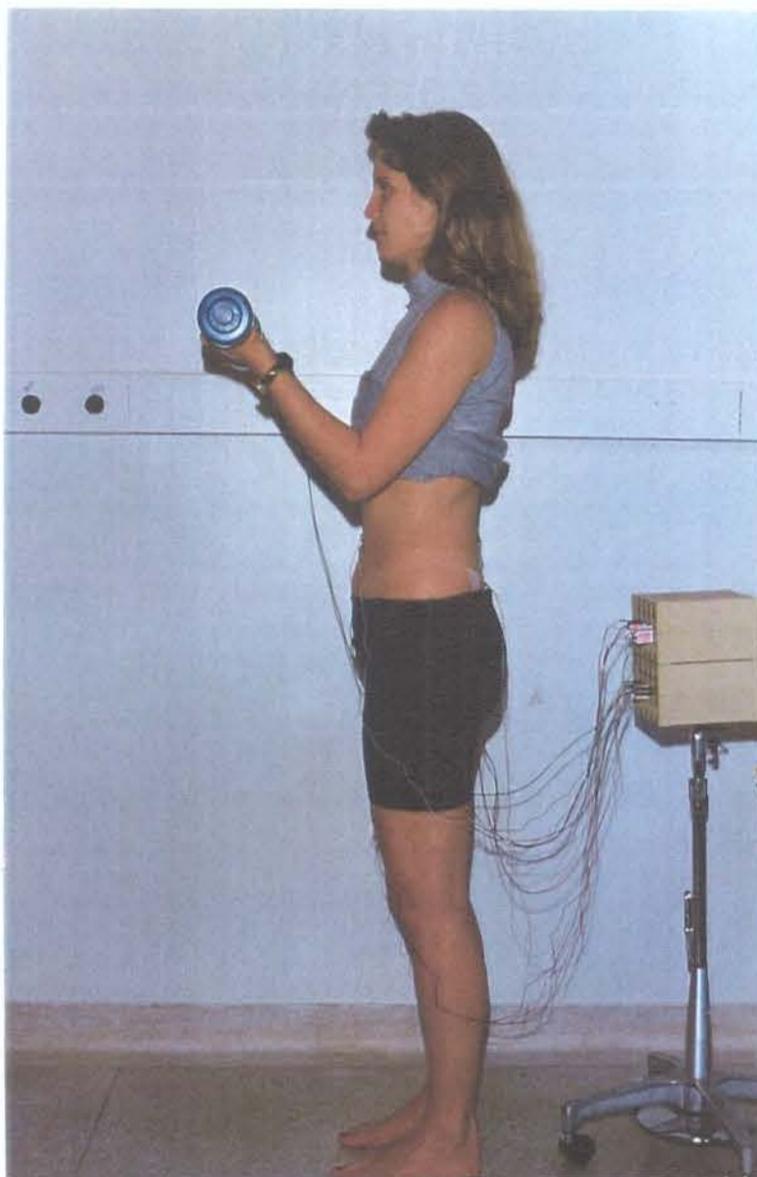


Fig. 6 - Posição 2 - voluntário em pé, na posição ereta, membros superiores paralelos com semi-flexão da articulação glenoumeral, cotovelos formando um ângulo de 90° e sustentando a carga nas mãos.

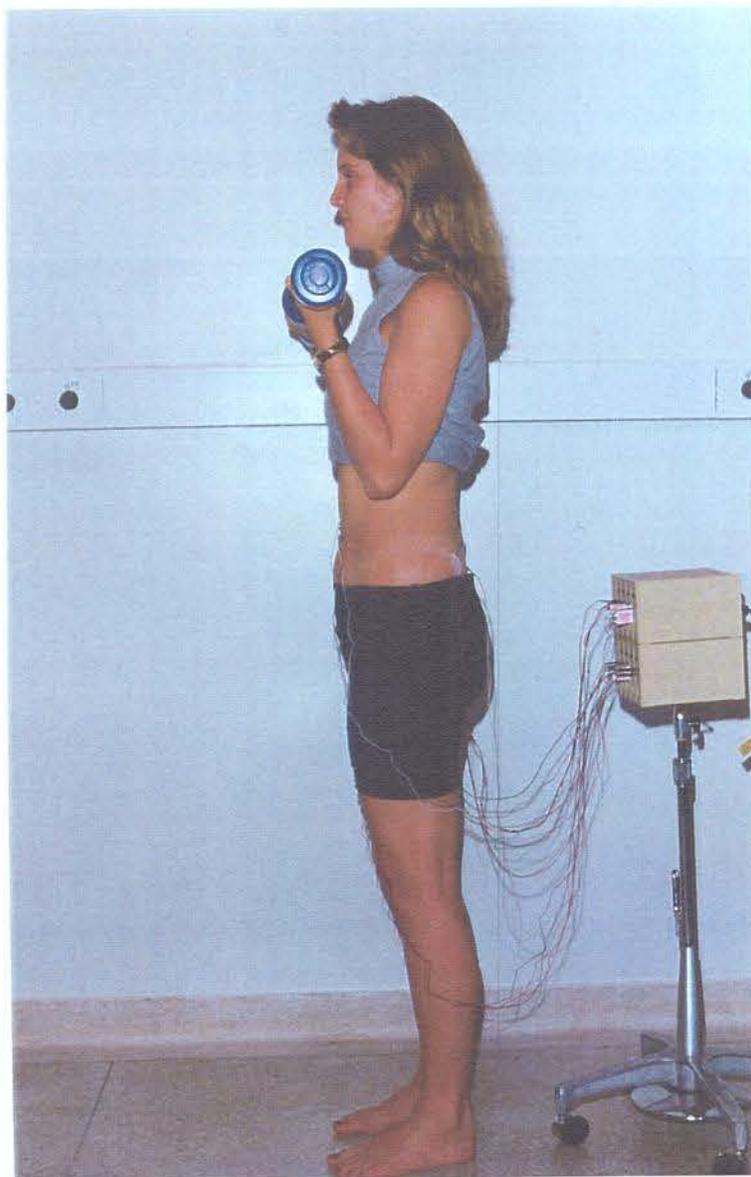


Fig. 7 - Posição 3 - voluntário em pé, na posição ereta, membros superiores paralelos, articulação glenoumeral na posição neutra, cotovelos em flexão máxima e sustentando a carga pelas mãos junto ao tronco.

RESULTADOS

RESULTADOS

Os sinais eletromiográficos dos músculos eretor da espinha, reto do abdome, glúteo máximo e reto da coxa, apresentados nas Figuras 8 a 13, são os mais representativos referentes ao resultado deste trabalho. Estes traçados foram obtidos originariamente durante a coleta dos dados. Através do software SISDIN, foram calculados os valores de RMS, posteriormente usados na análise estatística.

Músculo **Eretor da Espinha**: a análise de variância mostrou que a posição e a carga afetam a atividade elétrica deste músculo (Tab. 2), a um nível de significância de 5%. Fazendo uma comparação entre as posições, pode-se observar que na posição 1 a atividade elétrica é superior às demais (Fig. 14 e Tab.3).

Na comparação entre as cargas, ficou evidente que a atividade elétrica deste músculo foi estatisticamente maior com a carga de 10% do peso corporal (Fig.15 e Tab.4). Quanto aos lados direito e esquerdo, não houve diferença no comportamento do músculo, como pode ser observado na análise de variância (Fig. 16).

Músculo **Reto do Abdome**: a análise de variância detectou que a atividade elétrica deste músculo sofre influência da posição, lado e carga com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%), e também uma interação entre posição e carga que afeta significativamente sua atividade elétrica a um nível de 5% (Tab. 5).

Por apresentar essa interação significativa indica que existe um efeito conjunto de dois fatores que estão influenciando a atividade do músculo; então, em uma posição é esperado que a carga se comporte de uma maneira, ao passo que, em outra posição, o comportamento se torne diferente.

Comparando então as médias de atividade elétrica nas posições estudadas, observou-se que há diferença entre a posição 1, que leva a uma

atividade maior que as demais, principalmente com a carga de 10%, que é maior do que com a carga de 5% (Fig. 17 e Tab. 6).

Comparando-se também as médias de atividade elétrica com as diferentes cargas, fica mais clara a existência da interação entre as variáveis. Foi observado diferença estatística significativa na posição 1 e, nas posições 2 e 3, as cargas não geram atividade elétrica diferente. Com relação aos lados, há diferença no comportamento do músculo dentro de um nível de significância de 5%. O lado direito foi mais ativo (Fig. 18 e Tab. 7).

Músculo *Glúteo Máximo*: Na análise de variância apresentou um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) na posição e carga, mostrando que há influência na atividade elétrica devido à esses fatores. Foi observado também uma interação entre carga e posição que afetam a atividade elétrica do músculo com um nível de significância de 5% (Tab. 8).

Há uma diferença estatística significativa entre todas as posições comparadas umas com as outras. A interação posição-carga decorre de uma potencialização do efeito da posição 1 quando sustenta 10% de carga; a atividade elétrica nesta posição é muito maior do que quando sustenta 5% de carga, é superior a qualquer outra combinação (Fig 19 e tab 9 ,10).

Quanto à comparação das cargas, a diferença mais significativa ocorre na posição 1; e, com relação aos lados, não há diferença no comportamento do músculo, dentro de um nível de significância de 5% (Fig. 20).

Músculo *Reto da Coxa* : na análise de variância foi observado que a atividade elétrica sofre influência da posição 5% (p-value 0,01%) (Tab. 11). Comparando as posições, há diferença estatística significativa entre a posição 1 com as posições 2 e 3, sendo que estas não apresentam diferença significativa entre si (Fig. 21). Não foi observada diferença entre os lados (Fig. 23) e nem entre cargas (Fig. 22 e Tab. 12).

Quanto ao estudo das correlações de Pearson (Tab. 13), realizadas entre os músculos eretor da espinha e reto do abdome; eretor da espinha e glúteo máximo; reto do abdome e glúteo máximo; reto da coxa e glúteo

máximo, sequer são estatisticamente diferentes de zero, indicando que há independência entre as variáveis. A correlação entre eretor da espinha e reto da coxa também resultou em um coeficiente muito baixo de 22,68%, quando o adequado seria, no mínimo, algo em torno de 60%; a correlação entre glúteo máximo e reto da coxa também foi inferior a 60% (18,42%).

Conclui-se que a atividade elétrica em qualquer um dos músculos estudados tem pouca correlação com a atividade elétrica dos demais músculos avaliados.

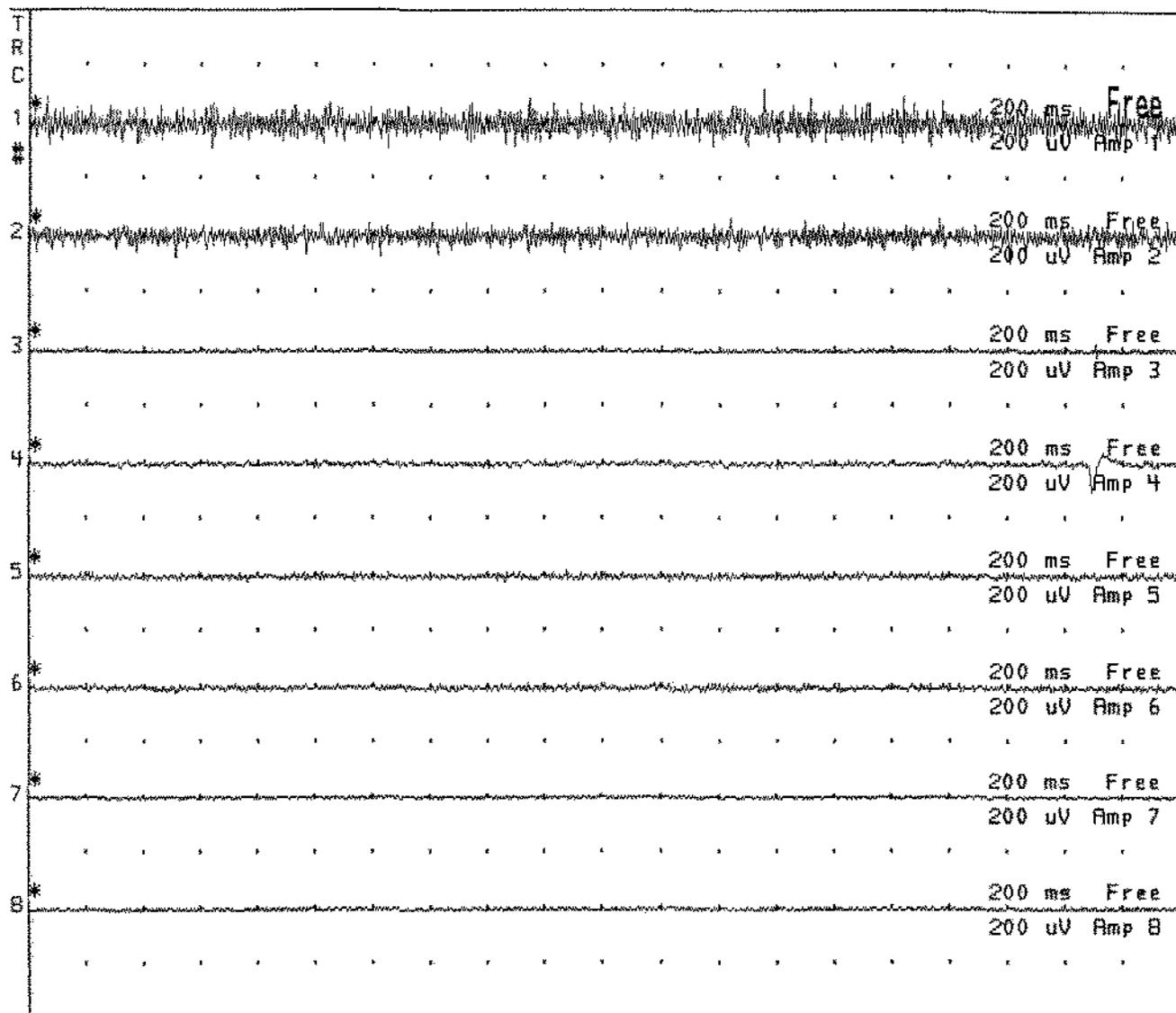


Fig. 8 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8); na posição 1 com 5% do peso corporal do voluntário.

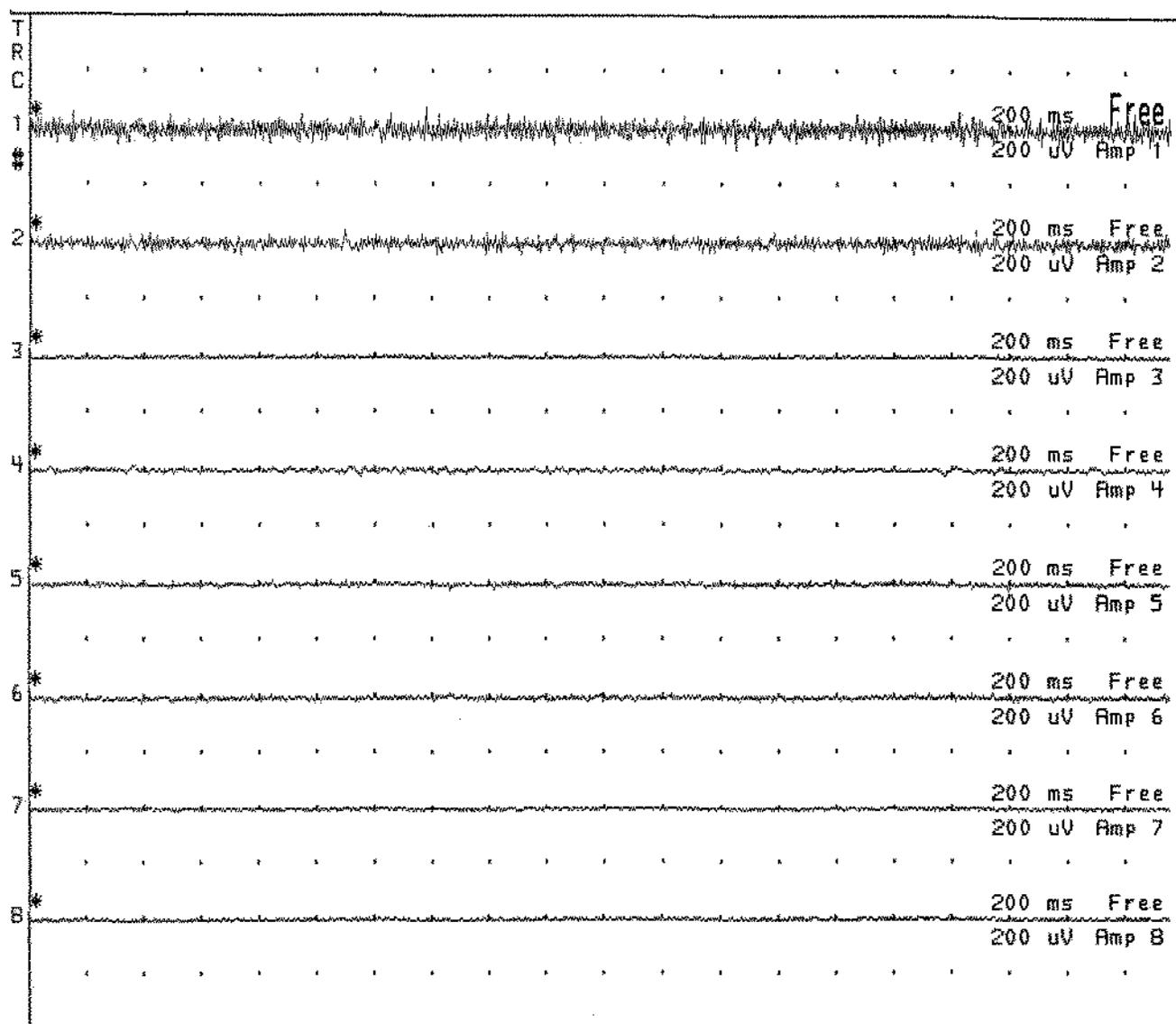


Fig. 9 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8); na posição 2 com 5% do peso corporal do voluntário.

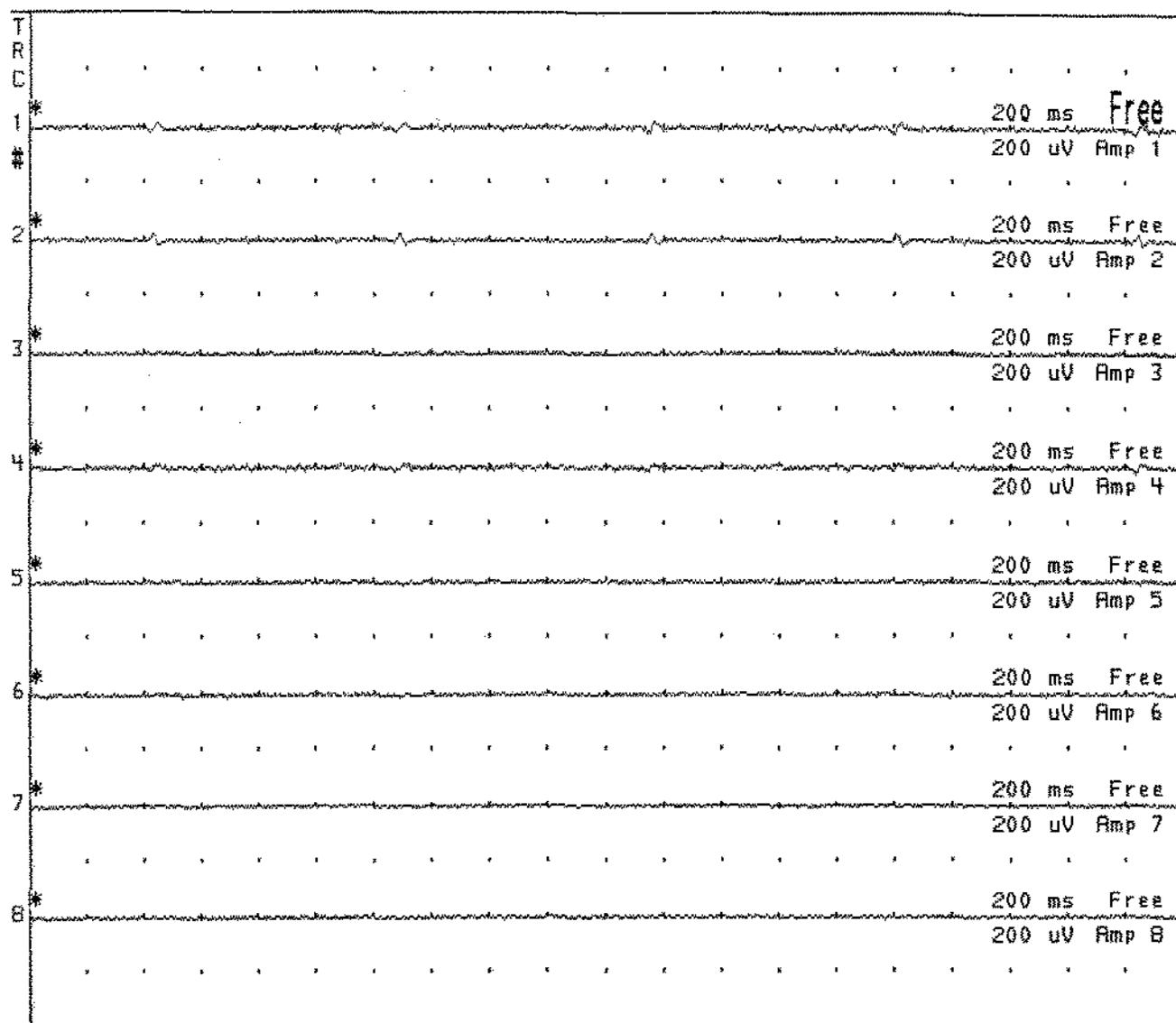


Fig. 10 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8); na posição 3 com 5% do peso corporal do voluntário.

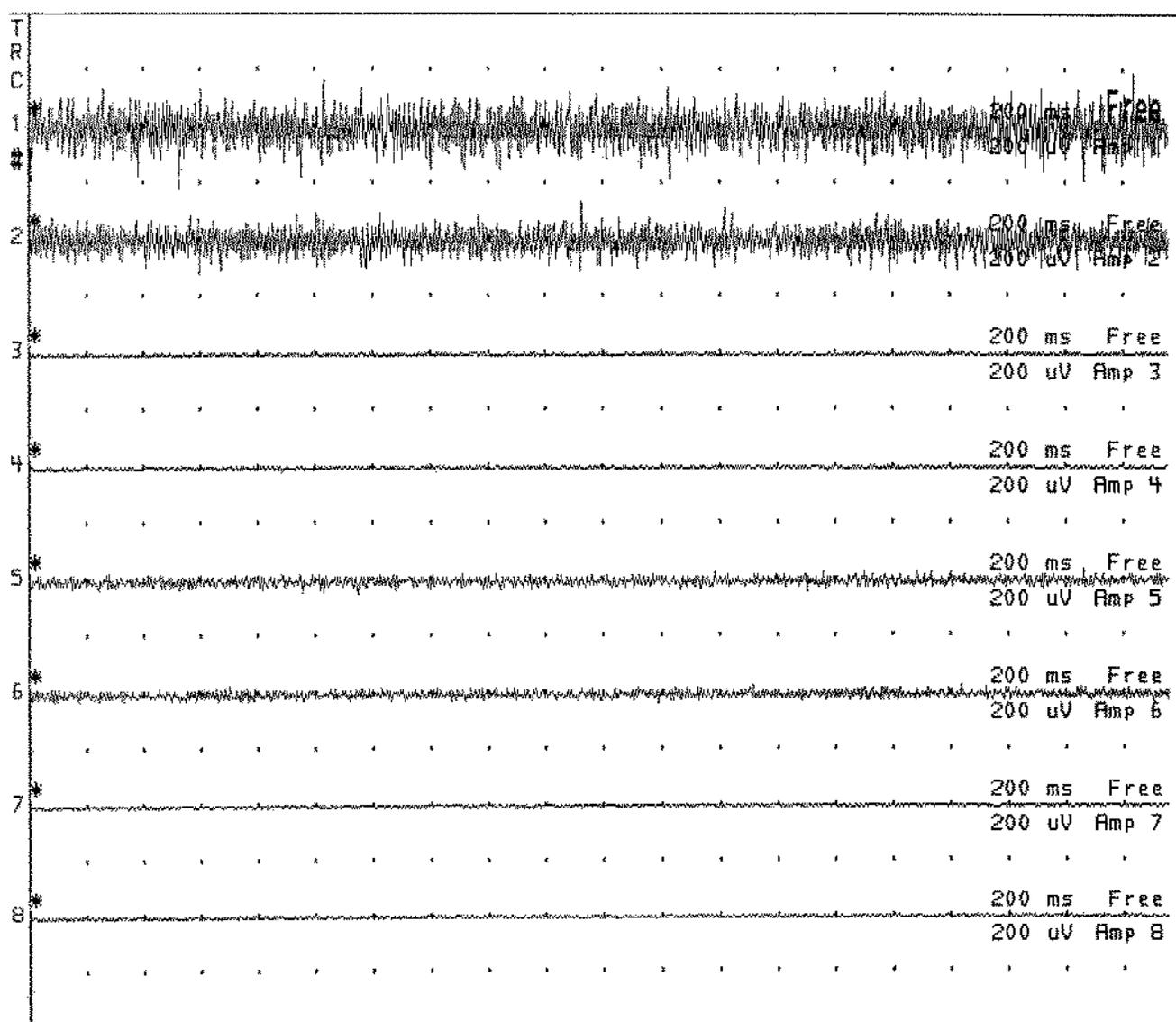


Fig. 11 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8), na posição 1 com 10% do peso corporal do voluntário.

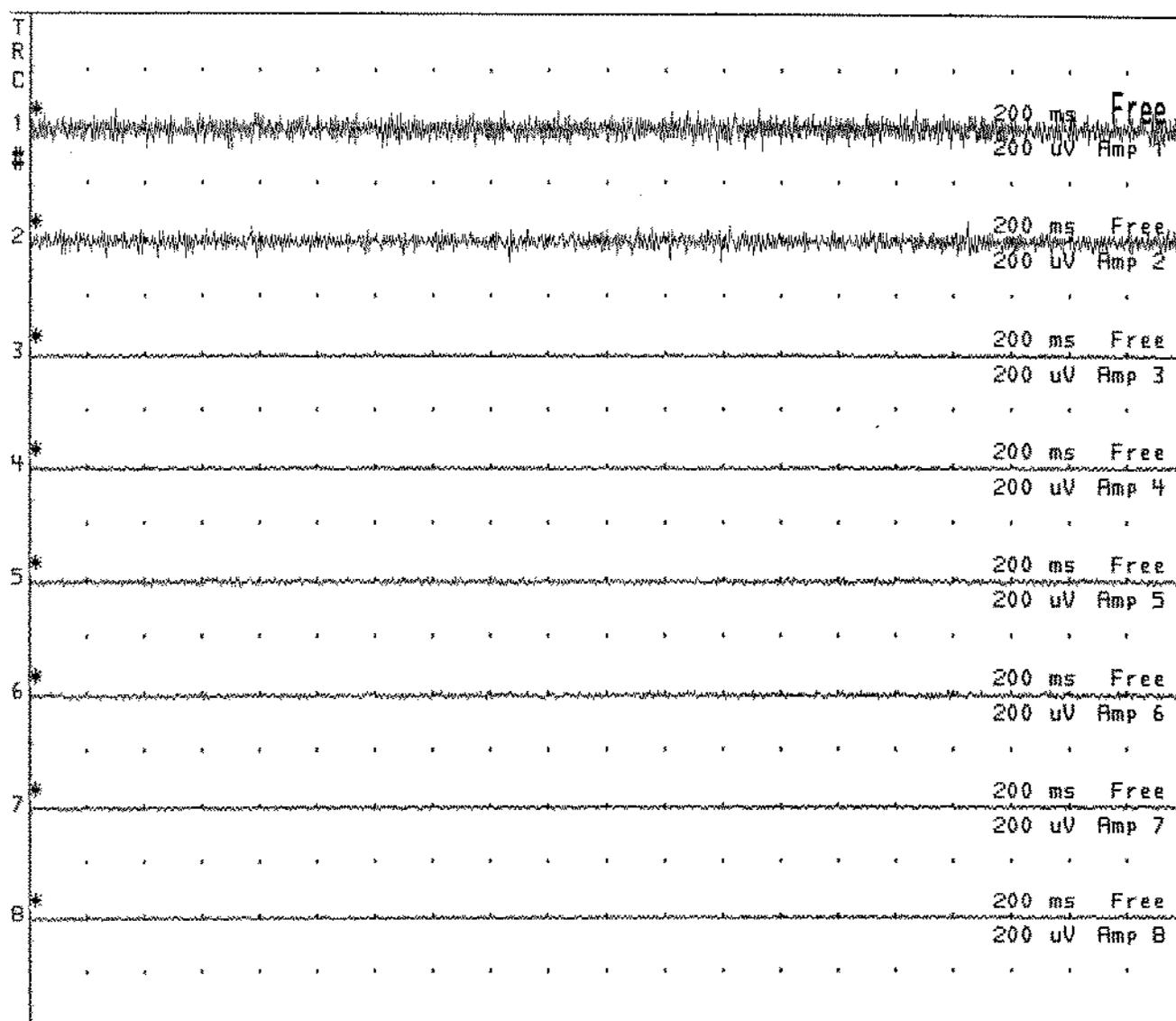


Fig. 12 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8), na posição 2 com 10% do peso corporal do voluntário.

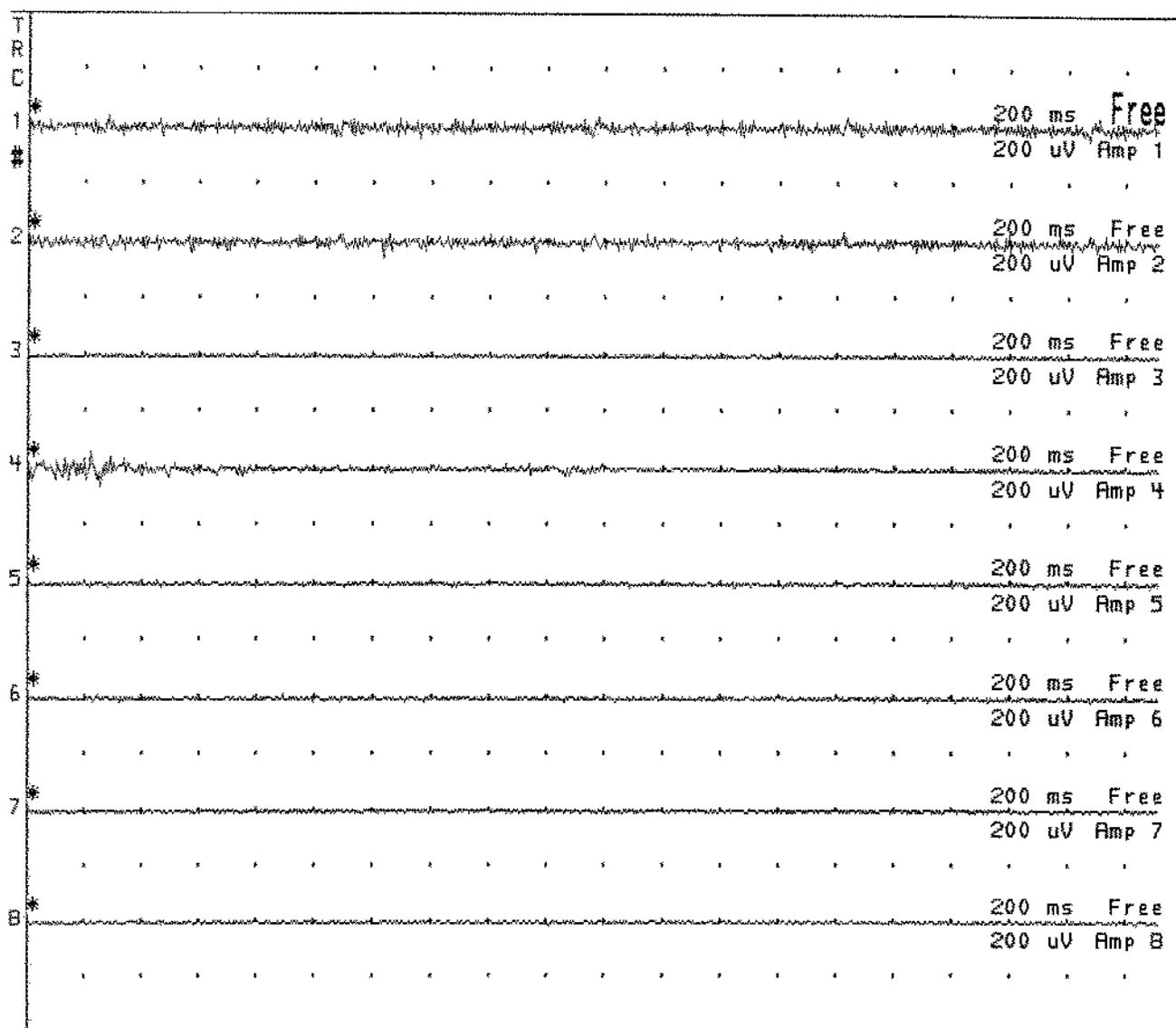


Fig. 13 - Eletromiograma dos músculos eretor da espinha esquerdo (1); eretor da espinha direito (2); reto do abdome esquerdo (3); reto do abdome direito (4); glúteo máximo esquerdo (5); glúteo máximo direito (6); reto da coxa esquerdo (7); reto da coxa direito (8), na posição 3 com 10% do peso corporal do voluntário.

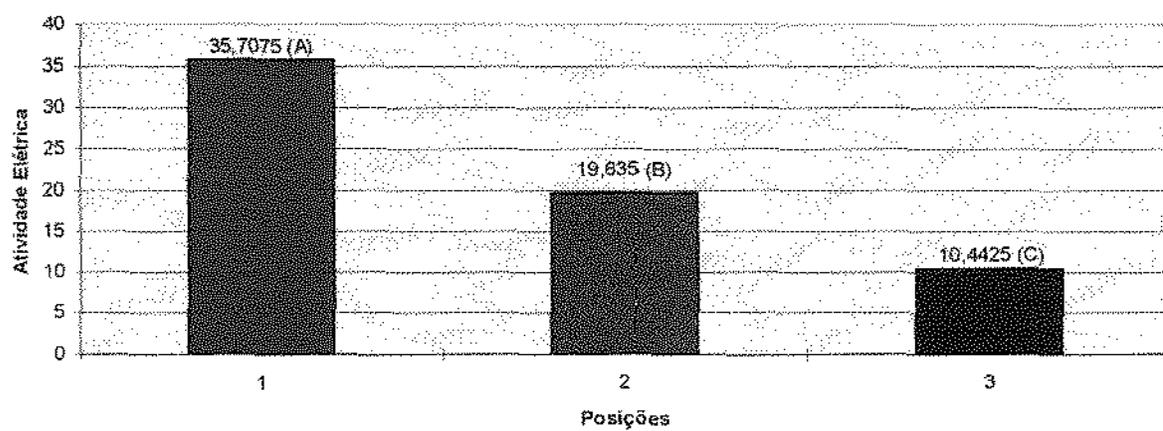


Fig. 14 - Média das atividades elétricas observadas no músculo eretor da espinha, comparando as posições 1, 2 e 3. Há maior atividade na posição 1 a um nível de significância de 5% (p-value 0,01%).

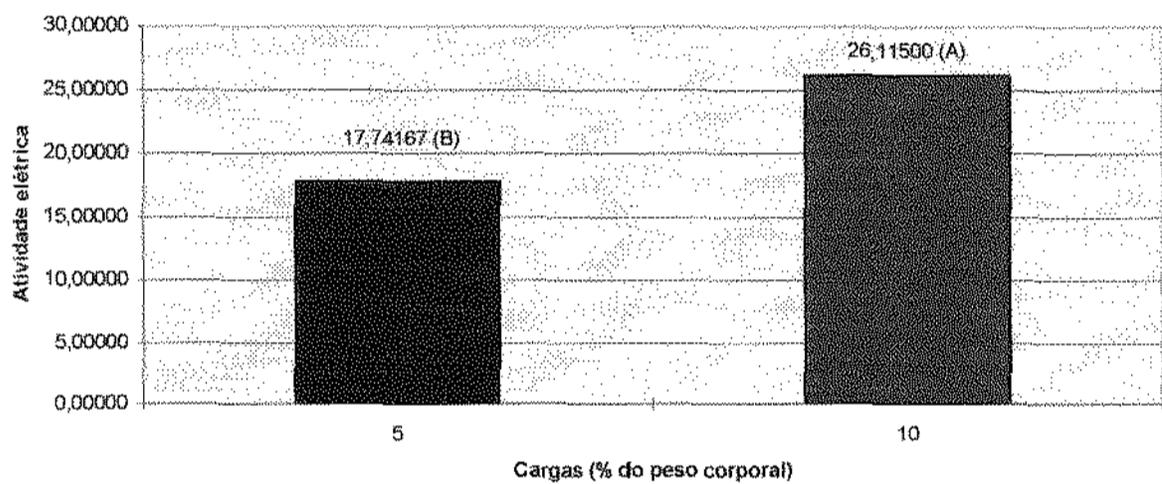


Fig. 15 - Média das atividades elétricas observadas no músculo eretor da espinha, comparando as cargas utilizadas de 5% e 10% do peso corporal, demonstrando maior atividade com a carga de 10% a um nível de significância de 5% (p-value 0,01%).

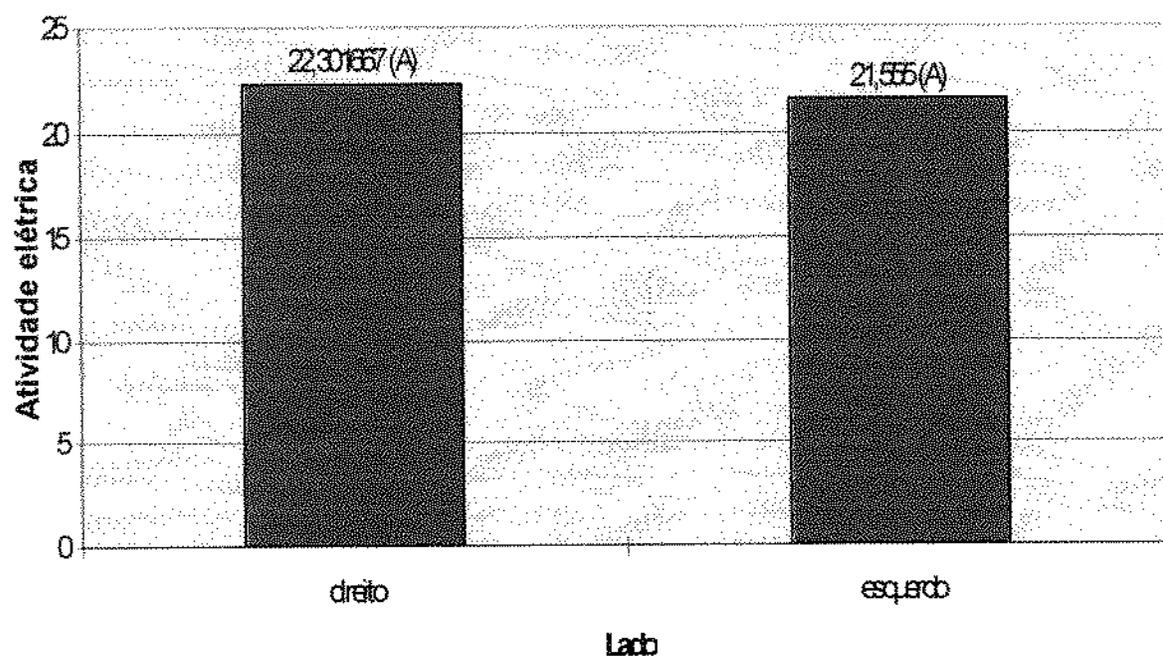


Fig. 16 - Média das atividades elétricas observadas no músculo eretor da espinha com relação aos lados direito e esquerdo. Não foi observada diferença estatisticamente significativa.

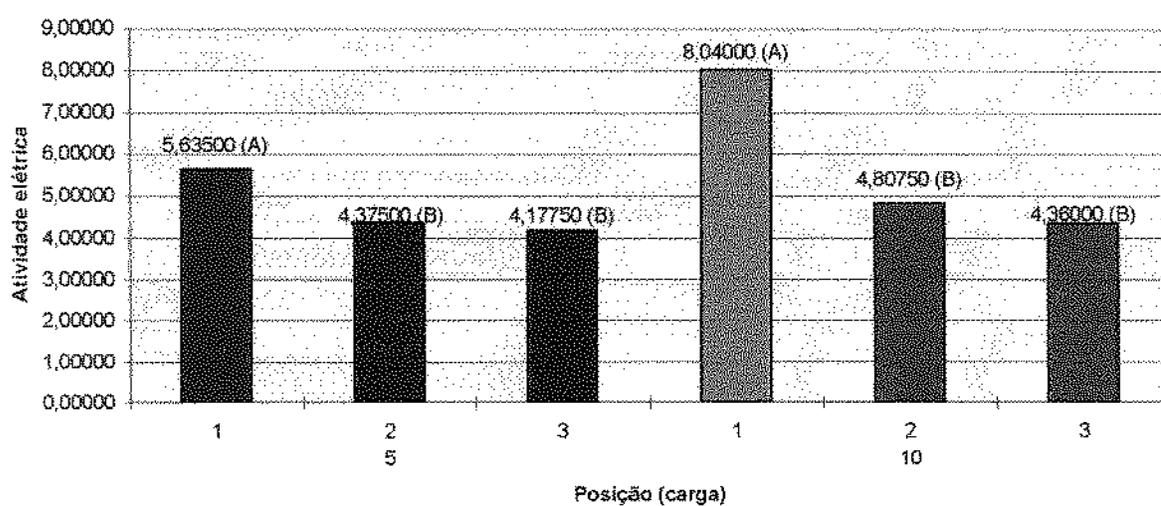


Fig. 17 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto do abdome separadas dentro de uma das cargas permitindo a comparação entre as posições. Há maior atividade na posição 1 a 10% de carga com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%).

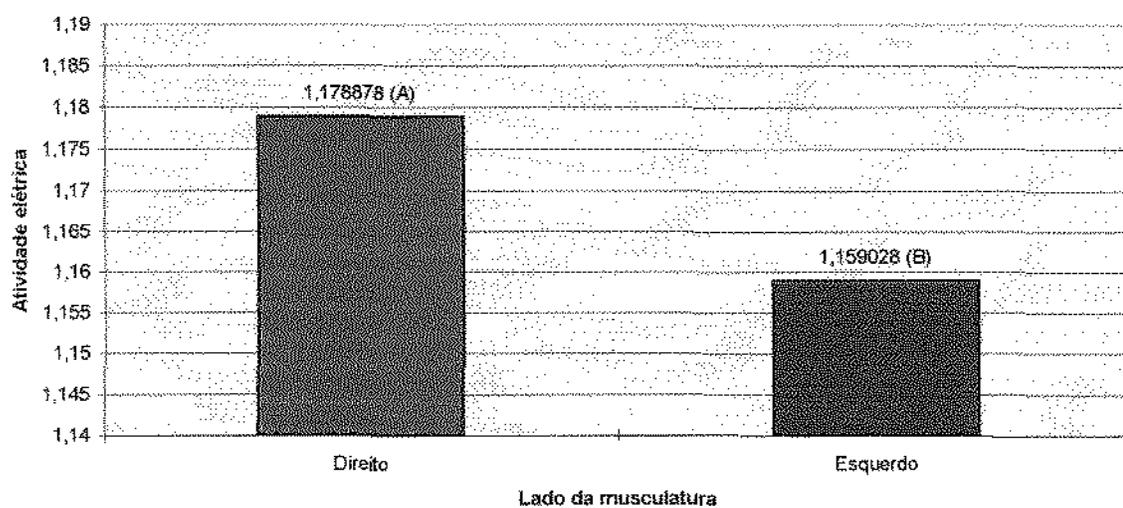


Fig. 18 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto do abdome em cada um dos lados. Há maior atividade no lado direito com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%).

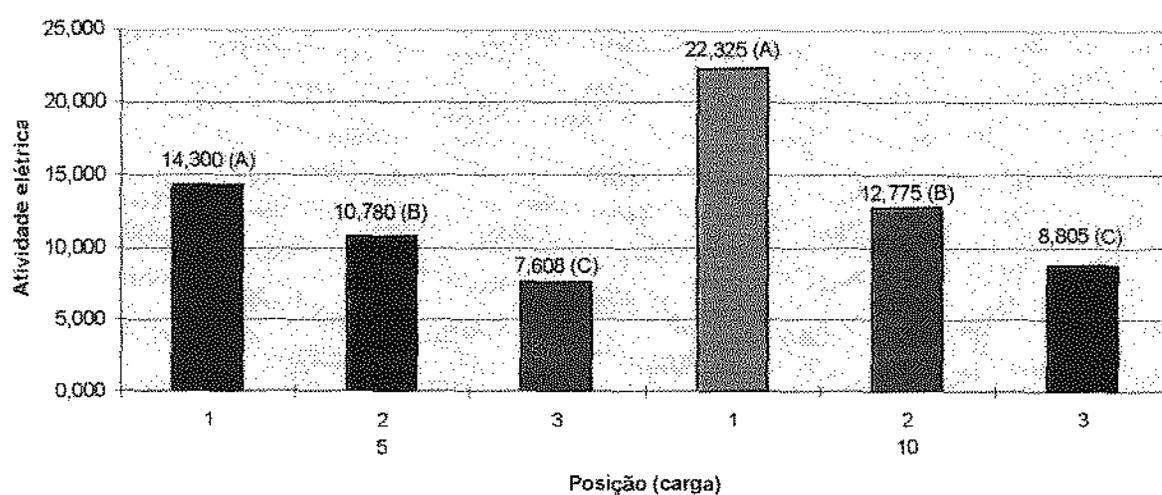


Fig. 19 - Média das atividades elétricas observadas no músculo glúteo máximo, separadas dentro de cada uma das cargas, permitindo a comparação entre as posições. Há maior atividade na posição 1 a 10% de carga, com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%).

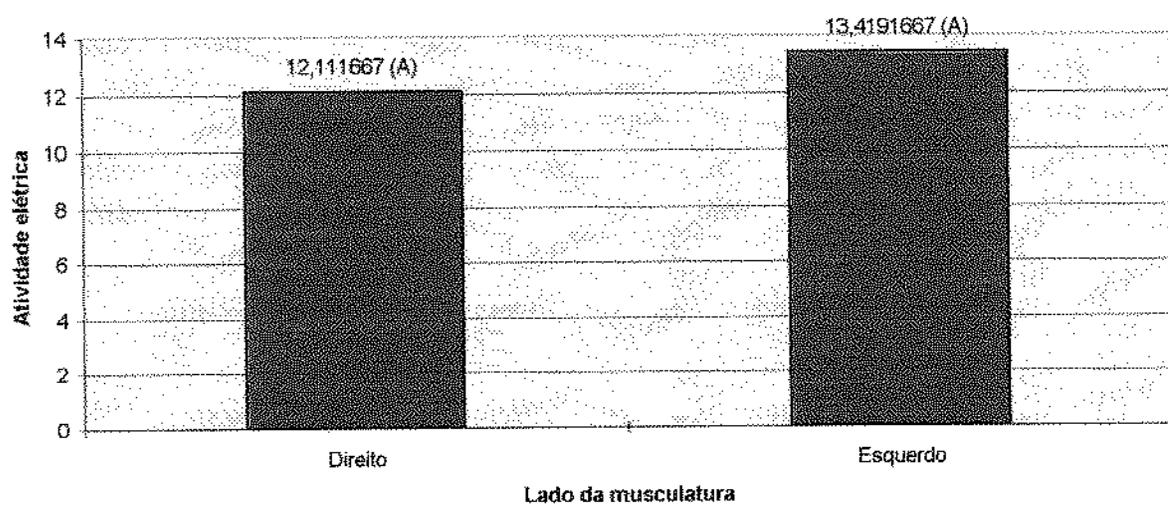


Fig. 20 - Média das atividades elétricas observadas no músculo glúteo máximo comparando os lados direito e esquerdo. Não foi observada diferença estatisticamente significativa.

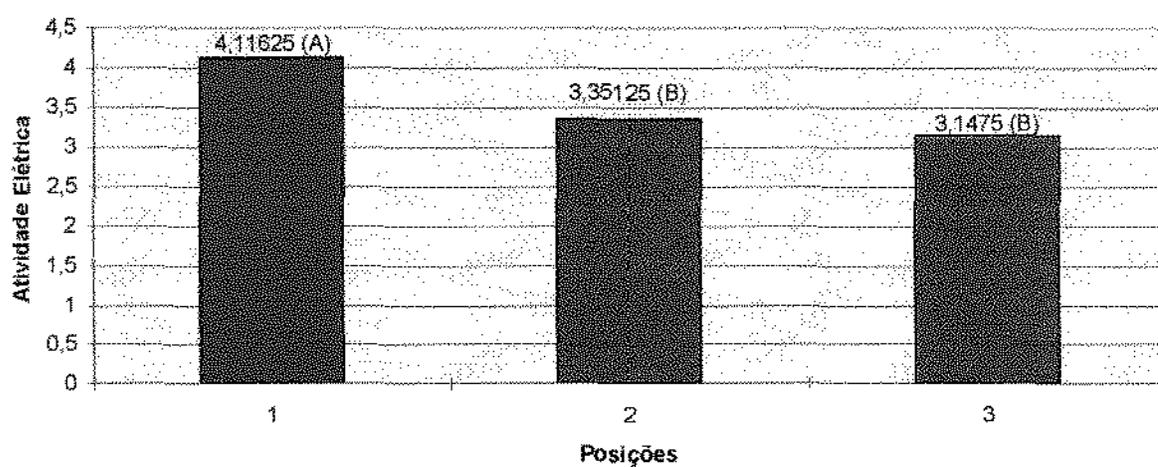


Fig. 21 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto da coxa comparando as posições. Há maior atividade na posição 1, com um nível de significância de 5% (p-value 0,01%). As posições 2 e 3 não apresentam diferença significativa entre si.

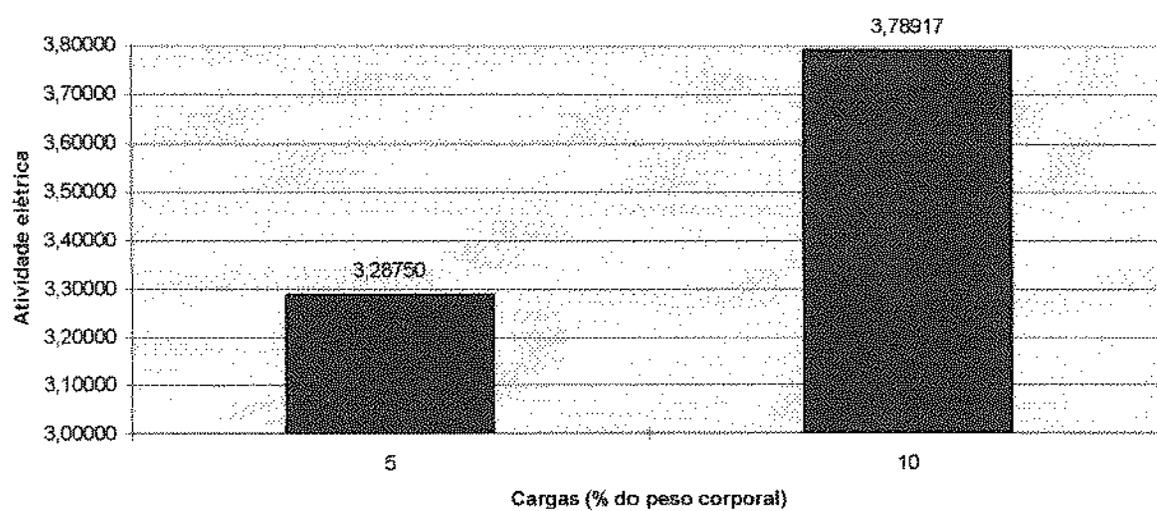


Fig. 22 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto da coxa, comparando as diferentes cargas. Não há diferença estatisticamente significativa.

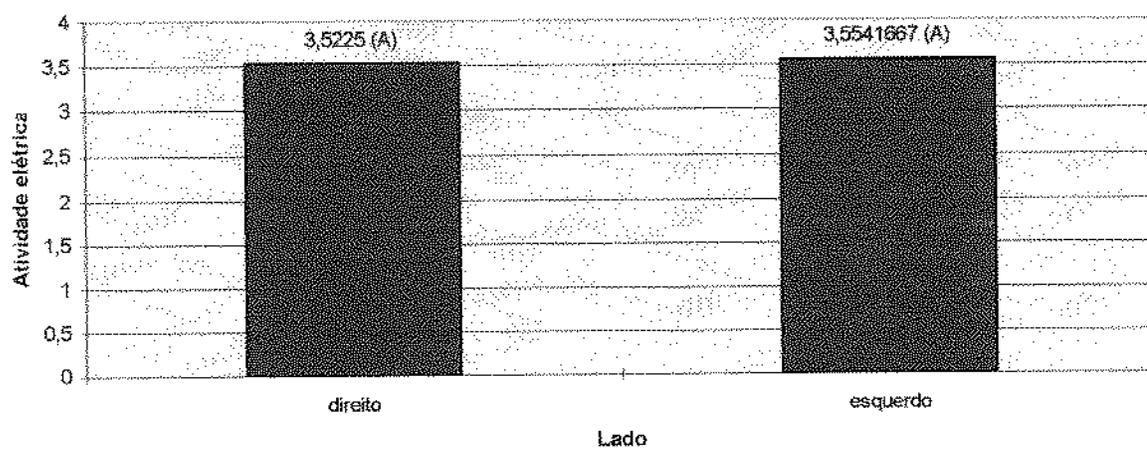


Fig. 23 - Média das atividades elétricas observadas no músculo reto da coxa comparando os lados direito e esquerdo. Não há diferença estatisticamente significativa.

Tab. 1 - Valor do RMS (μ v) de cada músculo, posição e carga, fornecido pela análise do software SISDIN, do voluntário nº1.

| | Posição 1 5% carga | Posição 2 5% carga | Posição 3 5% carga | Posição 1 10% carga | Posição 2 10% carga | Posição 3 10% carga |
|-------------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| m. eretor da espinha esquerda | 34.5 | 23.4 | 5.3 | 66.5 | 29.1 | 12.0 |
| m. eretor da espinha direita | 21.9 | 13.9 | 4.7 | 44.8 | 20.6 | 10.9 |
| m. reto do abdome esquerdo | 2.9 | 2.7 | 2.6 | 2.9 | 2.7 | 2.6 |
| m. reto do abdome direito | 8.0 | 5.2 | 4.9 | 3.6 | 3.5 | 8.0 |
| m. glúteo máximo esquerdo | 6.6 | 5.1 | 3.4 | 12.6 | 5.8 | 4.2 |
| m. glúteo máximo direito | 5.8 | 4.8 | 3.6 | 10.8 | 5.4 | 3.9 |
| m. reto da coxa esquerdo | 2.4 | 2.4 | 2.6 | 2.6 | 2.4 | 2.6 |
| m. reto da coxa direito | 2.6 | 2.4 | 3.3 | 3.0 | 2.5 | 3.0 |

Tab. 2 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo eretor da espinha. As variáveis Posição e Carga revelaram um nível de significância de 5% (p-value 0,01%).

| Causa da variação | GL | Somas de quadrados | Quadrados médios | Valor F | Pr > F |
|--------------------|----------|--------------------|------------------|---------|----------------------|
| Modelo | 30 | 14.6659589 | 0.4888653 | 10.58 | 0.0001** |
| PESSOA | 19 | 6.16952925 | | | |
| POSIÇÃO | 2 | 7.32979107 | 3.66489553 | 79.28 | 0.0001** |
| LADO | 1 | 0.01270038 | 0.01270038 | 0.27 | 0.6007 ^{ns} |
| CARGA | 1 | 1.08046120 | 1.08046120 | 23.37 | 0.0001** |
| POSIÇÃO*LADO | 2 | 0.00078847 | 0.00039423 | 0.01 | 0.9915 ^{ns} |
| POSIÇÃO*CARGA | 2 | 0.06526777 | 0.03263388 | 0.71 | 0.4948 ^{ns} |
| LADO*CARGA | 1 | 0.00059462 | 0.00059462 | 0.01 | 0.9098 ^{ns} |
| POSIÇÃO*LADO*CARGA | 2 | 0.00682612 | 0.00341306 | 0.07 | 0.9288 ^{ns} |
| Resíduo | 209 | 9.6612067 | 0.0462259 | | |
| Total corrigido | 239 | 24.3271656 | | | |
| | R-Square | C.V. | | | |
| | 0.602863 | 12.31153 | | | |

** indica significância do efeito estudado com nível de 0,01%

ns indica ausência de efeito significativo do fator até o nível de significância de 5%

Tab. 3 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo eretor da espinha nas posições 1, 2 e 3 . A atividade elétrica na posição 1 é significativamente superior as demais posições.

| Posições | Média | Agrupamento pelo teste de Tukey |
|-----------------|--------------|--|
| 1 | 1,96017 | A |
| 2 | 1,74677 | B |
| 3 | 1,53210 | C |

Tab. 4 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo eretor da espinha com relação as cargas. A atividade elétrica é estatisticamente maior com 10% de carga.

| Carga em % do peso corporal | Média | Agrupamento pelo teste de Tukey |
|------------------------------------|--------------|--|
| 10 | 1,81344 | A |
| 5 | 1,67925 | B |

Tab. 5 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo reto do abdome. As variáveis Posição, Lado e Carga revelaram um nível de significância de 5% (p-value 0,01%).

| Causa da variação | GL | Somas de quadrados | Quadrados médios | Valor F | Pr > F |
|--------------------|----------|--------------------|------------------|---------|----------------------|
| Modelo | 30 | 0.35244971 | 0.01173832 | 7.63 | 0.0001** |
| PESSOA | 19 | 0.20181843 | | | |
| POSIÇÃO | 2 | 0.10276900 | 0.05138450 | 33.38 | 0.0001** |
| LADO | 1 | 0.02364236 | 0.02364236 | 15.36 | 0.0001** |
| CARGA | 1 | 0.01319317 | 0.01319317 | 8.57 | 0.0038** |
| POSIÇÃO*LADO | 2 | 0.00020063 | 0.00010032 | 0.07 | 0.9369 ^{ns} |
| POSIÇÃO*CARGA | 2 | 0.01068670 | 0.00534335 | 3.47 | 0.0329* |
| LADO*CARGA | 1 | 0.00000003 | 0.00000003 | 0.00 | 0.9963 ^{ns} |
| POSIÇÃO*LADO*CARGA | 2 | 0.00013937 | 0.00006968 | 0.05 | 0.9557 ^{ns} |
| Resíduo | 209 | 0.32170256 | 0.00153925 | | |
| Total corrigido | 239 | 0.67415226 | | | |
| | R-Square | C.V. | | | |
| | 0.522804 | 3,356271 | | | |

** indica significância do efeito estudado com nível de 0,01%

* indica significância do efeito estudado com nível de 0,05%

ns indica ausência de efeito significativo do fator até o nível de significância de 5%

Tab. 6 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo reto do abdome nas posições 1, 2 e 3 e cargas. Na posição 1 a 10% de carga, há um aumento da atividade elétrica.

| Carga | Posições | Média | Agrupamento pelo teste de Tukey |
|--------------|-----------------|--------------|--|
| 5% | 1 | 1,18116862 | A |
| | 2 | 1,15414744 | B |
| | 3 | 1,14929998 | B |
| 10% | 1 | 1,21463401 | A |
| | 2 | 1,16224002 | B |
| | 3 | 1,15222769 | B |

Tab. 7 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica no músculo reto do abdome nos lados direito e esquerdo. O lado direito se apresenta mais ativo.

| Lado | Média | Agrupamento pelo teste de Tukey |
|-------------|--------------|--|
| Direito | 1,178878 | A |
| Esquerdo | 1,159028 | B |

Tab. 8 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo glúteo máximo. As variáveis Posição, Carga, revelaram um nível de significância de 5% (p-value 0,01%) e a interação das variáveis Posição e Carga, apresentaram um nível de significância de 5% (p-value 0,05%).

| Causa da variação | GL | Somas de quadrados | Quadrados médios | Valor F | Pr > F |
|--------------------|----------|--------------------|------------------|---------|----------------------|
| Modelo | 30 | 1.11361214 | 0.03712040 | 18.29 | 0.0001** |
| PESSOA | 19 | 0.58305720 | | | |
| POSIÇÃO | 2 | 0.42091590 | 0.21045795 | 103.70 | 0.0001** |
| LADO | 1 | 0.00366845 | 0.00366845 | 1.81 | 0.1803 ^{ns} |
| CARGA | 1 | 0.08683037 | 0.08683037 | 42.78 | 0.0001** |
| POSIÇÃO*LADO | 2 | 0.00001338 | 0.00000669 | 0.00 | 0.9967 ^{ns} |
| POSIÇÃO*CARGA | 2 | 0.01869473 | 0.00934736 | 4.61 | 0.0110* |
| LADO*CARGA | 1 | 0.00042106 | 0.00042106 | 0.21 | 0.6492 ^{ns} |
| POSIÇÃO*LADO*CARGA | 2 | 0.00001105 | 0.00000553 | 0.00 | 0.9973 ^{ns} |
| Resíduo | 209 | 0.42416859 | 0.00202951 | | |
| Total corrigido | 239 | 1.53778073 | | | |
| | R-Square | C.V. | | | |
| | 0.724168 | 3,554118 | | | |

** indica significância do efeito estudado com nível de 0,01%

* indica significância do efeito estudado com nível de 0,05%

ns indica ausência de efeito significativo do fator até o nível de significância de 5%

Tab. 9 - Teste de Tukey para comparação das médias de atividade elétrica observada no músculo glúteo máximo nas posições 1, 2 e 3. Há uma potencialização da atividade elétrica na posição 1 com 10% de carga.

| Carga | Posições | Média | Agrupamento pelo teste de Tukey |
|--------------|-----------------|--------------|--|
| 5% | 1 | 1,28957977 | A |
| | 2 | 1,24864482 | B |
| | 3 | 1,20735557 | C |
| 10% | 1 | 1,35233726 | A |
| | 2 | 1,27736451 | B |
| | 3 | 1,23000357 | C |

Tab. 10 - Quadro de análise de variância para valores de atividade elétrica observada no músculo reto da coxa. A variável Posição apresentou um nível de significância de 5% (p-value 0.01%).

| Causa da variação | GL | Somas de quadrados | Quadrados médios | Valor F | Pr > F |
|--------------------|----------|--------------------|------------------|---------|----------------------|
| Modelo | 30 | 0.92683600 | 0.03089453 | 8.16 | 0.0001** |
| PESSOA | 19 | 0.80415466 | | | |
| POSIÇÃO | 2 | 0.09006103 | 0.04503052 | 11.89 | 0.0001** |
| LADO | 1 | 0.00928596 | 0.00928596 | 2.45 | 0.1189 ^{ns} |
| CARGA | 1 | 0.01452390 | 0.01452390 | 3.83 | 0.0515 ^{ns} |
| POSIÇÃO*LADO | 2 | 0.00007543 | 0.00003772 | 0.01 | 0.9901 ^{ns} |
| POSIÇÃO*CARGA | 2 | 0.00641502 | 0.00320751 | 0.85 | 0.4302 ^{ns} |
| LADO*CARGA | 1 | 0.00037528 | 0.00037528 | 0.10 | 0.7533 ^{ns} |
| POSIÇÃO*LADO*CARGA | 2 | 0.00194471 | 0.00097236 | 0.26 | 0.7738 ^{ns} |
| Resíduo | 209 | 0.79162928 | 0.00378770 | | |
| Total corrigido | 239 | 1.71846528 | | | |
| | R-Square | C.V. | | | |
| | 0.539339 | 29.33930 | | | |

** indica significância do efeito estudado com nível de 0,01%

ns indica ausência de efeito significativo do fator até o nível de significância de 5%

Tab. 11 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo reto da coxa nas posições 1, 2 e 3. Há diferença estatisticamente significativa entre a posição 1 com as posições 2 e 3.

| Posições | Média | Agrupamento pelo teste de Tukey |
|-----------------|--------------|--|
| 3 | 0,231378 | A |
| 2 | 0,213544 | A |
| 1 | 0,184381 | B |

Tab. 12 - Teste de Tukey para comparação entre as médias de atividade elétrica observada no músculo reto da coxa com as diferentes cargas. Não há diferença estatisticamente significativa.

| Carga em % do peso corporal | Média | Agrupamento pelo teste de Tukey |
|------------------------------------|--------------|--|
| 5 | 0,217547 | A |
| 10 | 0,201988 | A |

Tab. 13 - Coeficientes de correlação de Pearson para os músculos eretor da espinha e reto do abdome; eretor da espinha e glúteo máximo; reto do abdome e glúteo máximo; reto da coxa e glúteo máximo, que são independentes entre as variáveis. Para os músculos eretor da espinha e reto da coxa; glúteo máximo e reto da coxa, o coeficiente foi baixo.

| | Reto do Abdome | Glúteo Máximo | Reto da Coxa |
|--------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| Eretor da Espinha | -0.07981 0.2180 | 0.10667 0.0992 | 0.21682 0.0004 |
| Reto do Abdome | | -0.04311 0.5062 | 0.18420 0.0042 |
| Glúteo Máximo | | | -0.01754 0.7869 |

DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

Vários estudos cinesiológicos e biomecânicos têm abordado os problemas que ocorrem na região lombar decorrentes da aplicação de cargas associadas com a posição do corpo, que acarretam lesões nesta região com muita frequência, principalmente em trabalhadores que estão diretamente expostos a estas cargas, nas posturas estáticas ou dinâmicas.

A eletromiografia tem sido muito utilizada por vários pesquisadores para este tipo de estudo. **WOLF et al. (1991)** utilizaram eletrodos de superfície e o de fio para analisar eletromiograficamente o músculo eretor da espinha, e observaram que o eletrodo de superfície detecta uma porção maior do músculo, fornecendo uma representatividade maior de sua ação como um todo. **SIHVONEN, PARTANEN, HÄNNINEN (1988)** também realizaram registros da atividade elétrica com eletrodos de superfície, considerando que as informações fornecidas são comparáveis com as medidas intramusculares. **HAGG (1995)** considerou que a eletromiografia não é uma medida de carga, mas uma resposta fisiológica a uma carga externa e também que a análise da amplitude (RMS) do eletromiograma é o mais direto, avançado e aproximado da mensuração da carga, pois o RMS está relacionado ao número de fibras musculares ativas tão bem quanto a frequência de disparos destas fibras, a qual determina a força gerada pelo músculo. **BIEDERMANN, SHANKS, INGLIS (1990)** utilizaram o registro de frequência mediana para medir a função muscular que é bem apropriada para pesquisa clínica mas não para avaliação da disfunção dos músculos da região lombar.

Devido às considerações citadas, no presente estudo, optou-se por utilizar a eletromiografia, com eletrodos de superfície e extrair o RMS do sinal que foi captado.

A postura em pé e ereta durante o trabalho, e adotada neste estudo, foi também considerada por **McCONAIL & BASMAJIAN (1969)**, **KNOPLICH**

(1985), ASPDEN (1989), BENNETT et al. (1989), McCLENAGHAN et al.(1994) GANTCHEV & DIMITROVA (1996), pois nesta postura o peso é transmitido ao longo do eixo espinhal; quando ocorre algum desequilíbrio, há um padrão geral de reação postural de ajuste para manter a estabilidade; resultando na integração de informações aferentes dentro de respostas motoras; na postura em pé ocorre maior atividade eletromiográfica e aumento da curvatura lombar quando esta é comparada com a postura sentada. Segundo SHIRADO et al. (1995), a coluna espinhal faz parte de uma cadeia biomecânica onde as cargas são transmitidas das mãos ou crânio através da coluna para os pés estáveis em contato com o chão. DOLAN, ADAMS, HUTTON (1988) também observaram que na postura ereta a atividade elétrica dos músculos eretores foi maior em L5 do que em L1.

Com relação a quantidade de carga que deve ser sustentada pelos voluntários, existem alguns trabalhos que enfocam este assunto como o de MAYER et al (1989); REBELATTO, CALDAS, DE VITTA (1991), que descreveram a importância de escolher uma porcentagem para o nível de carga como o peso corporal, que pode caracterizar um indicador de suportabilidade. VINK, VELDE, VERBOUT (1987) concluíram que há um aumento na atividade elétrica do músculo iliocostal lombar quando a força máxima é de 50%. Entretanto, WICKSTRÖM et al (1996) consideraram que o máximo de carga permitida sobre o disco intervertebral é de 6400 N e sugeriram que um nível de aproximadamente metade do máximo permitido, possa reduzir os riscos. DELITTO & ROSE (1992);); MACINTOSH, BOGDUK, PEARCY(1993) alertam que o músculo eretor da espinha gera força compressiva sobre a coluna lombar, mas que esta pode suportar parte desta força, o que a coluna lombar não é capaz de suportar são as forças de deslizamento anterior que são produzidas pelo peso da extremidade superior do corpo e a carga.

Baseado nos estudos acima citados, foi definido que a carga utilizada para este estudo era de 5% e 10% do peso corporal do indivíduo que estava participando do estudo, pois é o indicador que está sendo mais

utilizado, apesar que muitos trabalhos apenas determinam uma carga e então a utilizam. Determinando uma porcentagem do peso corporal, fica proporcional para todos os voluntários deste estudo e então avaliar o seu efeito fisiológico sobre a musculatura em questão.

A opção por indivíduos do sexo feminino, foi devido às informações dos trabalhos de **VOLINN, KOEVERING, LOESER (1991)** e **ZWERLING, RYAN, SCHOOTMAN(1993)**, onde observaram uma margem pequena mas estatisticamente significativa de mulheres que apresentam mais dor lombar do que os homens.

Observando o comportamento do músculo eretor da espinha, o presente estudo, sugere que, quanto maior for a distância de uma carga com relação ao eixo espinhal, e também quanto maior for a carga sustentada, há um aumento da atividade eletromiográfica deste músculo; **ANDERSSON, ÖRTENGREN, HERBERTS (1977)** realizaram um estudo para observar a distância da carga com o voluntário, mas com uma angulação no quadril, e detectaram um aumento na atividade eletromiográfica a nível de L3, quando a distância é maior. Os resultados deste presente estudo parecem estar relacionados ao trabalho de **MAGNUSSON, ALEKSIEV, WILDER (1996)**, onde consideraram que o braço de força, relativamente curto dos músculos internos, deve ser grande para responder a uma carga externa com a finalidade de promover um equilíbrio e estabilizar a coluna. Quando se está na postura ereta sem qualquer movimento do corpo, o centro de pressão fica diretamente relacionado ao centro de gravidade do indivíduo. Segundo **NUSSBAUM, CHAFFIN, RECHTIEN (1995)**, os músculos são componentes críticos, pois eles geram a maior parte dos momentos restaurativos que são requeridos para a manutenção e equilíbrio da postura. **BUCHANAN & LOYD (1995)**, fizeram uma consideração importante, mostrando que o padrão de ativação muscular pode alterar dependendo do tipo de tarefa que está sendo executada, apesar do torque e posição articular serem similares.

KAIGLE, HOLM, HANSSON (1995) alertaram para o fato de que o mecanismo pelo qual a musculatura promove uma estabilidade para a coluna

lombar não é bem conhecido; acreditam que, no momento de uma ativação, alguns músculos específicos são recrutados para corrigir deslocamentos e estabilizar a coluna. **KONDRASKE et al. (1987)** também relataram que existem dúvidas a respeito da relação do tronco com a coluna, porque um levantamento de qualquer carga, que seja maior que o limite crítico, predispõe um trabalhador a lesões lombares; existem controvérsias se o suporte de uma musculatura lombar fraca está relacionada com a dor lombar. **STOKES et al. (1987)** consideravam que a região lombar é alvo de muitas incidências de dor podendo estar associadas a fatores mecânicos. **TROUP & CHAPMAN (1992)** consideraram que uma atividade isométrica prolongada do músculo eretor, leva a uma diminuição da atividade elétrica, sendo sintoma de fadiga.

Portanto, deve-se pensar na globalidade de uma determinada postura e os vários músculos que possam estar envolvidos. Nos resultados obtidos deste trabalho, foi possível observar que na posição 1, com 10% de carga, não só o músculo eretor da espinha apresentou uma atividade significativamente maior em relação aos demais estudados, mas também o glúteo máximo, pois são músculos extensores da coluna e do quadril, já os músculos reto do abdome e reto da coxa apresentaram uma atividade muscular menor, mas significativa em relação as demais posições, na carga com 10%.

Concordando com **FLOYD & SILVER (1955)**, não foi observado assimetria na ação dos eretores com o peso sendo sustentado igualmente pelas mãos. **ALLREAD, MARRAS, PARNIANPOUR (1996)**, relataram que uma carga assimétrica pode adicionar problemas à coluna lombar.

De acordo com **KENDALL, McCREARY, PROVANCE (1995)**, não é possível separar a mecânica postural geral da mecânica da região lombar; geralmente o que ocorre nos adultos é que poucas atividades requerem o uso extenuante dos músculos abdominais, e a maioria das atividades acabam fortalecendo os músculos lombares, que são numerosos e curtos. Quando não se tem um bom alinhamento do tronco na sustentação do peso, os músculos lombares se tornam tensos acarretando momentos de forças indevidas e

ocasionando compressão e deslizamento na coluna lombar, como foi observado por **FREIVALDS et al. (1984)** e **GRANATA & MARRAS(1995)**. **HAINLINE (1995)** considerou o segmento anterior da coluna como o responsável pelo suporte, ponto de apoio do peso e flexibilidade; a adaptação ao "stress" do ponto de apoio ocorre pelo aumento da massa dos corpos vertebrais caudais e aumento no tamanho do disco.

No trabalho de **SCHULTZ et al. (1982)**, não foi encontrada contração dos músculos abdominais durante a tarefa de segurar peso nas posições ereta e flexionada, envolvendo contração isométrica e simétrica no plano sagital; entretanto torna-se difícil concordar com esse resultado, pois neste presente estudo estando o indivíduo na postura ereta com carga de 10% do peso corporal, sustentada pelas mãos com os cotovelos em extensão e com flexão da articulação glenoumeral mantendo a carga na altura dos ombros, houve atividade elétrica do músculo reto do abdome, porém, menor do que o músculo eretor espinhal, mas significativa e supostamente para equilibrar o tronco; enquanto que, **LAVENDER, MARRAS, MILLER (1993)** observaram a atividade eletromiográfica nos músculos abdominais somente após sessões repetidas de cargas.

Este presente estudo vai de encontro também aos experimentos de **ARUIN & LATASH (1995)**, que encontraram uma ativação do músculo eretor da espinha seguida pela ativação do músculo reto do abdome quando os ombros estão na posição positiva de 30° até 90°. Contra cargas grandes e inertes presas aos punhos, ocorreu um aumento na atividade elétrica dos músculos estudados, pois, com os ombros a 90°, há um desequilíbrio do tronco no sentido sagital. **CALLAGHAN & McGILL (1995)** levantaram a hipótese de que possivelmente os músculos abdominais se tornem ativos para sustentar mudanças que ocorrem na coluna lombar e, como a carga compressiva pode acentuar a lordose, passa-se então a requerer um esforço flexor adicional; **McGILL, JUKER, AXLER (1996)** acrescentaram que o músculo abdominal aumenta seu braço de força em 30% na postura em pé com o músculo ativo. **MAGNUSSON, ALEKSIEV, WILDER (1996)** consideraram que, estando o

indivíduo na postura ereta e sem movimento do corpo, o centro de pressão está relacionado ao centro de gravidade; com o corpo fora deste centro, há uma tensão dos músculos das costas e chega-se a um ponto em que estes diminuem a atividade antes dos abdominais corrigirem a posição do corpo.

LEVINE, WALKER, TILLMAN (1994), que também avaliaram a conduta dos músculos abdominais, observaram que, na postura estabilizada do tronco, ocorre uma contração dos abdominais conduzindo a pelve para uma posição de rotação posterior.

Assim como os músculos eretores da espinha, o glúteo máximo também apresentou uma atividade elétrica significativa na posição 1, com 10% de carga corporal, como já foi mencionada anteriormente; possivelmente, para estabilizar a pelve, promovendo uma rotação posterior; **FARFAN (1995)** considerava que os glúteos associados com os isquiotibiais são responsáveis pela rotação da pelve para trás, pois juntos formam uma grande área transversal e uma ação de força maior que os extensores da coluna.

De acordo com **VAKOS et al. (1994)**, a maior parte dos estudos sobre a atividade dos músculos do tronco tem dado pouca importância aos extensores do quadril, tais como glúteo máximo, bíceps femoral e semitendinoso; estes músculos estão fixados indiretamente na fáscia tóraco-lombar através do osso ilíaco e processo espinhoso da coluna lombar. Foi observado nos resultados deste presente estudo que o músculo glúteo máximo têm ação conjunta com o eretor da espinha, quando uma carga é sustentada pelas mãos para manter o equilíbrio do corpo no sentido sagital, agindo assim contra a gravidade.

BIENFAIT (1995) fez uma observação muito importante a respeito do papel do músculo glúteo máximo no controle da anteversão dos ilíacos, pois a obliquidade de suas fibras forma uma alavanca posterior. Pode-se supor então, que para manter o controle da anteversão do quadril, há um aumento da atividade elétrica deste músculo quando foi aplicada uma carga nos membros superiores, distante do centro de gravidade corporal.

CALLAGHAN & MCGILL (1995) já demonstravam, através de uma interpretação biomecânica, que os músculos eretores espinhais têm inserções desde o gradil costal, expandindo para toda a coluna lombar, chegando até o sacro e região medial da crista ilíaca. Pode-se, então, observar sua íntima relação com os glúteos e a ação conjunta na tentativa de manter o tronco ereto quando uma carga é aplicada nos membros superiores, agindo como antagonistas da gravidade. Convém também lembrar que a região lombar é pivô dos movimentos gerais do tronco, sendo mais livres na região baixa, durante estes movimentos a musculatura espinhal pode ter ações de iniciar movimentos ou então estabilizar o tronco. **DOLAN, MANNION, ADAMS (1995)** consideraram que a porção torácica do músculo eretor da espinha tem uma porcentagem maior de fibras do tipo I (lentas) do que a porção lombar, e isto pode representar a diferença existente entre as duas regiões

Uma atividade pequena, mas também significativa, foi encontrada no músculo reto da coxa na mesma posição e carga dos músculos anteriormente discutidos, e discorda-se do trabalho realizado por **ARUIN & LATASH (1995)**, apesar da posição positiva dos ombros e cargas grandes presas ao punho, a atividade no músculo reto da coxa não foi estatisticamente significativa.

Possivelmente, quando existe um desequilíbrio da estabilidade do tronco no plano sagital, os músculos em questão, vão agir contra o deslocamento do centro de gravidade corporal, e isto associado a uma sustentação de carga, permanecerão ativados isometricamente por um período de tempo até que comecem a entrar em fadiga. Geralmente, não é dada a devida importância na preparação para a execução de uma tarefa motora, que vai garantir a estabilidade quando houver um balanço do corpo.

Para **HORAK, HENRY, COOK (1997)**, o equilíbrio postural é a condição onde todas as forças atuantes sobre o corpo estão balanceadas, este controle pode ser reativo em resposta a uma força externa que desloca o centro de massa corporal.

Num trabalho realizado por **LUTTMANN, SOKELAND, LAURIG (1996)**, foi observado que, ao adotar uma postura por um período prolongado,

há um alto nível de esforço que sobrecarrega o sistema músculoesquelético; neste trabalho, os autores observaram indivíduos que utilizavam os músculos dos ombros, parte superior dos braços e tronco, ocasionava numa grande carga estática sobre a musculatura.

ROWE (1969) já observava os problemas que eram ocasionados por sobrecarga dos músculos, pois ele detectou vários casos de dor súbita que estavam relacionados a um esforço usual e de atividades rotineiras. **SPARTO et al. (1997)** consideraram que a tolerância isométrica da musculatura do tronco está extremamente associada com o primeiro momento da ocorrência de dor lombar. **COOPER & STOKES (1994)**, consideraram que as disfunções dos músculos paravertebrais podem contribuir para que ocorra maior tensão nos tecidos passivos da coluna, e também observaram que durante contrações sustentadas do músculo normal a atividade eletromiográfica aumenta para manter a força frente ao desenvolvimento de fadiga.

Vários autores como, **SCHULTZ et al. (1982)**, **ANDERSON et al. (1985)**, **SEROUSSI & POPE (1987)**, **ROY, DE LUCA, CASAVANT (1989)**, **MARRAS et al. (1995)**, **KIM & CHUNG (1995)**, já declararam que é de extrema importância a postura durante tarefas que necessitam de manuseio e sustentação de carga com os membros superiores, e tem sido até os dias de hoje um incessante tópico para as pesquisas biomecânicas e ergonômicas.

Com relação as tarefas e posturas isométricas, vários autores como **MARRAS & MIRKA (1993)**; **ALEXIEV (1994)**; **LUTTMANN et al. (1996)**, tem referido que, quando estas levam à fadiga, há uma limitação no período de execução da tarefa e perda no desempenho do músculo, pode ser observado também uma elevada atividade eletromiográfica e pouca ação dos músculos antagonistas.

Além das considerações anteriormente citadas acima, **CHAFFIN, HERRIN, KEYSERHING (1977)** também afirmavam que o ato de segurar materiais manualmente é de grande risco para vários profissionais; quando uma carga é segurada longe do corpo, a tensão causada por esta carga é muito maior; isto pode ser observado no dorso e nos ombros. Além do efeito

horizontal da localização da carga, a altura que esta se encontra também é crítica.; se a carga é carregada acima da cabeça ou dos ombros, fica mais difícil de manter o balanço do corpo, podendo, assim, comprometer o sistema músculo-esquelético. Para **PARNIANPOUR, NORDIN, SHEIKHZADEH (1990)**, a massa da carga e sua distância do corpo contribuem com a força externa que é experimentada pela coluna lombar.

Quando se incorporam distâncias horizontais, supõe-se que o "stress" de compressão axial atue sobre a região lombar na proporção da distância entre a carga e a coluna, como foi observado também no trabalho de **SCHIPPLEN et al. (1995)**, pois, quando se ultrapassa a distância de 40 cm, há uma força de reação que move o corpo posteriormente para obter um equilíbrio. Este presente estudo discorda deste trabalho no ponto em que os autores mostram que o efeito da distância horizontal foi independente do peso, conforme foi observado, na postura 1, com 10% do peso corporal do indivíduo; a atividade dos músculos estudados foi maior do que a 5% do peso corporal e, nas demais posições, onde a distância se tornava menor, a atividade não foi significativa.

Existem alguns tipos de profissões que levam a esta sobrecarga nos músculos, acarretando lesões, como foi encontrado na literatura, por exemplo: carteiro, carregador, trabalhadores da indústria pesada, bancários, enfermeiras, fisioterapeutas, cirurgiões, enfim, profissionais que exercem tarefas manuais com muita ou nenhuma carga. **KELSEY, GOLDEN, MUNDT (1990)** também consideravam que os trabalhadores que levantam objetos pesados sofrem maior risco, principalmente quando o objeto é segurado longe do corpo

Segundo **CHEREN (1992)**, além do trabalho pesado e da postura incorreta, a repetição também é um fator estressante; as cargas estáticas, apesar de serem fator de risco, têm sido estudadas com pouca frequência. **JØRGENSEN & NICOLAISEN (1987)**, observaram também grupos com capacidade de resistência baixa em relação à carga estática e existem músculos mais fatigáveis e sobrecarregam a coluna levando à dor. Para

DOLAM & ADAMS (1993), na postura estática, a atividade eletromiográfica está linearmente relacionada à ação da carga sobre o disco intervertebral da coluna lombar.

NEUMANN et al. (1996) observaram que a sobrecarga proporcionada na coluna, é a força de tensão que atua sobre as estruturas. **TWOMEY & TAYLOR (1994)** já haviam relatado que, na posição ereta, a altura do disco intervertebral diminui cerca de 85% quando há uma carga compressiva axial, e com a manutenção desta carga, ocorre uma perda progressiva do fluido do disco, como ocorre quando um indivíduo permanece em pé por muito tempo.

Nos estudos de **HAN et al. (1995)**, foi observado, na postura estática, que a força de compressão no disco foi menor do que na postura dinâmica, mostrando assim que o fator mecânico, principalmente nas tarefas de repetição, é de grande importância. Os autores consideraram que os músculos das costas têm um papel muito importante para resistir a cargas externas.

Os resultados deste presente estudo mostraram que, apesar dos eretores da espinha serem mais ativos que os demais músculos em questão, o glúteo máximo também esteve ativo quando a carga externa foi mantida longe do corpo, portanto não deve ser descartada a importância deste músculo quando se têm uma carga externa.

Um grande nível de esforço sobre o sistema musculoesquelético tem ocorrido em vários tipos de profissões, como já foram anteriormente mencionadas, muitas vezes decorrente da pouca importância que se dá ao aspecto ergonômico, além da carga estática prolongada que leva à fadiga e diminuição no desempenho muscular, **TSAI et al.(1992)** acrescentaram à estes fatores, a soma de vezes que o trabalho é realizado além dos atributos pessoais.

ROWE (1969) observou que há uma frequência de visitas ao departamento médico devido à dor lombar por parte dos trabalhadores que carregam peso. Entretanto **MAGORA (1973)** também observou esta frequência

de dor lombar e acrescentou que existe uma falta de treinamento adequado para a execução das atividades de risco, tais como levantar, sustentar e transportar materiais pesados. **RYDEN et al. (1989)** concordaram com os autores acima citados e acrescentaram o fator individual como idade, sexo, capacidade física, fator psicossocial. **ROY, DE LUCA, CASAVANT (1989)** também consideravam que indivíduos que têm a musculatura lombar mais resistente e boa capacidade física apresentam menor incidência de problemas na região lombar.

É de grande consenso, entre vários autores, que o ato de segurar materiais manualmente é um fator de risco para a coluna lombar. **GENAIDY & ASFOUR (1989)** tinham a opinião de que o trabalhador deve ser ajustado ao serviço que vai realizar, bem como, ser informado sobre a quantidade de material que deve sustentar, pois, na tarefa estática, o tempo de tolerância também é afetado.

WICKSTRÖM et al. (1996) consideraram que é necessário se determinar a carga que pode afetar a coluna e também o período de recuperação entre a recorrência de cargas.

Como foi observado no presente estudo, à medida que se aproxima a carga da linha gravitacional do corpo, a atividade elétrica dos músculos estudados diminui proporcionalmente. Quando a carga está na posição 3, ou seja, junto ao corpo, a atividade é mínima, portanto há uma estabilidade biomecânica e diminui a tensão sobre o aparelho músculoesquelético, principalmente dos músculos eretor da espinha e glúteo máximo, que foram mais ativos na posição em que a distância entre a carga e o corpo foi maior.

O músculo eretor da espinha, principalmente, tem sido estudado por muitos autores, pois ele exerce uma força intensa quando ocorre um desequilíbrio postural no plano sagital; às vezes, pode iniciar movimentos ou então estabilizar o tronco. Com todas estas funções, este músculo fica exposto às lesões que podem ocorrer devido ao excesso de carga associado à postura inadequada; **SCHOLZ, MILLFORD, McMILLAN (1995)** observaram que nos últimos 30 anos tem-se dado importância as tarefas de levantamento de carga

segurando pelas mãos. Este presente estudo reconhece que as tarefas de levantamento de carga seja um grande fator etiológico da lesão lombar mas não tem sido observado, na literatura, muitos trabalhos que tratem com maior atenção, a questão da sustentação da carga segurada pelas mãos na postura ereta e estática, que é freqüente em diversas profissões. De acordo com **PAQUET, MALOUIN, RICHARDS (1994)**, quando o indivíduo apresenta dor lombar, a interação de seus movimentos podem se tornar alterados.

Um outro fator, que não deve ser ignorado, é a bilateralidade do peso que está sendo sustentado. Neste estudo, o peso foi segurado pelas duas mãos, pois, havendo um desequilíbrio para um dos lados, haverá um aumento de atividade elétrica nos músculos contralaterais levando o tronco para uma flexão lateral, aumentando drasticamente o risco de lesão.

Portanto, é de extrema importância que seja repensado sobre a quantidade de carga que um indivíduo segura, bem como o tempo que permanece com ela. Neste estudo, foi observado que, mesmo com uma carga maior, que foi de 10% do peso corporal do indivíduo, quanto mais próximo do corpo este peso estava, havia uma diminuição da atividade elétrica dos músculos que estavam sendo analisados, principalmente os músculos eretores da espinha e glúteo máximo que se apresentaram significativamente mais ativos do que os demais, quando a distância horizontal foi maior na posição 1.

CONCLUSÕES

CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

- 1) Os músculos eretor da espinha, reto do abdome, glúteo máximo e reto da coxa, apresentaram um aumento da atividade eletromiográfica quando há variação de posição e carga;
- 2) Na posição 1, com os membros superiores paralelos com flexão da articulação glenoumeral a 90° , cotovelos em extensão e antebraços em supinação, com a carga de 10% do peso corporal, os músculos eretor da espinha e glúteo máximo apresentam maior atividade eletromiográfica do que os músculos reto do abdome e reto da coxa;
- 3) Houve uma diminuição de atividade eletromiográfica na posição 2 quando há cerca de 30° a 45° de flexão da articulação glenoumeral e um ângulo de 90° na articulação do cotovelo e na posição 3, quando a articulação glenoumeral estava na posição neutra e a articulação do cotovelo está em flexão máxima.
- 4) A posição 3 pode ser benéfica devido a proximidade da carga ao tronco principalmente nas atividades que exigem uma sustentação de carga pelas mãos, pois não sobrecarrega os músculos em questão podendo aumentar seu tempo de tolerância à contração isométrica.
- 5) Sugere-se, que ao realizar tarefas manuais que necessitem de sustentação de carga utilizando a posição 3 com 5% do peso corporal do voluntário, haverá menor risco de lesão na região lombar.

SUMMARY

SUMMARY

The electromyographic study in *erector spinae*, *rectus abdominis*, *glutaeous maximus* and *reto femoris* muscles was accomplished in female volunteers from 18 to 27 years old, previously selected. The muscles electric activities was caught with surface electrodes, in standing and static posture, with the parallels and horizontal upper limbs with load in this hands. The load was equivalent to 5% and 10% of the body wheight of each volunteer. The volunteers remained first with their elbows in total extension and then were kept in 90° with semi-flexing of the *glenohumeralia* articulation and finally with maximum flexing of the *glenohumeralia* articulation and elbows with the load near the body.

For the statistical study it was used the analysis of variance to the causality experiments in blocks with fatorial scheme, and complemented with the Tukey's test with the significance level of 5%.

According to the results, the electric activity of the *erector spinae* and *glutaeous maximus* muscles was statistically greater than the other muscles in the position where the load was in a horizontal distance greatest relating to the body, when the upper limbs were paralels in the same level of the shoulders and with the elbows in total extension.

The *reto abdominis* and *reto femoris* present minor eletric activity but also statistically significant. Therefore it was observed that it's better to maintain the loads as near the body as possible, in order to decrease fatigues and avoid injuries in the lumbar region that are common in some professions. In this study it was clearly observed the influence of the load and the distance have over the studied musculature associated with the standing erect posture.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **ALEXIEV, A. R.** Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. v. 34, pp. 495- 499, 1994.
2. **ARUIN, A. S. & LATASH, M. L.** Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. Experimental Brain Research, v. 103, pp. 323 - 332, 1995.
3. **ANDERSON, C. K.; CHAFFIN, D.B.; HERRIN, G.D.; MATTHEWS, L.S..** A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. J. Biomechanics, v.18, nº 8, pp. 571 - 584, 1985.
4. **ANDERSSON. G. B. J.; ÖRTENGREN, R.; HERBERTS, P.** Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. Orthopedic Clinics of North America, v. 8, pp. 85 - 96. 1977.
5. **ASPDEN, R. M.** The spine as an arch - A new mathematical model. Spinae. v.14, nº 13, pp. 266 - 274, 1989.
6. **ALLREAD, W. G.; MARRAS, W.S.; PARNIANPOUR, M.** Trunk kinematics of one-handed lifting and the effects of asymmetry and load weight. Ergonomics v. 39, nº 2, pp. 322 - 334, 1996.
- 7 **BASMAJIAN, J. V. & DE LUCA, C. J.** Muscle Alive : theirs functions revealed by electromyography. 5° ed., Williams & Wilkins, Baltimore, pp 60-64, 1985.

8. **BENNETT, D.L. et al.** Comparasion of integrated electromyography activity and lumbar curvature during standing and during siting in a three chairs. Phys. Ther., v.69, n°11, pp.902-13, 1989.
9. **BIEDERMANN, H. J.; SHANKS, G. L., INGLIS, J.** Median frequency estimates of paraspinal muscles: reability analysis. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., v.30, pp 83-8, 1990.
10. **BIENFAIT, M. (1995)** Os Desequilíbrios Estáticos, Ed. Summus Editorial, São Paulo.
11. **BUCHANAN, T S. & LOYD, D. G.** Muscle activity is different for humans performing static tasks which require force contrlo and position control. Neurocience Letters, v. 194, n° ½, pp. 61-4, 1995.
12. **CALLAGHAN, J. P. & McGILL, S. M.** Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. Spine. v. 20, n° 9, pp. 992 - 998, 1995.
13. **CARSON, R.** Lifitings weights. Occup. Health Saf. v.62, n°7, pp. 36 - 44, 1993.
14. **CHAFFIN, D. B.; HERRIN, G. D.; KEYSERHING, W. M.; GARG, A.** A method for evaluating the biomechanical stresses resulting from manual materials handling jobs. Am. Ind. Hyg. Assoc. J., v. 38, pp. 662-675, 1977.
15. **CHEREN, A. J.** A coluna vertebral dos trabalhadores - Alterações da coluna relacionadas com o trabalho. Medicina de Reabilitação. n° 31, pp. 17-25, 1992.

16. **COOPER, R. G. & STOKES, M. J.** Load-induced inflexion of the surface electromyographic signal during isometric fatiguing activity of normal human paraspinal muscle. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. V.34, pp. 177 - 184, 1994.
17. **DELITTO, R. S. & ROSE, S. J.** An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting and lowering. Physical Therapy, v. 72, n° 6, pp.438 - 448, 1992.
18. **DOLAN, P. & ADAMS, M. A.** The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. J. Biomechanics, v. 26, n° 4/5, pp. 513 - 522, 1993.
19. **DOLAN, P.; ADAMS, M. A. ; HUTTON, W. C.** Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. Spine, v. 13, n°2, pp. 197 - 201, 1988.
20. **DOLAN, P.; MANNION, A. F.; ADAMS, M. A.** Fatigue of the erector spinae muscle. Spine, v. 20, n° 2, pp. 149 - 159, 1995.
21. **FARFAN, H. F.** Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. The Orthopedic Clinics of North America, v.6, pp. 135 - 144, 1975.
22. _____. Form and function of the musculoskeletal system as revealed by mathematical analysis of the lumbar spine. Spine, v 20, n° 13, pp. 1462 - 1474, 1995.

23. **FLOYD, W. F. & SILVER, P. H. S.** The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. The Journal of Physiology, v.129, pp. 184 - 203, 1955.
24. **FREIVALDS, A.; CHAFFIN, D. B.; GARG, A.; LEE, K. S.** A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. J. Biomechanics, v. 17, n° 4, pp. 251 - 262, 1984.
25. **GANTCHEV, G. N. & DIMITROVA, D. M.** Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. International Journ. of Psychophysiology, v. 22, n° ½, pp. 117 - 122, 1996.
26. **GENAIDY, A. M. & ASFOUR, S. S.** Effects of frequency and load of lift on endurance time. Ergonomics, v.32, n° 1, pp. 51 -57, 1989.
27. **GRANATA, K. P. & MARRAS, W. S.** The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. Spine, v.20, n°8, pp. 913 - 919, 1995.
28. _____. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. J. Biomech., v. 28, n° 11, pp. 1309 - 1317, 1995.
29. **GRAY, H.** Anatomia. Ed. Por Charles Mayo Gross. 29° ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1977.
30. **HAGG, G. M.** Recent developments in the field of physical load measurements. Technology and Health Care, n° 3, pp. 11 - 14, 1995.
31. **HAINLINE, B.** Low back injury. Clinics in Sports Medicine. v. 14, n° 1, pp. 241 -65, 1995.

32. **HALL, S.** Biomecânica Básica. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1993.
33. **HAN, J. S.; GOEL, V.K.; AHN, J.Y.; WINTERBOTTOM, J.; McGOWAN, D.; WEINSTEIN, J.; COOK, T.** Loads in the spinal structures during lifting: development of a three-dimensional comprehensive biomechanical model. Europ. Spine Jour. v. 4, pp.153 - 168, 1995.
34. **HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; COOK, A. S.** Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. Physical Therapy, v. 77, n° 5, pp. 517 - 533, 1997.
35. **JØRGENSEN, K. & NICOLAISEN, T.** Trunk extensor endurance : determination and relation to low-back trouble. Ergonomics, v.30, n°2, pp.259- 267, 1987.
36. **KAIGLE, A. M.; HOLM, S. H.; HANSSON, T. H.** Experimental instability in the lumbar spine. Spine, v.20, n° 4, pp. 421 - 430, 1995.
37. **KELSEY, J. L.; GOLDEN, A L ; MUNDT, D. J.** Low back pain - prolapse lumbar intervertebral disc. Rheumatic Disease Clinics of North America, v.16, n° 3, pp. 699 - 716, 1990.
38. **KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G.** Músculos , Provas e Funções. 4° ed. São Paulo: Manole, 1995.
39. **KIM, S. H. & CHUNG, M. K.** Effects of posture weight and frequency on trunk muscular activity and fatigue during repetitive lifting tasks. Ergonomics, v. 38, n°5, pp. 853 - 863, 1995.
40. **KNOPLICH, J. A** Coluna Vertebral da Criança e do Adolescente. São Paulo: Panamed, 1985.

41. **KONDRASKE, G. V.; DEIVANAYAGAM, S.; CARMICHAEL, T.; MAYER, T. G.; MOONEY, V.** Myoelectric spectral analysis and strategies for quantifying trunk muscular fatigue. Arch. Phys. Med. Rehabil., v. 68, pp 103-110, 1987.
42. **LAVENDER, S. A.; MARRAS, W. S.; MILLER, R. A.** The development of response strategies in preparation for sudden loading to the torso. Spine, v.18, n°14, pp. 2097 - 2105, 1993.
43. **LEVINE, D.; WALKER, R.; TILLMAN, L. J.** The effect of abdominal muscle strengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis. Physiotherapy Theory and Practice, v.14, pp. 217 - 226, 1997.
44. **LUTTMANN, A.; SOKELAND, J.; LAURIG, W.** Electromyographical study on surgeons in urology. I. Influence of the operating technique on muscular strain. Ergonomics, v. 39, n° 2, pp. 285 - 297, 1996.
45. **LUTTMANN, A.; JAGER, M.; SOKELAND, J.; LAURIG, W.** Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. Ergonomics, v.39, n° 2, pp. 298 - 313, 1996.
46. **MACINTOSH, J. E.; BOGDUK, N.; PEARCY, M.J.** The effects of flexion on the geometry and actions of the lumbar spine. Spine, v. 18, n° 7, pp. 884-93, 1993.
47. **MAGORA, A.** Investigation of the relation between low back pain and occupation. Scand. J. Reab. Med. v.5, pp. 186 - 190, 1973.
48. **MAGNUSSON, M. L.; ALEKSIEV, A.; WILDER, D. G.** Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. European Spine Society, v. 1, n°5, pp.23 - 35, 1996.

49. **MARRAS, W. S.; LAVENDER, S.A.; LEURGANS,S.E.; FATHALLAH, F.A.;FERGUSON, S.A.; ALLREAD, W.G.; RAJULU, S.L..** Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. Ergonomics, v.38, n°2, pp. 377 - 410, 1995.
50. **MARRAS, W. S. & LAVENDER, S. A.** The effects of a temporal warning signal on the biomechanical preparations for sudden loading. v.5, n° 1, pp. 45 - 56, 1995.
- 51 **MARRAS, W. S. & MIRKA, G.A.** Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the generation of low-level trunk acceleration. J. Orthop. Res., v. 11, n°6, pp. 811-817, 1993.
52. **MAYER, T. G.; KONDRASKE, G.; MOONEY, V; CARMICHAEL, T. W.; BUTSCH, R. .** Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment- A comparasion of normals with deconditioned patients. Spine, v.14, n° 9, pp. 986 - 991, 1989.
53. **McCLENAGHAN, B. A.;WILLIAMS, H.; DICKERSON, J.; THOMBS, L.** Spectral signature of forces to discriminate pertubations in standing posture. Clin. Biomech. v. 9, n°1, pp. 21 - 27, 1994.
54. **McCONAIL, M. A. & BASMAJIAN, J. V.** Muscle and Movements : A Basis for Human Kinesiology. Baltimore, Willians & Wilkins, 1969.
55. **McGILL, S. M.; JUKER, D.; AXLER, C.** Correcting trunk muscle geometry obtained from MRI and CT scans of supine postures for use in standing postures. J. Biomechanics, v.29, n°5, pp. 643 - 646, 1996.
56. **NEUMANN, P.; OSVALDER, A. L.; HANSSON, T.H.; NORDWALL, A.** Flexion-distraction injury of the lumbar spine: influence of load, loading

- rate and vertebral mineral content. Jour. of Spinal disorders, v. 9, n°2, pp. 89 - 102, 1996.
57. **NUSSBAUM, M. A.; CHAFFIN, D. B.; RECHTIEN, C. J.** Muscle lines-of-action affect predicted forces in optimization based spine muscle modeling. J. Biomechanics, v.28, n° 4, pp. 401 - 409, 1995.
58. **PAQUET, N.; MALOUIN, F.; RICHARDS, C.L.** Hip-spine movements interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. Spine, v. 19, n° 5, pp. 596 - 603, 1994.
59. **PARNIANPOUR, M.; NORDIN, M.; SHEIKHZADEH, A.** The relationship of torque, velocity, and power with constant resistive load during sagittal trunk movement. Spine, v. 15, n° 7, pp. 639 - 643, 1990.
60. **POPE, M. H.; BEVINS, T.; WILDER, D. G.;FRYMOYER, J. W.** The relationship between anthropometric, postural, muscular and mobility characteristics of males ages 18 - 55. Spine, v. 10, n° 7, pp. 644 - 648. 1985.
61. **REBELATTO, J. R.; CALDAS, M. A. J.; DE VITTA, A.** Influencia do transporte do material escolar sobre a ocorrência de desvios posturais em estudantes. Rev. Bras. De Ortopedia, v.26, n° 11/12, pp. 403 - 410, 1991.
62. **ROWE, M. L.** Low back pain in industry. J. Occup. Med., v.11, n° 4, pp.161-69, 1969.
63. **ROY, S. H.; DE LUCA, C. J.; CASAVANT, D. A.** Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. Spine, v. 14, n° 9, pp. 96 - 105, 1989.

64. **RYDEN, L. A. et al** Occupational low-back injury in a hospital employee population: an epidemiologic analysis of multiple risk factors of a high-risk occupational group.. Spine, v. 14, n°3, pp. 315 - 320, 1989.
65. **SAS INSTITUTE, INC.** SAS/STAT User's Guide, version 6, fourth edition, vol. 1, Cary, NC: SAS Institute Inc., p.943, 1989.
66. _____. SAS/STAT User's Guide, Version 6, fourth edition, vol. 2, Cary, NC: SAS Institute Inc., p. 846, 1989.
67. **SCHIPPLEIN, O. D; REINSEL, T.E.; ANDERSSON, G.B.J.; LAVENDER, S.A.**. The influence of initial horizontal weight placement on the loads at the lumbar spine while lifting. Spine, v. 20, n° 17, pp. 1895 - 1898, 1995.
68. **SCHOLZ, J. P.; MILLFORD, J. P.; McMILLAN, A. G.** Neuromuscular coordination of squat lifting, I: effect of load magnitude. Physical Therapy, v.75, n° 2, pp. 119 - 132, 1995.
69. **SCHULTZ, A.; ANDERSSON, G.B.J.; ÖRTENGREN, R.; BJORK, R.; NORDIN, M.** Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. Spine, v. 7, n° 4, pp. 390 - 397, 1982.
70. **SEROUSSI, R. E. & POPE, M. H.** The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes. J. Biomechanics, v.20, n° 2, pp. 135-146, 1987.
71. **SHIRADO, O.; ITO, T.; KANEDA, K.; STRAX, T. E.** Electromyographic analysis of four techniques for isometric trunk muscle exercises. Arch. Phys. Med. Rehabil, v. 76, n° 3, pp. 225 - 229, 1995.

72. **SIHVONEM, T.; PARTANEN, J.; HANNINEN, O.** Average (rms) surface EMG in testing back function. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., v. 28, pp. 335-9, 1988.
73. **SPARTO, P. J.; PARNIANPOUR, M; REINSEL, T E; SIMON, S.** The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. Jour. of Orthopaedic and Sports Physical, v. 25, n° 1, pp. 3 - 12, 1997. .
74. **STOKES, I. A. F.; RUSH, S.; MOFFROID, M.; JOHNSON, G.B.; HAUG, L.D.** Trunk extensor EMG-torque relationship. Spine, v.12, n° 8, pp. 770 - 776, 1987.
75. **TROUP, J. D. G. & CHAPMAN** Changes in the waveform of the electromyogram during fatiguing activity in the muscles of the spine and hips: the analysis of postural stress.Electromyogr. clin. Neurophysiol., v.12, pp 347-65, 1972.
76. **TSAI, S. P.; GILSTRAP, E. L.; COWLES, S.L.; WADDELL, L.C.; ROSS, C.E.** Personal and job characteristics of musculoskeletal injuries in an industrial population. Jour. of Occup. Med., v. 34, n°6, pp. 606 - 612, 1992.
- 77 **TWOMEY, L. & TAYLOR, J.** The lumbar spine: structure, function, age changes and physiotherapy. Australian Physiotherapy, 40th Jubilee issue, 1994.
- 78 **VAKOS, J. P.; NITZ, A.J.; THRELKELD, A.J.; SHAPIRO, R.;HORN,T.** Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift: effect of varying the lumbar posture. Spine, v.19, n°6, pp.687-695, 1994

79. **VINK, P.; VELDE, E. A.; VERBOUT, A. J.** A functional subdivision of the lumbar extensor musculature. v.8, pp. 517-25, 1987.
80. **VOLINN, E.; KOEVERING, D. V.; LOESER, J. D.** Back sprain in industry - The role of socioeconomic factors in chronicity. Spine, v. 16, n° 5, pp. 542 - 548, 1991.
81. **WICKSTRÖM, G.; LAINE, M.; PENTTI, J.; HYYTIAINEN, K; SALMINEN, J.J.** A video-based method for evaluation of low back load in long-cycle jobs. Ergonomics, v. 39, n° 6, pp. 826 - 841, 1996.
82. **WOLF, L. B. et al.** Quantitative analysis of surface and percutaneous electromyographic in lumbar erector spinae of normal young women. Spine, v. 16, n.2, pp. 155-61, 1991.
83. **ZWERLING, C.; RYAN, J.; SCHOOTMAN, M.** A case-control study of risk factors for industrial low back injury. Spine, v. 18, n. 9, pp. 1242 - 1247, 1993.