

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

PÓS-GRADUAÇÃO

1999

**RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO ILIOCOSTAL
LUMBAR E ABORDAGEM DA PRESSÃO INTRADISCAL DA COLUNA
LUMBAR**

Doutorando: Antonio Carlos de Moraes

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Antonia Dalla Pria Bankoff

ANTONIO CARLOS DE MORAES

**RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO ILIOCOSTAL
LUMBAR E ABORDAGEM DA PRESSÃO INTRADISCAL DA COLUNA
LUMBAR**

**Tese de doutorado apresentada à Faculdade de
Educação Física da Universidade Estadual de
Campinas.**

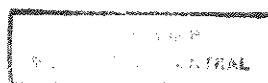
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

PÓS-GRADUAÇÃO

1999

99 12600



UNIDADE	BC		
N.º CHAMADA:	T/UNICAMP		
	M791e		
V.	Es.		
TOMBO BC/	37973		
PREÇO:	229199		
C	<input type="checkbox"/>	0	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00		
DATA	18/06/99		
N.º CPD			

CM-00124509-9

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA- FEF – UNICAMP

M791r Moraes, Antonio Carlos de
Resposta eletromiográfica do músculo iliocostal lombar e abordagem da pressão intradiscal da coluna lombar / Antonio Carlos de Moraes. – Campinas, SP : [s. n.], 1999.

Orientador: Antonia Dalla Pria Bankoff
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física.

I. Eletromiografia. 2. Músculos. 3. Coluna vertebral. I. Bankoff, Antonia Dalla Pria.
II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

ANTONIO CARLOS DE MORAES

**Este exemplar corresponde à redação final da
Tese de Doutorado defendida por ANTONIO
CARLOS DE MORAES e aprovada pela Co-
missão Julgadora da Faculdade de Educação
Física - UNICAMP, em 26 de fevereiro de
1999.**

Antonio Walla Bis Brunkoff

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

PÓS-GRADUAÇÃO

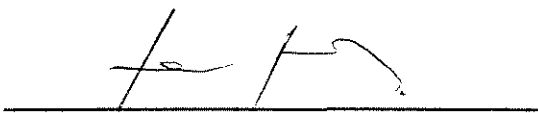
Comissão Julgadora:



Profª Drª Antonia Dalla Pria Bankoff



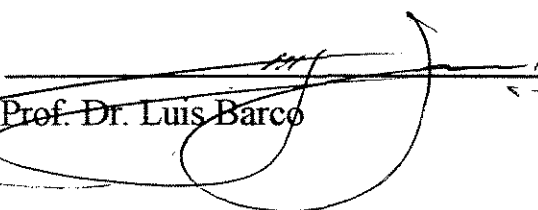
Prof. Dr. Mathias Vitti



Prof. Dr. Laércio Luiz Venditte



Prof. Dr. Idico Luis Pellegrinotti



Prof. Dr. Luis Barco

"...quando tiver exercido seu espírito crítico contra a sua própria posição, tentando corrigi-la sempre que a sua reflexão ou as críticas dos adversários lhe revelarem fraquezas ou deformações, quando tiver então adquirido a impressão de haver logrado inserir seu pensamento na vida social concreta, ele se encontrará na situação geral do homem de ciência, À de ter encontrado um conjunto de verdades aproximadas, à espera de que outros investigadores venham depois dele continuar e ultrapassar sua obra".

Lucien Goldmann



... Quando um homem está em posição elevada e é modesto, ele brilha com a luz da sabedoria. Quando ele está numa posição inferior e é modesto não pode ser ignorado. Assim o homem superior leva seu trabalho à conclusão sem vangloriar-se daquilo que conseguiu. O homem superior diminui o que é demasiado e aumenta o que é insuficiente. Ele pesa as coisas igualando-as. Estabelece a ordem no mundo, igualando os desequilíbrios sociais, que são fontes de insatisfação, criando condições justas e equânimes. A atitude despreziosa que acompanha a modéstia torna o homem capaz de realizar até mesmo empreendimentos difíceis; ele não impõe exigências nem condições prévias, mas procura soluções fáceis e rápidas. Onde não são levantadas pretensões, não surgem resistência. Quando a modéstia de um homem é tal que chega a se refletir em seu comportamento, isso se torna para ele fonte de boa fortuna. Desta forma, a possibilidade de exercer uma influência duradoura surge naturalmente, e ninguém pode impedi-la. Se um homem se deixa deslumbrar pela fama, será logo criticado e surgirão dificuldades. Se, ao contrário, ele permanecer modesto apesar de seus méritos, será estimado e encontrará o apoio necessário para levar seu trabalho à conclusão. A modéstia não deve ser confundida com a indulgência fraca que tudo deixa passar. Quando um homem ocupa uma posição de responsabilidade deve, em certos momentos, recorrer a medidas enérgicas, mas para isso não deve tentar impressionar fazendo alarde de sua própria superioridade, e sim assegurar-se dos que estão ao seu redor, tomando medidas objetivas, sem qualquer conteúdo de ofensa pessoal. A modéstia se manifesta até no rigor. A verdadeira modéstia leva o homem a uma ação enérgica em busca da ordem; ele começa por disciplinar a si mesmo e aos que estão mais próximos. Só se pode realizar algo de valor quando se tem a coragem de conduzir os exércitos contra si mesmo...

Agradecimento especial

“a Profª Drª Antonia Dalla Pria Bankoff, pela orientação firme e segura no desenvolvimento deste trabalho, pelas oportunidades e amizade, pela firmeza e dedicação que destina ao laboratório. Sem sua orientação não seria possível a realização desta pesquisa”.

“À medida que o conhecimento aumenta, o espanto se aprofunda”.

Charles Morgan

Agradecimento

A minha família que soube compreender os momentos de ausência, especialmente a minha mãe JULIA, meu pai CARLOS (im memorium).

“O importante não é o que fazem do homem,
mas o que ele faz do que fizeram dele”.

Sartre

Agradecimento

À minha namorada, amiga e companheira ROSANA LONGHINI, a maior incentivadora de minha carreira profissional, pelo apoio e incentivo, sempre presentes para mais esta conquista. Por se privar sem reclamar, estando sempre ao meu lado...

“A vida só pode ser compreendida olhando-se para trás; mas só pode ser vivida olhando-se para a frente”.

Kierke Gaard

"Não é a força, mas sim a duração dos grandes sentimentos que torna grande os homens".

Nietzsche

Agradecimentos

- ao meu irmão João, minhas sobrinhas Mariah e Isadora e minha cunhada Célia;
- ao meu irmão Paulo, minha sobrinha Marcela e minha cunhada Rose;
- à minha irmã Maria Luiza, minha sobrinha Kizzy, meu cunhado Manú, sempre presentes e incentivadores deste trabalho.

Cada um é o único guardião da própria saúde,
tanto física, quanto mental e espiritual.

Stuart Mill

Agradecimentos

- aos meus amigos Laércio, Sandra e Carol
- aos meus amigos Alan, Norberto e Sidimar
- à Fernanda, Rosana e D'Jair, pelas longas horas dentro da Biblioteca da Faculdade de Medicina da Universidade da Pennsylvania

"De todas as coisas que a sabedoria conquista para procurar a felicidade de uma vida completa, a maior é a posse da amizade

Epicuro

Agradecimentos

Aos meus amigos, Professores:

- Asdrubal Ferreira Batista (im memorium);
- Francisco Augusto Báfero
- João Batista Andreotti Gomes Tojal
- Idico Luis Pellegrinotti
- Luis Barco
- Marcelo Belém Silveira Lopes
- Maria Beatriz Rocha Ferreira
- Miguel de Arruda
- Orival Andries Junior
- Paulo Roberto de Oliveira
- Roberto Rodrigues Paes
- Vera Aparecida Madruga Forti

"Não temos tanta necessidade dos serviços de nossos amigos, como da certeza de que eles estariam dispostos a prestá-los"

Epicuro

Agradecimentos

- ao Professor Edison Duarte, ex-Diretor da FEF / UNICAMP
- ao Professor Pedro José Winterstein, Diretor da FEF / UNICAMP
- ao Professor Ademir De Marco, Ex-Coordenador do Programa de Pós Graduação da FEF / UNICAMP;
- ao Professor Roberto Villarta, Coordenador do Programa de Pós Graduação da FEF / UNICAMP;
- Ao Professor Aguinaldo Gonçalves, Ex-Chefe do Departamento de Ciências do Esporte da FEF / UNICAMP;
- Ao Professor Paulo Roberto de Oliveira, Chefe do Departamento de Ciências do Esporte FEF / UNICAMP;
- ao Prof. Dr. Mauro Gonçalves da UNESP de Rio Claro/SP;
- aos professores da FEF / UNICAMP;
- aos funcionários da FEF / UNICAMP sempre prestes a colaborar;
- aos alunos da FEF / UNICAMP;
- ao pessoal do Laboratório, sempre presentes e colaborativos;
- ao Carlos Zamai, sempre prestativo;
- ao Ademir Schmidt, sempre prestativo;
- ao pessoal da biblioteca da FEF / UNICAMP por estarem sempre nos auxiliando;
- ao Jurandir do SAE / UNICAMP, pelo serviço de revisão ortográfica;
- ao pessoal da Pós-graduação da FEF / UNICAMP;
- aos meus colegas do doutorado;
- ao Sílvio e Fátima do setor de Informática da FEF / UNICAMP
- a todos que contribuíram para a realização desta pesquisa.

“O que importa de verdade na vida não são os objetivos que nos propomos, mas os caminhos que seguimos para conseguí-lo”.

Peter Bamm

"O Fato de uma teoria ser refutável não constitui sem dúvida o menor de seus encantos; é exatamente com isso que ela atrai as mentes mais sutis. Parece que a teoria cem vezes refutada do "livre arbítrio" deve sua persistência apenas a esse encanto; sempre está aparecendo alguém que se sente suficientemente forte para refutá-la".

Nietzsche

ÍNDICE

Lista de figuras e tabelas	I
Resumo	II
Abstract	III
1. Introdução	01
2. Revisão da literatura	05
2.1 Pressupostos gerais	05
2.1.1 Aspectos anatômicos e funcionais da coluna vertebral	05
2.2 Pressupostos específicos	41
2.2.1 Aspectos eletromiográficos	41
3. Material e Métodos	58
3.1 Sujeitos	58
3.2 Equipamento	59
3.3 Procedimentos e aquisição de dados	60
3.4 Movimentos	62
4. Resultados	63
5. Discussão	86
5.1 Considerações finais	110
6. Conclusões	112
7. Referências Bibliográficas	114
8. Anexos	126

Lista de figuras e tabelas

Figura 1	- Estrutura da vértebra e discos intervertebrais	07
Figura 2	- Espessura dos discos intervertebrais	12
Figura 3	- Movimentos de flexão, hiperextensão e inclinação do tronco	14
Figura 4	- Movimentos de rotação do tronco	15
Figura 5	- Forças de compressão, tensão e deslizamento	22
Figura 6	- Músculo iliocostal lombar - local de colocação dos eletrodos	45
Figura 7	- Registro eletromiográfico - flexão ICL ₁ - ortostática	66
Figura 8	- Registro eletromiográfico - flexão ICL ₂ - ortostática	67
Figura 9	- Registro eletromiográfico - extensão ICL ₁ - ortostática	68
Figura 10	- Registro eletromiográfico - extensão ICL ₂ - ortostática	69
Figura 11	- Registro eletromiográfico - rotação homo ICL ₁ - ortostática	70
Figura 12	- Registro eletromiográfico - rotação homo ICL ₂ - ortostática	71
Figura 13	- Registro eletromiográfico - rotação hete ICL ₁ - ortostática	72
Figura 14	- Registro eletromiográfico - rotação hete ICL ₂ - ortostática	73
Figura 15	- Registro eletromiográfico - flexão ICL ₁ - sentada, cadeira	74
Figura 16	- Registro eletromiográfico - flexão ICL ₂ - sentada, cadeira	75
Figura 17	- Registro eletromiográfico - extensão ICL ₁ - sentada, cadeira	76
Figura 18	- Registro eletromiográfico - extensão ICL ₂ - sentada, cadeira	77
Figura 19	- Registro eletromiográfico - rot. homo ICL ₁ - sentada, cadeira	78
Figura 20	- Registro eletromiográfico - rot. homo ICL ₂ - sentada, cadeira	79
Figura 21	- Registro eletromiográfico - rot. hete ICL ₁ - sentada, cadeira	80
Figura 22	- Registro eletromiográfico - rot. hete ICL ₂ - sentada, cadeira	81
Figura 23	- Registro eletromiográfico - flexão ICL ₁ - sentada, solo	82
Figura 24	- Registro eletromiográfico - flexão ICL ₂ - sentada, solo	83
Figura 25	- Registro eletromiográfico - extensão ICL ₁ - sentada, solo	84
Figura 26	- Registro eletromiográfico - extensão ICL ₂ - sentada, solo	85
Figura 27	- RMS – movimento de flexão - ortostática e sentada	106
Figura 28	- RMS – movimento de extensão - ortostática e sentada	107
Figura 29	- RMS – movimento de rotação homo - ortostática e sentada	108
Figura 30	- RMS – movimento de rotação hete - ortostática e sentada	109
Tabela 1	- Cargas na região lombar da coluna vertebral	27
Tabela 2	- Comparação das cargas no 3º disco lombar	27
Tabela 3	- Pressão intradiscal e forças compressivas em L ₃ -L ₄	28
Tabela 4	- Cargas no 3º disco lombar em indivíduo de 70 kg	29
Tabela 5	- Cargas no 3º disco lombar em diversos movimento/posições	30
Tabela 6	- Dados antropométricos e tempo de trabalho de 12 indivíduos	58
Tabela 7	- Atividade eletromiográfica em RMS - iliocostal lombar	64
Tabela 8	- Atividade eletromiográfica em RMS - iliocostal lombar	64
Tabela 9	- Atividade eletromiográfica em RMS - iliocostal lombar	65

RESUMO

A ação dos músculos extensores da coluna tem sido estudada através da eletromiografia com o intuito de conhecer a participação muscular durante várias posturas corporais, as quais tentam assemelhar-se às posições assumidas pelo corpo humano durante as atividades do cotidiano, de trabalho e de treinamento. A coluna vertebral funciona como um sustentáculo para a manutenção do corpo na posição ortostática e serve a um sistema complexo de forças e tensão de diferentes tipos. A maioria dos movimentos corporais aumenta a sobrecarga na coluna lombar. É importante que conheçam as cargas a que a coluna vertebral está sujeita durante diversas atividades para que se interprete e minimize a possibilidade de lesões sobre a coluna, assim como para orientar aqueles que porventura já apresentem problemas nesta região. Estimando-se as cargas pode-se prever aquelas impostas através da atividade física. Este estudo abordou, mediante revisão bibliográfica, aspectos anatômicos e funcionais da coluna vertebral, com ênfase nos discos intervertebrais, na pressão intradiscal e nas cargas impostas à coluna lombar. Verificamos as respostas eletromiográficas do músculo iliocostal lombar (erector da espinha) durante os movimentos de flexão, extensão e rotação do tronco, nas posições ortostática e sentada em cadeira sem encosto e flexão e extensão do tronco na posição sentada no solo. Participaram do estudo 12 indivíduos do sexo masculino, sedentários, na faixa etária de 36 a 52 anos, idade média de 46,16 anos, média de peso 79,66 kg e altura média de 173,0 cm, os quais trabalham na função de motorista. Foi utilizado um eletromiógrafo de seis canais (Lynx) e eletrodos de superfície para a captação dos potenciais de ação, os quais foram colocados no lado direito do tronco, na direção da 3ª e 5ª vértebras lombares (ICL₂ e ICL₁ respectivamente). Os resultados encontrados estão expressos em RMS, indicando a participação do músculo iliocostal lombar durante os movimentos realizados, onde observa-se que o local identificado como ICL₂ apresentou potenciais de ação de maior amplitude que o local identificado como ICL₁, em todos os movimentos e posições.

Palavras chaves: Eletromiografia. Músculos. Coluna vertebral.

ABSTRACT

The action of the column extensor muscles has been studied through in the electromyography in order to understand muscular participation in various corporal postures which try to copy positions assumed by the human body during everyday, work and training activities. The vertebral column functions as support for maintaining the body in the orthostatic position and serves as a complex system of different types of force and tension. The majority of corporal movements increase the load on the lumbar column. It is important to know the loads that the vertebral column is subjected to during different activities in order to interpret and minimize the possibility of lesions on the column, as well as to orient those who by chance have already presented problems in this region. Estimating the loads can predict those imposed by physical exercise. Based on a bibliographical survey, this study described anatomic and functional aspects of the vertebral column with emphasis on intervertebrae disks, intradisk pressure and loads placed on the lumbar column. We verified the electromyography responses of the iliocostalis lumborum muscle (erector of the spine) during flexion, extension and trunk rotation movements in orthostatic positions and seated in a chair without a back, and trunk extension and rotation in the position seated on the ground. 12 individuals males, sedentary, between 36 and 52 years old (averaging 46.16 years old), weighing an average of 79.66 kilos, and with an average height of 173.0 cm, all working as drivers were studied. Electromyography with six channels (Lynx) and surface electrodes for registering action potential was used. The electrodes were placed on the right side of the trunk in the direction of the third and fifth lumbar vertebrae (ICL₂ and ICL₁ respectively). The results are expressed in RMS, indicating the participation of the iliocostalis lumborum muscle during the movements undertaken. It was observed that the place identified as ICL₂ presented action potential of greater amplitude than the place identified as ICL₁ in all movements and positions.

Key words: Electromyography. Muscles. Vertebral column.

1. INTRODUÇÃO

Os métodos de estudos clássicos, em que se baseava a maior parte dos estudos musculares, eram feitos com o uso de cadáveres, por intermédio de estimulação elétrica direta, de observação visual e posteriormente pela palpação (Rasch & Burke 1977). Atualmente, a ação muscular deixou de ser estudada de forma pouco dinâmica para ser estudada através da eletromiografia (EMG), que se tem mostrado um método mais apropriado para o estudo dos potenciais de ação muscular, sendo utilizada para registrar e analisar a atividade elétrica produzida quando as unidades motoras são ativadas. A EMG surgiu como resposta a uma necessidade de se aumentar o conhecimento sobre as ações e funções musculares (Basmajian, 1976).

A musculatura paravertebral tem sido objeto de estudo no que se refere à ação dos movimentos da coluna vertebral. A ação dos músculos extensores da coluna vertebral tem sido amplamente analisada através da eletromiografia, objetivando conhecer o potencial de ação desenvolvido por esse grupo muscular. Vários autores estudaram a atividade mioelétrica dos eretores da espinha (Allen, 1948; Floyd & Silver, 1955; Asmussen, 1960; Carlsöö, 1961, 1964; Asmussen & Klausen, 1962; Bankoff et al. 1996).

Estudos realizados por Pauly (1966) demonstraram que os músculos do dorso desenvolvem níveis mais intensos de atividade durante a extensão do tronco a

partir da posição de decúbito ventral. Bankoff et al. (1996) descrevem a participação do músculo iliocostal lombar em movimentos realizados nas posições ortostática, sentada e ajoelhada.

Allen (1948); Floyd & Silver (1951, 1955); Portnoy & Morin (1956) relataram que, quando na postura ereta, a maior parte das pessoas não atividade dos músculos dorsais, mas alguma atividade reflexa destes músculos, ocasionada pela tensão muscular necessária para contrapor a força gravitacional. Joseph (1960), citado por Basmajian & De Luca (1985), relata que, durante a flexão anterior do tronco, a atividade muscular aumenta de acordo com o aumento da flexão, e, na continuidade da mesma, as estruturas ligamentares assumem as cargas e os músculos se mostram silenciosos, com pouco atividade eletromiográfica.

O músculo iliocostal lombar compõe, juntamente com o longo do tórax e o espinhal do tórax, o grupo dos eretores da espinha. Neste trabalho o músculo iliocostal lombar foi analisado em dois locais, identificados como ICL₁ e ICL₂, descrito com detalhes no capítulo de metodologia. Rasch & Burke (1977) relatam que o conhecimento de cada músculo individualmente, é essencial na medicina, na cirurgia e na terapêutica, sendo que, para uma análise geral do movimento, os músculos podem ser estudados em grupos.

A coluna vertebral, onde tem havido uma adaptação escassa às demandas da postura ereta (Rasch & Burke, 1977), funciona como um sustentáculo para a manutenção do corpo na posição ortostática e serve a um sistema complexo de forças e tensão de diferentes tipos. A estabilidade intrínseca da coluna vertebral provém da alternância dos componentes rígidos e elásticos, e a estabilidade extrínseca provém dos músculos paraespinhais e de outros músculos do tronco (Morris, Lucas & Bresler, 1961) citados por Bankoff et al. (1996).

A maioria dos movimentos corporais aumenta a sobrecarga na coluna lombar, desde o caminhar lento (Cappozzo, 1984), até a produção de grandes cargas durante exercícios físicos (Andersson, Örtengren & Nachemson, 1976, 1977; Schultz et al. 1982; Hall, 1985; Schipplein et al. 1990).

A importância de se conhecerem as cargas a que a coluna vertebral está sujeita durante diversas atividades ajuda a interpretar e a minimizar a possibilidade de lesões sobre a coluna, assim como a orientar aqueles que porventura já apresentem problemas nesta região (Andersson et al. 1983). Andersson (1985) observa que, estimando-se as cargas, se podem prever aquelas impostas por meio da atividade física. Andersson et al. (1974 a, b) descrevem que, na posição sentada, as cargas na região lombar são superiores àquelas que atuam quando o indivíduo se encontra na posição ortostática. Sentar com o tronco ereto, com apoio da região lombar aumentando a lordose lombar,

reduz a carga imposta sobre este segmento da coluna. Porém, estas cargas ainda excedem àquelas produzidas quando o indivíduo se encontra em posição ortostática. A carga mínima imposta à coluna ocorre na posição supina, onde o peso do tronco é eliminado.

Este estudo abordou, mediante revisão bibliográfica, aspectos anatômicos e funcionais da coluna vertebral, com ênfase nos discos intervertebrais, na pressão intradiscal e nas cargas impostas à coluna lombar. Inicialmente produzimos um texto com o conhecimento extraído da literatura, a qual consta da revisão da mesma. Paralelamente, verificamos as respostas eletromiográficas do músculo iliocostal lombar (erector da espinha) durante os movimentos de flexão, extensão e rotação do tronco, nas posições ortostática e sentada.

Desta forma, as informações obtidas no presente estudo poderão ser utilizadas em diversos momentos na prática do movimento, no treinamento físico e na prática de atividades físicas pelos indivíduos.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, abordaremos os pressupostos gerais e os específicos. Nos gerais, focalizaremos a coluna vertebral e seus aspectos anatômicos e funcionais, identificando as cargas a que a coluna vertebral está exposta durante a realização de movimentos. É dedicada especial atenção aos discos intervertebrais pois, ao se abordarem cargas na coluna, necessariamente precisamos nos aprofundar no conhecimento deles. Quanto aos específicos, analisaremos os estudos eletromiográficos do grupo de músculos identificado como eretor da espinha.

2.1. Pressupostos Gerais

2.1.1 Aspectos anatômicos e funcionais da coluna vertebral

A coluna vertebral compõe-se de 33 vértebras, onde as primeiras 24 formam uma coluna flexível. As cervicais, são sete (C_1 a C_7), localizadas no pescoço; 12 (T_1 a T_{12}) no tórax, denominadas torácicas ou dorsais; cinco (L_1 a L_5), na região lombar; cinco (S_1 a S_5), formam o osso sacro e quatro, as mais inferiores, constituem o cóccix. Cada vértebra sustenta o peso das que estão acima, mostrando-se, assim, mais desenvolvida. Cada vértebra é formada por: corpo, arco, forame vertebral, processo transversal, processo espinhoso e processo articular (Gray, 1977).

Vista lateralmente, a coluna vertebral apresenta curvas anterior e posterior, que aumentam sua resistência à compressão (Kapandji, 1990). Segundo Hall (1993) as curvaturas torácica e sacral estão presentes no nascimento, e as curvaturas lombar e cervical aparecem a partir da sustentação do corpo na posição ereta, adequando-se ao processo de sentar e ficar em pé. Kapandji (1990) relata que, por ordem, a coluna cervical é mais móvel que a lombar, que, por sua vez, é mais que a torácica.

Machado (1993) descreve que, dentro do canal medular se encontra a medula espinhal, que é uma massa cilíndrica de tecido nervoso; no homem adulto ela mede aproximadamente 45 cm, sendo pouco menor na mulher. Nos adultos, a medula não ocupa todo o canal vertebral, pois termina ao nível da 2ª vértebra lombar. Abaixo deste nível o canal vertebral contém apenas as meninges e as raízes nervosas dos últimos nervos espinhais, que, dispostos em torno do cone medular e do filamento terminal, constituem, em conjunto, a cauda eqüina. O espaço entre as vértebras L₅ e S₁ é usualmente indicado para a introdução de agulhas (espaço sub-aracnóideo), pois neste espaço há maior quantidade de liquor e se encontram apenas filamento terminal e as raízes que formam a cauda eqüina, não havendo, portanto, perigo de lesões da medula.

Entre os corpos vertebrais estão os discos cartilagosos - figura 1, compostos de uma massa gelatinosa, com mais de 80% de água (Lehmkuhl & Smith, 1989; Kapandji, 1990) e um amortecedor fibro-hidráulico, autodistribuidor de tensões (Calais-

Germain & Lamotte, 1992), que se localiza no centro (núcleo pulposos) e é rodeado por uma camada densa e resistente de fibrocartilagem (anel fibroso), cujas fibras, orientadas obliquamente, previnem um deslocamento excessivo em qualquer direção.

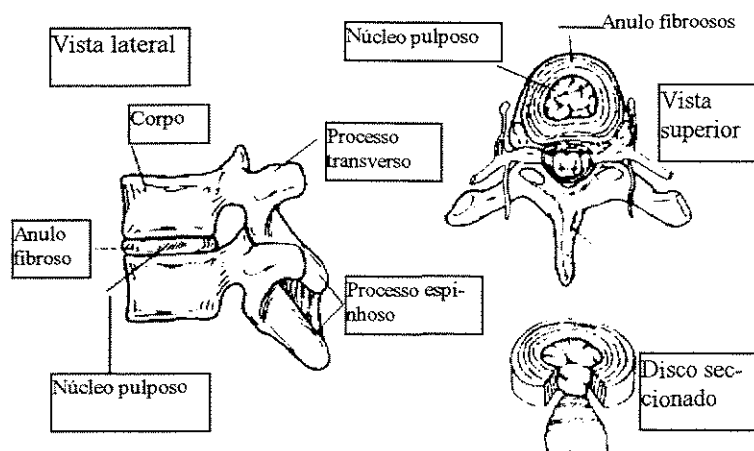


Figura 1- Estrutura da vértebra e discos intervertebrais. Os discos intervertebrais distribuem as cargas impostas à coluna vertebral (Hamill & Knutzen, 1995).

Hall (1993) relata que as fibras colágenas do ânulo fibroso cruzam-se verticalmente, tornando a estrutura especialmente resistente a forças de inclinação e torção da coluna vertebral. Calais-Germain & Lamotte, (1992) observam que na flexão da coluna o disco é pinçado anteriormente; na extensão, posteriormente; na inclinação lateral, no lado côncavo e na rotação as fibras do disco apresentam-se torcidas.

O disco é frágil e tende a envelhecer prematuramente, devido às más condições mecânicas. Tanto na posição estática quanto em movimento, há frequentemente somatório de pinçamento e cisalhamento (Calais-Germain, 1992).

Segundo Bernick, Walker & Paulew (1991), o anulo fibroso de indivíduos com idade entre 20-40 anos apresenta orientação oblíqua de fibras colágenas, as quais mudam no decorrer da idade, apresentando fendas e fissuras, havendo uma alteração progressiva entre 50-83 anos. Para Lehmkuhl & Smith (1989) o processo de envelhecimento faz com que os indivíduos com idade entre 30-50 anos fiquem mais propensos a lesões do ânulo e a herniação do núcleo; entre 50-90 anos podem perder altura do tronco estando propensos a desenvolver cifose torácica.

O núcleo do disco tem uma consistência extremamente fluida que o torna resistente à compressão, que é a forma de aplicação de carga a qual a coluna é submetida durante a postura ereta. Para Hay & Reid (1985) este núcleo funciona de forma hidrostática, distribuindo uniformemente as pressões decorrentes das cargas impostas à coluna vertebral. Segundo Markolf & Morris (1974), o núcleo, por ter afinidade por água, a absorve, quando a pressão é reduzida no disco. Sob cargas compressivas, o processo de hidratação do disco é reduzido.

As pessoas são mais suscetíveis a lesões sintomáticas do disco entre 30-45 anos. Durante esse período, o núcleo ainda é capaz de absorver água, mas o anel se en-

fraquece devido à fadiga das cargas com o tempo, suportando menor pressão quando ocorre uma sobrecarga demasiadamente alta (Adams & Hutton, 1985; Farfan, 1970).

As cargas aplicadas continuamente sobre o disco por um período de várias horas acarreta uma diminuição ainda maior em sua hidratação, podendo apresentar redução de até 1 cm na altura total das pessoas no decorrer do dia (Hall, 1993), ou até 2 cm (Lehmkuhl & Smith 1989). Porém, ao se reduzirem as pressões, eles rapidamente absorvem água e aumentam seus volumes e alturas (Hall, 1993).

Ainda segundo Hall (1993), os traumas e o processo irreversível de envelhecimento reduzem o poder de reabsorção de água pelos discos, bem como a capacidade de absorção de choques; o conteúdo fluido dos discos começa a diminuir em torno da segunda década de vida. Nos idosos esse conteúdo é reduzido em aproximadamente 35%. Hay & Reid (1985) relatam que, desta forma, o disco se mostra mais fibroso, diminuindo assim o espaço intervertebral e limitando a mobilidade; o estreitamento do disco progride até que as placas cartilagosas terminais dos corpos vertebrais estejam praticamente em oposição.

Para Kapandji (1990) o núcleo, com a idade, perde suas propriedades hidrófilas e a pressão diminui, o que explica a perda da sua elasticidade na coluna vertebral.

O disco, sendo deformável, permite movimento entre as vértebras, ao mesmo tempo que as protege (Rasch & Burke 1977), agindo como amortecedor entre os corpos vertebrais, armazenando energia e distribuindo cargas (Hay & Reid 1985). Se a coluna encontra-se alinhada na vertical, em relação às suas curvaturas, o peso transmitido pelo tronco leva a uma compressão quase igual em todas as áreas do disco, sendo esta a melhor condição de amortecimento. Nestas circunstâncias, o disco pode suportar, sem perigo, cargas importantes (Calais-Germain & Lamotte, 1992).

Lesões ou degenerações do disco afetam a mecânica da coluna em geral (Penjabi, Krag & Chung, 1984). Inicialmente ocorre um aumento de mobilidade do segmento com flexão-extensão maiores que o normal, assim como o deslizamento para frente e para trás dos corpos vertebrais (MacNab, 1977). A distribuição de forças através de todo o segmento é alterada, provocando forças anormais nas facetas e estruturas de suporte (Farfan, 1970).

Alterações relativas na postura e nas atividades corporais afetam a pressão intradiscal. A pressão intradiscal em decúbito dorsal é menor que na posição ortostática; aumenta cerca de 50% quando na posição sentada com quadris e joelhos fletidos e quase duplica na posição sentada com inclinação para frente (Jensen, 1980; Nachemson, 1976). Sentar com um encosto inclinado 120 graus e com suporte lombar de 5 cm de

profundidade provê a menor carga ao disco (Andersson, Murphy & Örtengren, 1979; Jensen, 1980).

A flexão do tronco na posição ortostática exerce forte compressão discal. Sendo assim, exercícios de flexão do tronco realizados com joelhos estendidos devem ser evitados, pois levam a uma sobrecarga nos discos (Calais-Germain & Lamotte, 1992). Porém, Anderson & Hall (1995) relatam que exercícios que envolvam flexão do tronco, realizados de forma lenta e controlada, colaboram para fortalecer a musculatura extensora da coluna lombar. Alguns exemplos de cargas impostas ao segmento vertebral lombar podem ser encontrados nas tabelas 1 a 5. A posição supina produz a menor quantidade de carga nas vértebras lombares.

O disco intervertebral, que corresponde a aproximadamente 25% do tamanho da coluna vertebral, teve, segundo Carlsöö (1972), citado por Hay & Reid (1985), 6.000 N (611,80 kg) de carga máxima estimada antes que ocorressem lesões nas placas cartilagosas terminais. Nachemson (1960) obteve valores de até 9.800 N (999,28 kg) na região lombar, mostrando a importância mecânica e funcional dos discos, uma vez que as outras articulações permitem os movimentos de deslizamento e rotação somente se os discos proporcionarem a elasticidade para acomodar os movimentos. Os discos alteram sua forma para permitir um certo grau de torção e inclinação das vértebras. As

fibras colágenas são arranjadas de tal forma geometricamente que conseguem resistir a altas forças torcionais (Anderson & Hall, 1995).

A espessura do disco não é a mesma em todos os setores da coluna vertebral (figura 2). Na região lombar o disco é espesso, apresenta a maior espessura, 9 mm de altura, ou seja, um terço do corpo, o que constitui um fator de mobilidade; na torácica ou dorsal, 5 mm, aproximadamente um sexto do corpo, limitando o movimento; na cervical, 3mm, um terço da espessura dos corpos, permitindo grande mobilidade (Kapandji, 1990; Calais-Germain, 1992).

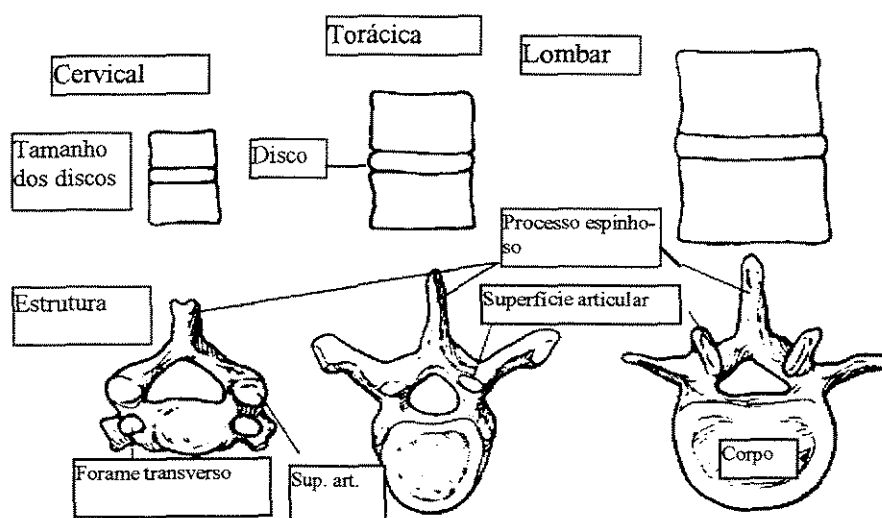


Figura 2- Espessura dos discos intervertebrais em relação à localização e a estrutura das vértebras, cervical, torácica e lombar (Hamill & Knutzen, 1995).

Durante as atividades do cotidiano o disco sofre ação de cargas de modo bastante complexo. Flexão, extensão e flexão (inclinação) lateral da coluna produzem principalmente força de tração e compressão sobre o disco intervertebral, ao passo que

os movimentos de rotação produzem forças de cisalhamento sobre o mesmo (Farfan, 1977), com conseqüente aumento da pressão intradiscal (compressão) (Örtengren, Andersson & Nachemson, 1981). Segundo Kapandji (1990), os movimentos de flexão e extensão aumentam a tensão. Quando se associam flexão à rotação axial há tendência a rasgar o anel fibroso, e, por aumentar a pressão, a empurrar o núcleo para trás através da fissura do anel.

Com a flexão de um segmento vertebral, a porção anterior do disco é comprimida e a posterior é liberada. O núcleo desloca-se posteriormente para redistribuir cargas (Krag, 1987). Cargas assimétricas em flexão resultam em distorções do núcleo em direção contralateral e póstero-lateral onde as fibras do anel estão mais alongadas (Adams & Hutton, 1983).

Durante a sustentação de pesos, as forças são transmitidas dos corpos vertebrais para o disco; se a força é central sobre o corpo (compressão pura), o anel torna-se abaulado em todas as direções. Contudo, na maioria dos movimentos as forças ocorrem no sentido anterior, posterior ou lateral aos corpos vertebrais (figuras 3 e 4), fazendo com que o núcleo exerça pressão na direção oposta (Lehmkuhl & Smith 1989). Pode ocorrer ruptura das fibras anulares devido a cargas fatigantes decorrentes de sobrecargas repetidas da coluna causadas por inclinação anterior (flexão), levantamento de pesos e sobrecargas torcionais (Adams & Hutton, 1983, 1985; Farfan, 1970).

Para Lehmkuhl & Smith (1989) microtraumas repetidos causados pelo levantamento de objetos pesados, bem como o processo de envelhecimento, causam aumento dos elementos fibrosos do anel e conseqüente diminuição no número relativo de elementos elásticos.

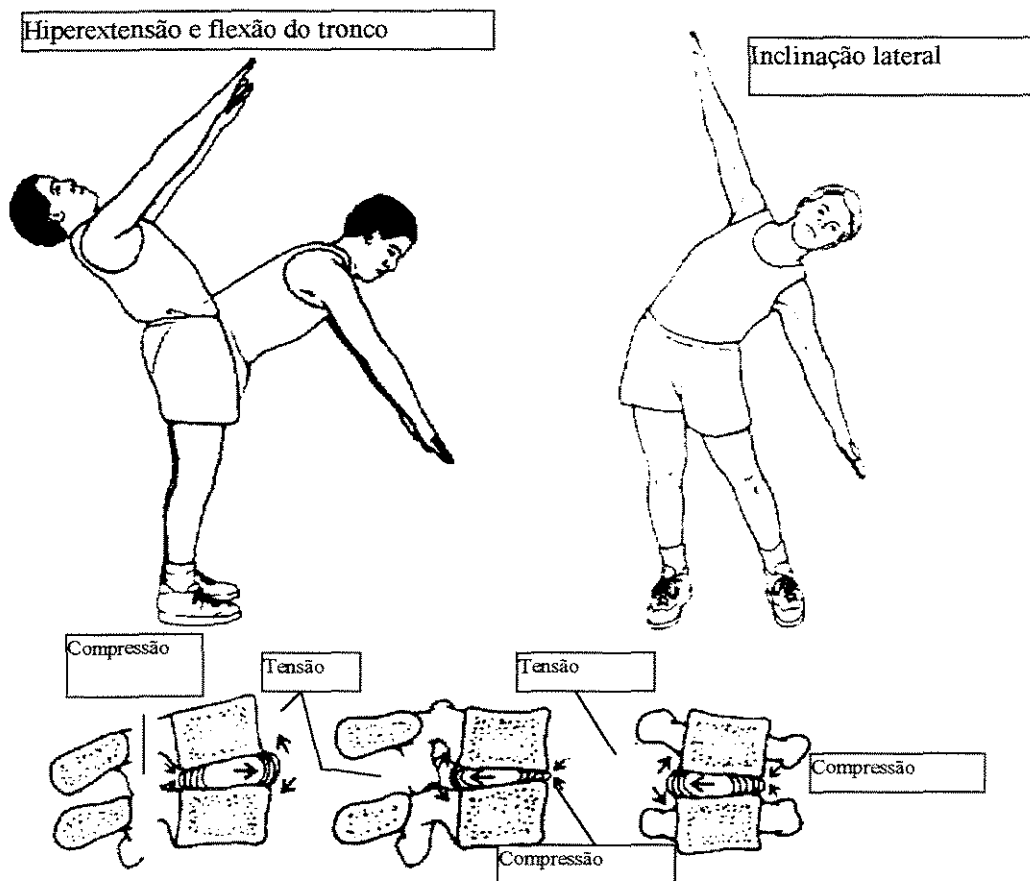


Figura 3- Movimentos de flexão, hiperextensão e inclinação lateral da coluna vertebral. Quando o tronco é submetido a estes movimentos, uma força de compressão desenvolve-se em um lado e uma de tensão no lado oposto (Hamill & Knutzen, 1995).

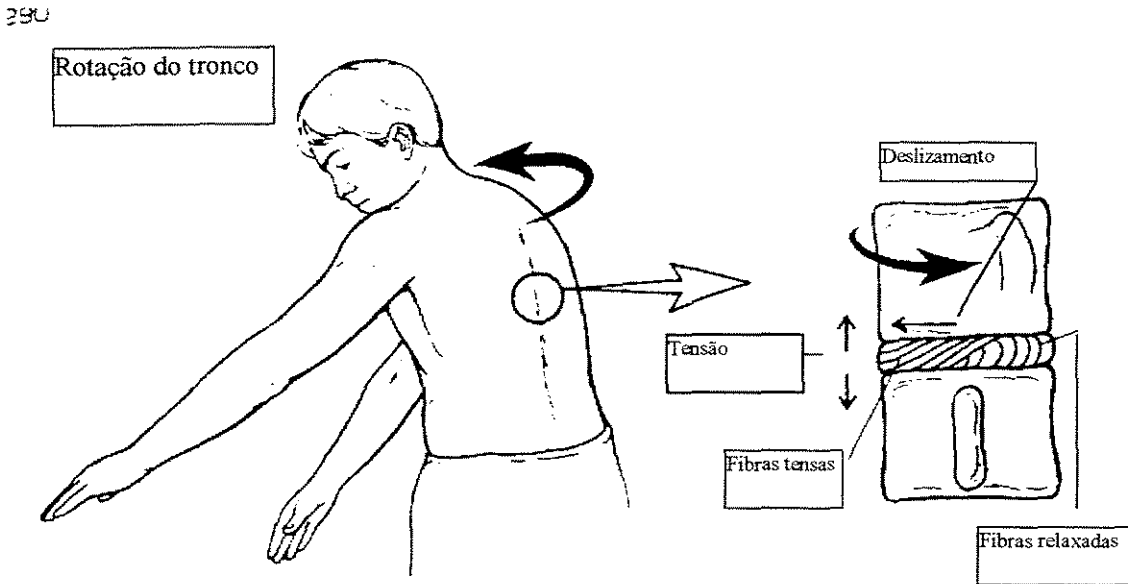


Figura 4- Movimento de rotação do tronco. Metade das fibras do anulo fibroso estão sob tensão e metade relaxadas, criando força de tensão e de deslizamento (Hamill & Knutzen, 1995).

Além da união por meio dos discos, as vértebras estão conectadas por ligamentos. Os corpos conectam-se por um ligamento anterior e um posterior, que se estendem do crânio até o sacro, e por curtos ligamentos laterais, que unem os corpos das vértebras adjacentes. As lâminas estão unidas pelos ligamentos flavos, que envolvem a medula espinhal, e os processos espinhosos, pelos ligamentos interespinhais. Na região cervical estes ligamentos são substituídos pelo ligamento da nuca (Gray, 1977).

Os músculos responsáveis pelos movimentos da coluna vertebral são, segundo Rasch & Burke (1977): a) flexor lateral: quadrado lombar; b) flexores: reto abdominal, oblíquos externos e internos, esternocleidomastóideo, três escalenos, reto maior do pescoço, reto maior da cabeça, reto anterior da cabeça, reto lateral da cabeça e

psoas; c) extensores: intertransversais, interespinhais, rotadores, multifido, semi-espinhal torácico, semi-espinhal do pescoço, semi-espinhal da cabeça, iliocostal lombar, iliocostal torácico, iliocostal cervical, longo do tórax, longo do pescoço, longo da cabeça, espinhal do tórax, espinhal do pescoço, esplênio do pescoço, esplênio da cabeça e quatro músculos suboccipitais.

Após a abordagem da literatura enfocando os aspectos anatômicos e funcionais da coluna vertebral, prosseguiremos neste capítulo descrevendo os movimentos da coluna vertebral. Os movimentos da coluna vertebral não têm a mesma amplitude em todos os níveis vertebrais (figuras 3 e 4), pois dependem da forma das vértebras, da espessura do disco em relação à altura dos corpos - quanto mais espesso o disco maior é a mobilidade, figura 2) e da presença das costelas na região torácica, o que limita o movimento (Calais-Germain, 1992).

Os movimentos de flexão, extensão, hiperextensão, flexão lateral (inclinação) e rotação da coluna vertebral têm lugar por compressão e deformação dos discos intervertebrais e pelo deslizamento dos processos articulares (figuras 3 e 4).

A flexão é a inclinação para a frente, tendendo a aproximar as superfícies anteriores. A flexão é livre, nas regiões cervicais e lombares, sendo grandemente limitada, pela presença das costelas, na região torácica (Rasch & Burke, 1977). A flexão do tronco é um movimento combinado da coluna vertebral e da pelve. Para Örtengren &

Andersson (1977) nos primeiros 50-60 graus é executado um movimento da coluna lombar somado à flexão conduzida pela rotação da pelve. A primeira fase do movimento é realizada, quase exclusivamente, pela flexão da coluna lombar. A continuidade da flexão ocorre na articulação do quadril.

Quando o tronco é inclinado livremente para a frente há um aumento na atividade dos músculos do dorso conforme a progressão do movimento, cessando essa atividade, quase completamente, quando é alcançada a flexão total. A manutenção dessa posição é atribuída aos ligamentos (Allen, 1948; Floyd & Silver, 1951, 1955; Portnoy & Morin, 1956; Carlsöö, 1961; Morris, Benner & Lucas, 1962; Pauly, 1966). Bankoff et al. (1996) relatam potenciais de ação mais intensos quando o tronco é flexionado em 45 graus.

A extensão é o retorno de uma posição de flexão para uma posição anatômica, sendo mais livre nas regiões cervical e lombar. A continuidade do movimento é chamada de hiperextensão. Segundo Rasch & Burke (1977), as curvas lombar e cervical já estão numa posição de hiperextensão quando a coluna está na posição anatômica. Örtengren & Andersson (1977) relatam que nesse movimento ocorre o inverso em relação ao da flexão da rotação da pelve e da extensão da coluna lombar. Em estudo realizado por Pauly (1966), vários exercícios de fortalecimento da musculatura dorsal têm mostrado que estes músculos apresentam níveis de atividade mais alto durante o movi-

mento de extensão do tronco a partir da posição de decúbito ventral; durante o exercício de flexão de solo a musculatura não apresentou atividade elétrica alta. Bankoff et al. (1996) encontraram potenciais de ação mais intensos quando o tronco é estendido após estar em 45 graus de flexão.

Kanayama et al. (1996) estudaram os segmentos lombar e lombosacral “in vivo” para se conhecer o comportamento destes segmentos (L_3 e L_4 , L_4 e L_5 , L_5 e S_1), e sua contribuição no movimento de flexão e extensão do tronco. Os movimentos foram realizados da posição neutra até a flexão e extensão completa (máxima). Os autores concluíram que no segmento lombar e lombosacro os movimentos não ocorrem simultaneamente, mas na parte superior no movimento de flexão.

A flexão lateral é a inclinação, para os lados, e deve ser designada como direita ou esquerda. A inclinação é mais livre nas regiões cervical e lombar. De acordo com Örtengren & Andersson (1977) ocorre aumento da atividade eletromiográfica no lado contralateral na região lombar e do mesmo lado na região torácica.

MacConail & Basmajian (1969), consideram que a inclinação lateral é sempre acompanhada por alguma rotação. A inclinação lateral provoca rotação das vértebras para o lado oposto (Lehmkuhl & Smith 1989). A direção da rotação das vértebras na inclinação lateral é regulada pela tensão colocada sobre os ligamentos e pela direção

das curvas fisiológicas, combinadas com a direção da inclinação lateral (MacConail & Basmajian, 1969).

Floyd & Silver (1955); Portnoy & Morin (1956); Carlsöö (1961); Morris, Benner & Lucas (1962) descreveram que, quando o tronco é flexionado lateralmente, a atividade mioelétrica dos músculos eretores da espinha aumenta em ambos os lados da coluna vertebral, principalmente no lado contralateral da região lombar.

A rotação é uma torção em torno do eixo longo da coluna e também deve ser designada como direita ou esquerda. A rotação direita ocorre quando a cabeça ou os ombros giram para a direita, em relação à pelve fixa, ou quando a pelve gira para a esquerda, em relação à cabeça, aos ombros ou à porção superior da coluna. A rotação é mais livre nas porções superiores da coluna, inclusive na região torácica. Os processos articulares limitam a rotação na região lombar (Rasch & Burke, 1977). Örtengren & Andersson (1977) relatam que durante o movimento de rotação do tronco a musculatura dorsal encontra-se ativada em ambos os lados do tronco.

Portnoy & Morin (1956); Carlsöö (1961) encontraram níveis de atividade similares nos músculos de ambos os lados da coluna vertebral durante o movimento de rotação. Porém, Morris, Benner & Lucas (1962), observaram que os músculos dorsal longo do tórax e iliocostal lombar ficaram ativos durante a rotação ipsilateral, enquanto os músculos rotadores e multifido ficaram ativos durante a rotação contralateral; os ere-

tores da espinha atuaram mais para estabilizar o tronco do que para iniciar o movimento de rotação. Em alguns casos os eretores da espinha mostraram pouca atividade durante a rotação heterolateral, e os músculos rotadores e multífido foram ligeiramente ativos, durante a rotação ipsilateral; durante o retorno à posição inicial a atividade muscular mostrou-se diminuída, em relação ao movimento de rotação. Bankoff et al. (1996) relataram potenciais de ação durante o movimento de rotação homolateral, realizado nas posições ortostática e sentada.

Kumar, Narayan & Zedka (1996) estudaram 50 indivíduos com os objetivos de conhecer o mecanismo de sustentação e execução de rotação axial do tronco e de determinar a contribuição dos músculos do dorso na rotação axial, iniciando-se o movimento na posição neutra até a rotação completa para ambos os lados. As análises eletromiográficas foram efetuadas bilateralmente, utilizando-se eletrodos de superfície, nos músculos oblíquos externos e internos, reto abdominal, peitoral maior, eretores da espinha e grande dorsal. Os resultados indicaram que a amostra da ativação dos músculos foi variável, sendo que os músculos eretores da espinha ipsilateral, oblíquo externo contralateral e dorsal longo foram ativados antes dos outros músculos estudados. Os músculos citados foram considerados agonistas do movimento, contribuindo com 65% do total da atividade eletromiográfica. Os outros músculos foram classificados de antagonistas e estabilizadores, contribuindo com 35% da atividade eletromiográfica.

Dando seqüência à revisão da literatura, procuramos conhecer as cargas a que a coluna vertebral está exposta durante a realização de movimentos. Entendemos ser importante ressaltar, conforme relatado por Andersson et al. (1983), que o conhecimento das cargas a que a coluna vertebral está exposta durante diversas atividades colabora para minimizar a possibilidade de lesões na coluna vertebral, mais especificamente nos discos intervertebrais.

As informações sobre cargas na coluna vêm da combinação de estudos de radiografias, da atividade eletromiográfica dos músculos do tronco e de medidas de pressão do disco intervertebral. O texto produzido a seguir foi elaborado com dados extraídos da literatura.

A coluna vertebral, que tem entre suas funções manter o corpo na posição vertical (ereta), é um sistema complexo que transfere cargas entre as extremidades superiores e inferiores do corpo, propiciando movimentos do tronco nos três planos sagitais.

Entre os corpos vertebrais estão os discos intervertebrais, os quais são frágeis e tendem a envelhecer prematuramente, devido às más condições mecânicas a que são submetidos. As microfraturas resultantes do emprego de cargas são citadas por pesquisadores como um dos fatores que aceleram o envelhecimento natural e a degeneração dos discos vertebrais. Microtraumas repetidos causados pelo levantamento de objetos

pesados causam aumento nos elementos fibrosos do anel e conseqüente diminuição no número relativo de elementos elásticos. Lesões ou degenerações do disco afetam a mecânica da coluna em geral.

As pressões chegam ao corpo vertebral através do disco. O núcleo tende a repartir as pressões em todas as direções do espaço. As fibras do ânulo fibroso ficam sob tensão, recebendo pressões verticais e horizontais (figura 5).

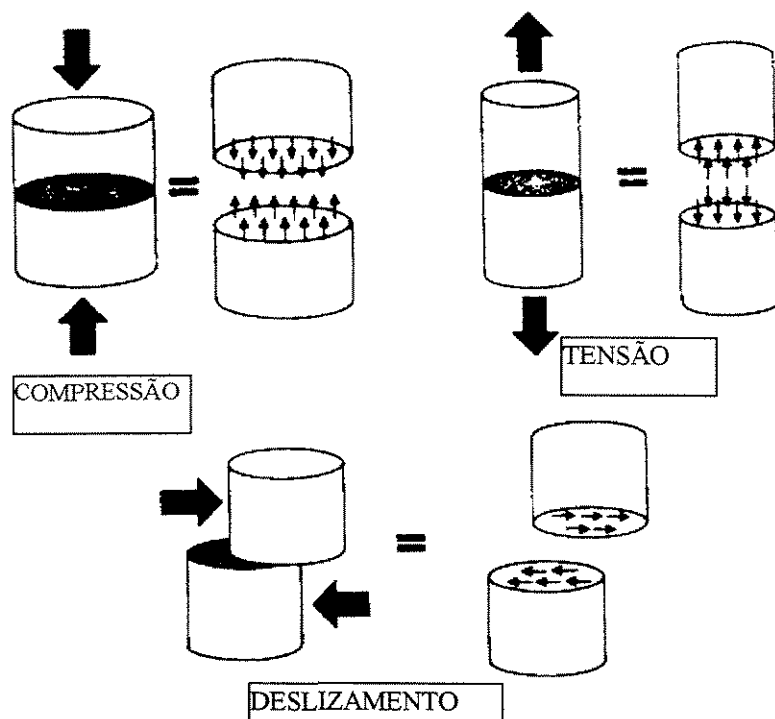


Figura 5- Forças de compressão, tensão e deslizamento, que atuam na coluna vertebral (Anderson & Hall, 1995).

Durante a sustentação de pesos, as forças são transmitidas dos corpos vertebrais para o disco, o qual é resistente à compressão (figura 5), que é a forma de aplicação de cargas a qual a coluna vertebral é submetida durante a postura ereta. Se a

força é central sobre o corpo (compressão pura), o anel se torna abaulado em todas as direções. Contudo, na maioria dos movimentos as forças ocorrem no sentido anterior, posterior ou lateral aos corpos vertebrais, fazendo com que o núcleo exerça pressão na direção oposta. Na flexão o disco é pinçado na frente; na extensão, atrás; na inclinação lateral, no lado côncavo e na rotação as fibras do disco apresentam-se torcidas. Os movimentos de flexão e extensão aumentam a tensão. Quando associam-se flexão a rotação axial há tendência a rasgar o anel fibroso, pelo elevado aumento na tensão.

A pressão intradiscal aumenta quando o tronco é flexionado a 30 graus, estando os braços parcialmente estendidos. Quando o tronco encontra-se na posição em pé ou sentada, somente com os pesos corpóreos, a pressão diminui.

Se a coluna encontra-se alinhada na vertical, em relação às suas curvaturas, o peso transmitido pelo tronco leva a uma compressão quase igual em todas as áreas do disco, sendo esta a melhor condição de amortecimento. Nestas circunstâncias o disco pode suportar, sem perigo, grandes importantes. Porém, cargas assimétricas em flexão resultam em distorções do núcleo em direção contralateral/posterolateral, onde as fibras do anel encontram-se mais alongadas.

O processo irreversível de envelhecimento e os traumas a que a coluna vertebral está exposta, decorrentes de sobrecargas repetidas durante os movimentos com flexão anterior, com levantamento de pesos e sobrecargas torsionais, reduzem o poder

de reabsorção de água pelos discos, bem como a capacidade de absorção de choques, fazendo com que as pessoas fiquem mais propensas a lesões do ânulo fibroso e também da herniação do núcleo, ou, ainda, a diminuir a altura do tronco pela diminuição do espaço entre as vértebras, propiciando o desenvolvimento de cifose torácica. Estudos de Nachemson (1976); Schultz et al. (1982); Plowman (1992) demonstram que lesões sintomáticas do disco intervertebral ocorrem a partir de 30 anos de idade.

A forma mais precisa de cálculo das cargas impostas à coluna é feita através do estudo da pressão do disco intervertebral, sendo a região lombar o principal segmento vertebral, ao qual maiores cargas são impostas, e onde ocorre maior incidência de dor e disfunção. Estudos têm demonstrado que quase 80% das pessoas apresentam sintomas de lombalgias, representando a principal enfermidade da vida moderna. O stress mecânico na coluna lombar tem-se mostrado como fator agravante na síndrome “Low Back” (dores na região lombar). Portanto, as cargas na coluna lombar podem contribuir para grandes dores na coluna, mesmo na ausência de doença, sendo que o trabalho físico pesado pode contribuir para o agravamento dessas dores. Danos ao disco intervertebral são causados por uma carga excessiva, pelo enfraquecimento das fibras posteriores do ânulo ou por degeneração de disco.

As cargas aplicadas continuamente sobre o disco, por um período de várias horas, resultam em uma diminuição ainda maior em sua hidratação. As forças que agem

na coluna vertebral provêm do peso do corpo, da tensão nos ligamentos espinhais e músculos paraespinhais e de qualquer outra carga externa aplicada. A vértebra lombar recebe a maior carga, principalmente por causa de seu posicionamento, e também pelo peso do corpo, que incide mais na região lombar que nas outras regiões da coluna. Estima-se que 18% da carga de compressão encontrada na vértebra lombar resultam do peso da cabeça e do tronco (Miller, Haderspeck & Schultz, 1983).

A maioria dos movimentos corporais aumenta a sobrecarga na coluna lombar, desde um leve aumento durante o caminhar lento, até a produção de grandes cargas durante exercícios físicos. Deve-se ter em mente que mesmo cargas moderadas podem produzir grande força de compressão nos discos lombares.

A pressão intradiscal aumenta quando uma sobrecarga é aplicada externamente e o tronco encontra-se flexionado em 30 graus. Essas pressões aumentam ainda mais quando ocorre aumento da sobrecarga no movimento de flexão combinado com rotação do tronco. Por outro lado, quando o tronco volta para a posição de extensão, há uma diminuição nas cargas.

A importância de se conhecerem as cargas a que a coluna vertebral está sujeita durante diversas atividades ajuda a interpretar e a minimizar a possibilidade de lesões sobre a coluna. O conhecimento dessas cargas propicia um melhor aproveitamento dos de exercícios e das atividades diárias.

As cargas impostas às vértebras são levadas pelos vários elementos estruturais do corpo. Os discos intervertebrais absorvem e distribuem grande proporção da carga imposta às vértebras. A pressão intradiscal é 1,3 a 1,5 vezes a carga de compressão aplicada por área de unidade de disco, e a pressão aumenta linearmente com cargas de até 2000 N (203,95 kg). A carga na terceira vértebra lombar, na posição em pé, parado, é aproximadamente 60% do peso total do corpo (Hamill & Knutzen, 1995).

A carga axial na vértebra lombar, quando parado, é 700 N (71,37 kg). Isto pode ser aumentado rapidamente para valores superiores a 3000 N (305,90 kg), quando se ergue uma carga pesada do solo, a qual pode ser reduzida a menos da metade (300 N - 30,59 kg) na posição supina (Broberg, 1983). A coluna lombar pode resistir a aproximadamente 9800 N (999,28 kg) de carga vertical antes de fraturar (Nachemson, 1960).

Um fator que pode afetar a carga na coluna vertebral é a posição do corpo. Alguns exemplos são demonstrados, a seguir na tabela 1. Quando o corpo está em uma posição vertical, o peso do corpo, o peso de qualquer carga contida nas mãos e a tensão nos ligamentos e músculos contribuem para uma força de compressão. Em comparação com a posição em pé, para manter a posição do corpo, os músculos dorsais são tensionados, aumentando a compressão na coluna lombar. O au-

mento é maior ainda na posição sentada, em flexão do tronco, e, mais ainda, na posição sentada sem encosto na região dorsal da coluna vertebral.

Tabela 1 - Cargas na região lombar da coluna vertebral em Newton (N) e Kilograma (kg).

Atividade / posição	Cargas (N)	(kg)
Em pé	686	69,95
Flexão anterior/10 kg em cada mão	1813	184,86
Supina	294	29,97
Supina com 30 kg de tração	98	9,99
Estendendo a perna	1176	119,91
Sentando-se com os joelhos flexionados	1764	179,87
Sentando-se com os joelhos estendidos	1715	174,87
Hiperextensão do tronco	1470	149,89

Adaptado de Nachemson, A. In: Hamill & Knutzen (1995).

Na tabela 2, é demonstrada a carga imposta à região lombar da coluna vertebral em alguns movimentos, em relação à posição em pé.

Tabela 2 - Comparação das cargas impostas ao 3º disco lombar em diversos movimentos em relação a posição em pé (dados em kg).

Em pé	Puxando	Tossindo	Rindo	Caminhando	Rotação	Saltando
127	190	177	194	138	210*	183

* com 10 kg em cada mão (rotação do tronco na posição ereta)

Adaptado de Nachemson & Elfström, 1970.

Desta forma, o aumento do stress mecânico na coluna lombar está relacionado ao aumento na carga e no ângulo de flexão do tronco. Para Andersson et al.

(1974 a, b), quando ocorre uma flexão anterior do tronco há um aumento nestas pressões. Quanto mais próximo do solo encontra-se o peso maior é a carga aplicada no terceiro disco lombar, tendo em vista a maior quantidade de flexão do tronco para segurar esse peso. Na tabela 3 encontram-se exemplos de pressão intradiscal e de forças compressivas em alguns movimentos.

Tabela 3 - Pressão intradiscal e forças compressivas em L₃-L₄.

Atividade / posição	Pressão Intradiscal (kPA)	Forças de compressão (N)
Em pé	270 (39,15 kg)	380 (38,74 kg)
Flexão (414 Nm)	710 (102,97kg)	990 (100,94 kg)
Extensão (28 Nm)	720 (104,42 kg)	1010 (102,98 kg)
Flexão lateral (43 Nm)	620 (89,92 kg)	870 (88,71 kg)
Rotação (28 Nm)	480 (69,61 kg)	670 (68,31 kg)
Flexão 30 graus/4Kg na mão	1620 (234,95 kg)	2270 (231,46 kg)

Adaptado de Nachemson & Morris, 1964.

A pressão aumenta com a progressão da flexão do tronco até 30 graus, sendo que, nesta posição, são encontrados valores quatro vezes superiores ao da posição em pé e seis vezes maior quando uma carga de 4 kg é acrescentada em cada mão. Na posição sentada o aumento é de aproximadamente 50% quando uma flexão do tronco é realizada, diminuindo no retorno à posição sentada sem flexão.

Durante as atividades do cotidiano o disco sofre ação de cargas de modo bastante complexo. Flexão, extensão e flexão lateral da coluna (inclinação)

produzem principalmente força de tração e compressão sobre o disco intervertebral, ao passo que os movimentos de rotação produzem força de cisalhamento, com conseqüente aumento da pressão intradiscal. Segundo Nachemson (1960), a carga no disco L₃ de um indivíduo que pesa 70 kg é de aproximadamente 49 kg. Na tabela 4 pode ser verificado alguns exemplos de carga no 3º disco lombar.

Tabela 4 - Cargas no 3º disco lombar em um indivíduo de 70 kg.

Atividade / posição	Cargas	N	kg
Supino		294	29,97
Em pé		686	69,95
Sentada		980	99,92
Caminhando		833	84,93
Rotação		882	89,93
Flexão lateral		931	94,93
Tossindo		1078	109,92
Saltando		1078	109,92
Puxando		1176	119,91
Rindo		1176	119,91
Levantando 20 kg, joelhos flexionados		2058	209,85
Levantando 20 kg, joelhos estendidos		2058	209,85

Adaptado de Nachemson, A. In: Hamill & Knutzen, 1995.

Outro fator que afeta a carga na coluna é a velocidade com que o movimento do corpo é realizado. Quando o movimento é realizado em velocidade, aumenta a força de compressão e de cisalhamento, bem como há maior tensão nos músculos paraespinhais. Desta forma os movimentos de flexão do tronco e os exer-

cícios de flexibilidade devem ser realizados de forma lenta e controlada, visando o fortalecimento muscular, de maneira a se prevenirem danos para a região.

Alterações relativas na postura e atividades afetam a pressão intradiscal.

Quando comparada com ficar em pé, a pressão intradiscal é menor quando em decúbito dorsal; aumenta cerca de 50% quando sentado com quadris e joelhos fletidos e quase duplica com inclinação para frente ao estar sentado. Na tabela 5, encontram-se as cargas no 3º disco lombar em relação a alguns movimentos/posições.

Tabela 5 - Cargas no 3º disco lombar em diversos movimentos/posições.

Posição / movimento	Cargas (kg)
Em pé	82
Em pé com 10 kg em cada mão	125
Sentada	113
Sentada, inclinação 20º a frente com 10 kg em cada mão	233
Flexão em 30º a frente sem pesos	147
Flexão em 30º a frente com 10 kg em cada mão	240

Adaptado de Nachemson & Elfström, 1970.

As cargas também são muito altas em exercícios de agachamento, nos quais as forças máximas são geradas no momento de subida do movimento. Estas cargas são mais altas que as registradas no joelho ou no quadril para o mesmo movimento.

A magnitude da força de compressão que age na vértebra lombar durante um agachamento é de seis a dez vezes em relação ao peso do corpo. Qualquer ajuste que aumente a quantidade da flexão pode aumentar estas cargas significativamente. Até mesmo se são feitos ajustes, como aplinar a curvatura lombar ao se sentar, aumentarão ainda as cargas na vértebra lombar (Eklund, Corlett & Johnson (1983).

A distância entre o corpo e objeto a ser levantado é de suma importância quando se considera a carga nos discos intervertebrais. O método de levantamento de peso e a posição das pernas influenciam os valores das cargas encontradas no segmento corporal. A flexão do tronco na posição ortostática exerce forte compressão discal. Sendo assim, exercícios que utilizam a flexão do tronco com os joelhos estendidos devem ser evitados pois levam a uma sobrecarga nos discos.

As cargas que agem na vértebra lombar podem ser tão altas ao ponto de alcançarem duas a duas vezes e meia o peso do corpo durante a atividade de caminhar (Cappozzo, 1984). Estas cargas são máximas no início da caminhada e aumentam também quando se aumenta a velocidade do caminhar. Cargas nas vértebras durante a atividade de caminhar resultam da atividade dos músculos extensores.

A direção da força ou a ação das cargas que agem nas vértebras é influenciada pela posição do corpo. Em uma postura parada, com o sacrum inclinado 30

graus na vertical, há uma força de cisalhamento que age na articulação lombosacra, que é aproximadamente 50% do peso de corpo. Se o ângulo sacral aumenta para 40 graus, os níveis da força de compressão sobem para 65% do peso de corpo, e, com 50 graus de inclinação, para 75% do peso de corpo sobre a articulação (Saunders, 1985 - citado por Hamill & Knutzen, 1995).

Na posição supina relaxada as cargas são significativamente reduzidas, tendo em vista a diminuição do peso do corpo no segmento vertebral e, mais ainda, se quadril e joelhos estiverem flexionados (Hamill & Knutzen, 1995). A razão teórica pela qual a postura deitada é considerada confortável para algumas pessoas está baseada na suposição de que o ânulo fibroso dos discos torna-se menos volumoso em extensão e o núcleo pulposo passa para uma posição anterior.

Na posição deitada, de lado, observam-se aumentos na pressão intradiscal. Tipicamente, esta postura é associada com alguns elementos de rotação e coloca tensões anormais nas facetas intervertebrais, como também tensões por torção, as quais são produzidas no ânulo fibroso. Apesar destas conseqüências teóricas, muitas pessoas com ou sem queixa de “dor nas costas” adotam esta postura para dormir.

A pressão na posição sentada é 40% maior em relação à posição em pé. As pressões dentro do disco são grandes, com flexão e flexão lateral do tronco, e

menores na extensão e rotação. A inclinação lateral produz pressões maiores que as produzidas pelo movimento de flexão, e maiores ainda se a rotação é somada à flexão lateral.

Os discos intervertebrais podem resistir a cargas compressivas que chegam a 9800 N (999,28 kg) na região lombar. Em pessoas mais velhas, a resistência é muito menor, ao passo que nas com menos de 40 anos a resistência é muito maior (Perey, 1957).

Na flexão completa do tronco, as cargas são mantidas e absorvidas, por ordem, pelo ligamento apofisal, pelo disco intervertebral, pelos ligamentos supraespinhoso e interespinhoso e pelo ligamento flavum. Os músculos eretores da espinha também oferecem passivamente um pouco de resistência.

Em compressão, a maioria da carga é absorvida pelo disco e pelo corpo vertebral. O corpo vertebral é suscetível a dano antes do disco e falhará se a força compressiva chegar a 3700 N (377,28 kg) nas pessoas idosas e a 13000 (1.325,58 kg) em jovens adultos saudáveis (Lander, Simonton & Giacobbe, 1990). Na rotação, onde forças de cisalhamento são aplicadas, as apófises articulares estão mais suscetíveis a dano, e durante um movimento de flexão anterior o disco e as articulações correm o risco de sofrer danos por causa de forças de compressão, criadas no movimento anterior, e de forças elásticas criadas nos elementos posteriores.



Com base em dados da pressão intradiscal e da atividade mioelétrica, pode-se notar que a carga na coluna lombar aumenta ao se sentar sem apoio lombar, quando comparada com a postura em pé. As posturas mantidas ao dirigir podem causar fadiga muscular.

Na postura parada ereta (tensa), há maior atividade dos eretores da espinha do que na postura não tensa. Na postura não tensa, a maioria da responsabilidade por manter a postura é passada para os ligamentos. Qualquer rompimento na postura parada ou qualquer balanço postural é controlado pelos músculos eretores da espinha, abdominais e psoas (Oddsson & Thorstensson, 1987).

A postura na posição sentada com apoio requer menor gasto energético e impõe menos carga na extremidade mais baixa da coluna (região lombar) quando comparada com a postura sem apoio. Se o apoio vertical for inclinado para trás ocorre uma diminuição nas pressões dos discos; um aumento no apoio lombar também propicia uma diminuição nestas pressões. Na posição sentada sem apoio as pressões encontradas podem ser até 35% mais alta. Além disso, Soderberg (1986) observa que ficar na posição sentada por tempo prolongado pode causar efeitos danosos à coluna lombar.

Sentar em local sem encosto é semelhante à posição em pé, havendo maior atividade dos músculos da região torácica e mais carga nos discos e nas es-

truturas posteriores do segmento vertebral. Manter-se sentado por longos períodos numa posição dobrada também debilita o músculo eretor da espinha (Plowman, 1992). O ângulo de flexão dos joelhos e quadris também são importantes durante o movimento.

A postura de flexão contínua é uma causa de danos nas regiões lombar e cervical. Estas posturas podem ser eliminadas elevando-se a altura do posto de trabalho de forma a não ocorrer mais de 20 graus de flexão do tronco (Soderberg, 1986). A melhor maneira para se sentar é com apoio inclinado em 120 graus e suporte lombar de 5 cm de profundidade, produzindo menos carga na região lombar da coluna. Nesta posição, a pressão intradiscal e a atividade dos músculos do tronco são minimizadas.

A maior produção de força no tronco pode ser desenvolvida no movimento de extensão e pode ser calculada em valores médios de 210 Nm (21,41 kg) para homens. Se uma carga for acrescentada durante o movimento de extensão, os valores podem se aproximar do ponto de ruptura. A força de flexão do tronco é de 150 Nm (15,29 kg). O valor na flexão lateral é 145 Nm, (14,78 kg) e no movimento de rotação o valor é 90 Nm (9,17 kg). Para mulheres, os valores são estimados em 60% dos valores registrados para homens.

A produção de força ao se erguer um objeto, utilizando-se os músculos extensores do tronco, pode diminuir quando há uma distância horizontal maior entre os pés e as mãos colocadas no objeto. De fato, as forças aplicadas verticalmente num objeto seguro longe do corpo são aproximadamente 50% maiores do que quando o objeto está perto do corpo.

A seguir, apresentamos estudos encontrados em periódicos especializados, com atenção às cargas a que a coluna vertebral está exposta durante o movimento.

Andersson, Örtengren & Nachemson (1976) analisaram a pressão do disco intervertebral, medida no terceiro disco lombar, de quatro indivíduos saudáveis com idade média de 29 anos, utilizando uma sub-miniatura de transdutor de pressão. Os movimentos estudados foram realizados em situações estática e dinâmica. Na estática, os indivíduos puxaram uma manivela, distante 40 cm, 50 cm e 60 cm do solo, com uma força de aproximadamente 40 kg. Na dinâmica, os indivíduos levantaram um peso de aproximadamente 10 kg, utilizando os membros superiores de forma simétrica; outro movimento ocorreu com uma carga de 10 kg em cada mão e o tronco flexionado 45 graus. Os autores concluíram que quanto mais baixo o peso se encontrava do solo maior era a carga aplicada no terceiro disco lombar.

Andersson, Örtengren & Nachemson (1977) estudaram as pressões intradiscal, intra-abdominal e atividades eletromiográfica dos músculos dorsais relacionando-os com a postura e a sobrecarga. A pressão intradiscal foi medida por meio de uma sub-miniatura de transdutor de pressão adaptada na ponta de um eletrodo de agulha. Os indivíduos foram submetidos a cargas de 0 a 150 (0 a 15,29 kg) e 200 N (20,39 kg), com acréscimo de 50 N (5,09 kg), com ângulos de flexão da coluna de 10 a 50 graus, combinando os movimentos de rotação e flexão lateral de 45 graus. Os autores concluíram que as pressões intradiscal e intra-abdominal aumentaram quando a sobrecarga aplicada externamente foi aumentada com o tronco flexionado a 30 graus. As pressões também aumentaram quando houve acréscimo de sobrecarga nos movimentos de flexão lateral combinada com rotação.

Örtengren, Andersson & Nachemson (1981), analisando a pressão intradiscal, medida entre L₃ e L₄, concluíram que a mesma aumentava de acordo com a progressão na flexão do tronco e inclinação à frente. Quando o tronco voltava para a posição de extensão a pressão diminuía.

Schultz et al. (1982) estudaram a pressão intradiscal de quatro indivíduos, com idade entre 19-23 anos, utilizando uma sub-miniatura de transdutor de pressão, inserido no centro do terceiro disco lombar. Concluíram que a pressão aumentava com a progressão da flexão do tronco até 30 graus, sendo nesta posição encontrados valores

quatro vezes superior ao da posição inicial (relaxado, em pé) e seis vezes maior quando acrescentado um peso de 4 kg em cada braço. Na posição sentada o aumento foi de aproximadamente 50%, quando foi realizada a flexão do tronco, diminuindo no retorno à posição inicial (sentada).

Andersson et al. (1983) estudaram biomecanicamente as cargas na coluna lombar nas posições sentada e em pé. Verificaram que a pressão intradiscal aumentou quando o tronco foi flexionado a 30 graus, estando os braços parcialmente estendidos. Quando o tronco ficava nas posições em pé ou sentada, somente com os pesos corpóreos, a pressão diminuía. As forças máximas de contração medidas foram: 130 N (13,25 kg) para cada músculo reto abdominal, 420 N (42,82 kg) nos músculos oblíquos do lado esquerdo e 120 N (12,23 kg) para os do lado direito; 240 N (24,47 kg) para os músculos eretores da espinha e 890 N (90,75 kg) para o grande dorsal.

Para Lorenz, Patwardhan & Vanderby (1983), nos movimentos de extensão as facetas - superfícies - das vértebras L₂ e L₃ geralmente levam mais cargas do que L₄ e L₅. Nachemson (1960, 1966) concluiu que as facetas transportam 18% do total da carga do esqueleto axial. Prasad & King (1974) mostraram que a carga transportada pelas facetas são substancialmente aumentadas na posição de hiperextensão do segmento vertebral. Para Lindh (1989), citado por Hall (1993), as facetas articulares ajudam na

sustentação de aproximadamente 30% das cargas aplicadas sobre a coluna quando a mesma encontra-se em hiperextensão.

Hall (1985) estudou o torque aplicado na coluna lombar, concluindo que o stress mecânico na coluna lombar tem se mostrado como fator agravante na síndrome “low back”. Este estudo foi efetuado durante o levantamento de peso (técnica de arranque), no qual uma barra é elevada do chão até acima da cabeça. As cargas utilizadas foram de 40, 60 e 80% da capacidade máxima de levantamento dos pesos. Os valores máximos de torque em L₅ e S₁ ocorreram no início do levantamento do peso, sendo que os valores dos torques diminuía gradativamente assim que o tronco atingia a posição vertical. As forças compressivas e de cisalhamento foram mais altas no início dos levantamentos. A força de cisalhamento calculada em L₅ e S₁ tendem para maior durante os estágios iniciais dos exercícios decrescendo quando o tronco alcançava a posição vertical. Por fim, concluiu que o aumento do stress mecânico na coluna lombar está relacionado a aumentos na carga e no ângulo de flexão do tronco, e quanto mais rápido se elevava o peso, maiores as forças compressivas e de cisalhamento.

Andersson (1985) considera que as cargas na coluna lombar podem contribuir para grandes dores na coluna, mesmo na ausência de doença, e o trabalho físico pesado pode causar o agravamento da síndrome “low-back”. Estimando-se as cargas, podem-se prever aquelas impostas pela atividade física. O autor observa que Nachemson

(1960) concluiu que quando o disco intervertebral está severamente degenerado ele se comporta de maneira hidrostática; que a pressão aumenta linearmente com o aumento das forças de compressão externa e que a pressão é em média 30 a 50% mais alta que a força aplicada por unidade de área. Citando Schultz et al. (1982), o autor relata que as mudanças de pressão ocorridas sobre diferentes cargas, e, conclui que a principal pressão se dá em virtude da compressão discal.

Kapandji (1990) afirma que, considerando-se os esforços de compressão axial, quando uma força é aplicada por um platô vertical sobre o disco intervertebral, o núcleo suporta 75% da carga e o ânulo 25%. Neste esforço (compressão axial), a pressão interna aumenta e transmite-se lateralmente para as fibras mais internas do ânulo; a pressão vertical é transformada em esforços laterais e a tensão das fibras do anel aumentam. Os esforços de compressão sobre o disco são tanto mais importantes quanto mais próximo se estiver do sacro. Na altura do disco L₅-S₁, a coluna somente suporta 2/3 do peso do tronco. Na posição em pé, ao nível de L₅-S₁, a compressão vertical exercida sobre o núcleo transmite-se para a periferia do ânulo à razão de 16 kg/cm². Na flexão do tronco sobe para 58 kg/cm²; na volta para a posição de extensão sobe para 107 kg/cm². Se uma carga é acrescentada no momento da extensão, os valores podem se aproximar do ponto de ruptura.

Schipplein et al. (1990) estudaram a relação entre L_5 e S_1 nos movimentos de flexão e extensão do quadril e joelhos durante o movimento de arremesso no levantamento de peso olímpico, e concluíram que o maior torque de força aplicado em L_5 e S_1 ocorreu durante dois momentos: a) quando o peso foi elevado do solo até a parte anterior da coxa, caracterizado pelas extensões do joelho e do quadril, colocando-se na posição vertical; b) durante a segunda etapa, na qual é realizada nova flexão do joelho seguida da extensão do joelho para a elevação do peso acima da cabeça. O torque de força mais elevado se deu na segunda etapa do movimento.

2.2 Pressupostos específicos

2.2.1 Aspectos eletromiográficos

Inicialmente, faremos um relato da eletromiografia e dos estudos eletromiográficos, com a atenção voltada ao grupo de músculos identificado como eretor da coluna.

Os métodos de estudos clássicos, em que se baseava a maior parte dos estudos musculares, eram feitos com o uso de cadáveres, por intermédio de estimulação elétrica direta, de observação visual e posteriormente pela palpação. Estes métodos mostravam-se insuficientes, pois só permitiam verificar a contração isolada dos múscu-

los, constatando o que o músculo irá fazer e não o que poderá fazer, já que as ações sinérgicas não podem ser determinadas.

Atualmente, a ação muscular deixou de ser estudada de forma pouco dinâmica para ser estudada através da eletromiografia (EMG), que se tem mostrado um método mais apropriado para o estudo dos potenciais de ação muscular. Com o passar dos anos - desde as descobertas de Duchenne (1867), citado por Rasch & Burke (1977), da aplicação de estímulos diretamente nos músculos e do estudo das origens e inserções musculares - a eletromiografia desenvolveu-se, e mostrou-se mais eficaz, quando comparada aos métodos anteriormente utilizados, no diagnóstico do grau de participação dos músculos quando contraídos em movimentos naturais e voluntários.

A EMG surgiu como resposta a uma necessidade de se aumentar o conhecimento sobre as ações e funções musculares (Basmajian, 1976). Ela tem sido empregada tanto na avaliação do alcance da doença neuromuscular ou do traumatismo, ou ainda, como instrumento cinesiológico para estudo da função muscular. É essencialmente, o estudo da atividade da unidade motora, que registra apenas a atividade elétrica já presente no músculo em contração, ao contrário de uma possível introdução de energia elétrica no corpo.

A EMG é o método utilizado para registrar e analisar a atividade elétrica produzida quando as unidades motoras são ativadas e as fibras musculares se contraem.

Se a EMG registra a atividade dos músculos agonistas durante uma contração máxima voluntária (isométrica), antes e após um programa de treinamento, o aumento na quantidade dos potenciais de ação indicam, geralmente, que mais unidades motoras são recrutadas (Komi, 1992). O aumento da atividade eletromiográfica após treinamento de força com levantamento de peso foi descrito por Moritani & DeVries (1979); Hakkinen & Komi (1983); Hakkinen, Alen & Komi (1985).

Nas tensões isotônicas, o registro eletromiográfico é afetado pela carga, pela velocidade, pela aceleração e pelo comprimento do músculo, sendo menor na ex-cêntrica que na concêntrica. Na tensão isométrica é verificado um aumento linear nos potenciais de ação, equivalente ao aumento na carga aplicada e, conseqüentemente, no recrutamento das unidades motoras. Outro fator que influencia os registros eletromiográficos é a idade. Pessoas idosas apresentam uma diminuição da amplitude dos potenciais de ação nas unidades motoras, decorrente, possivelmente, da diminuição do número e do tamanho da fibra muscular, bem como da incapacidade de as fibras manterem uma tensão contínua (Rasch & Burke, 1977).

A ação dos músculos extensores da coluna tem sido amplamente analisada empregando-se eletromiografia, com eletrodos de superfície. O potencial de ação, que esse grupo muscular desenvolve durante várias posturas e movimentos, vem sendo estudado sob diversas condições experimentais, que tentam assemelhar-se às posições as-

sumidas pelo corpo humano, tanto em atividades do dia-a-dia quanto em condições específicas de trabalho e/ou treinamento.

Neste trabalho, a atenção esteve centrada nas respostas eletromiográficas do músculo iliocostal lombar (erector da espinha).

O músculo iliocostal lombar - figura 6, como erector da espinha, tem sua origem na face posterior do sacro, as espinhas da vértebra lombar e a crista ilíaca, inserindo-se nas bordas inferiores dos ângulos das seis ou sete costelas inferiores (Rasch & Burke, 1977).

A seguir, abordaremos a literatura, com ênfase nos estudos eletromiográficos, encontrada em periódicos especializados.

Allen (1948) observou que o músculo erector da espinha é ativo durante a flexão da coluna vertebral, tendo como função principal nesse movimento controlar a descida do tronco, realizando uma contração excêntrica. Quando o movimento foi realizado rapidamente, alguns indivíduos apresentaram pequena atividade eletromiográfica, enquanto outros indivíduos não apresentaram nenhuma atividade. Quando o tronco foi flexionado lentamente, a atividade dos eretores aumentou, diminuindo com a continuidade da flexão. Mesmo com a flexão forçada, o silêncio elétrico continua nos eretores. Na flexão total, o peso do tronco é sustentado pelas estruturas ligamentares e aponeuroses. A atividade dos eretores inicia quando o tronco retorna à posição ereta.

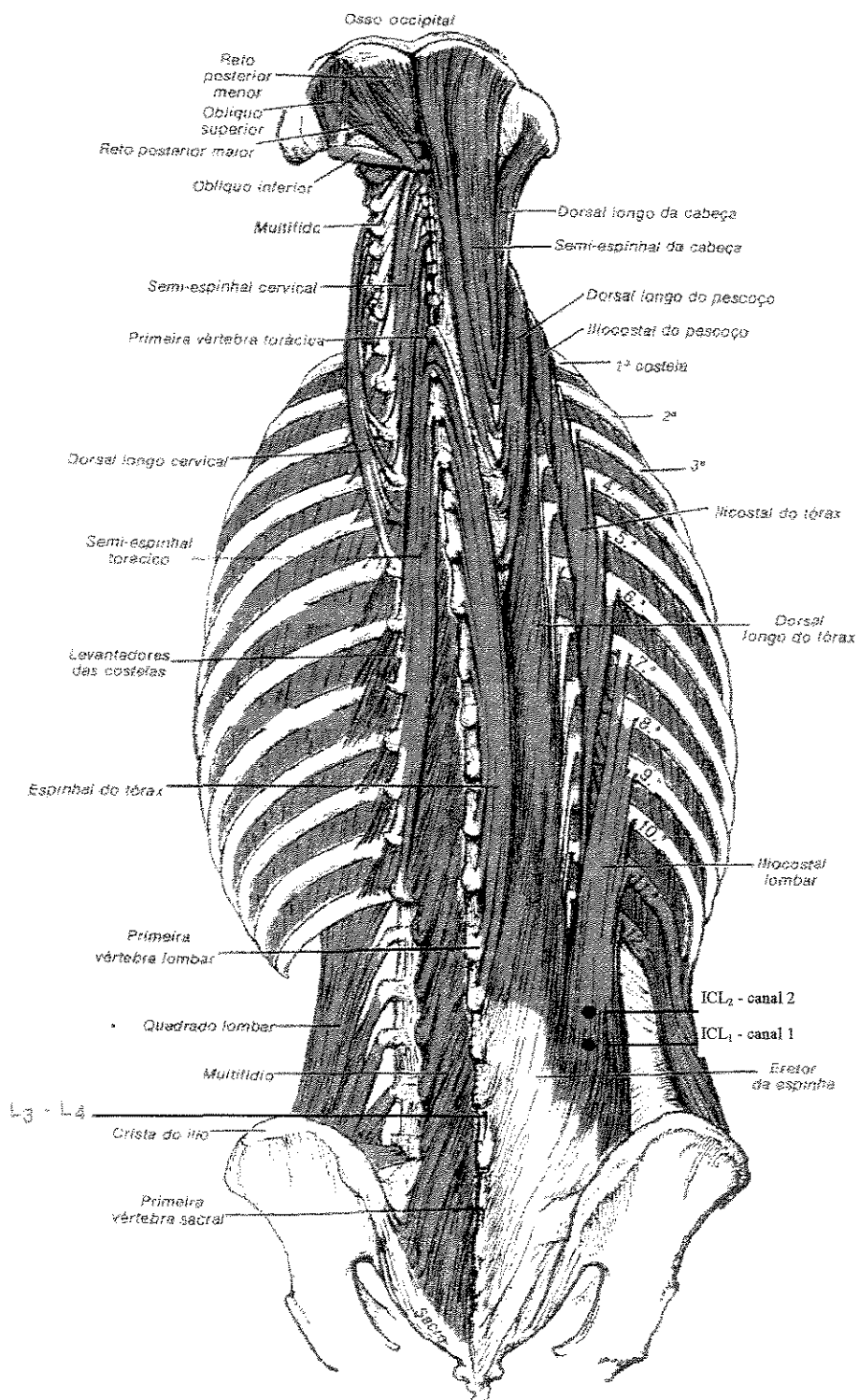


Figura 1 - Músculo iliocostal lombar, com identificação do local de colocação dos eletrodos (ICL₁ e ICL₂) - Adaptado, GRAY 1977.

Floyd & Silver (1951) notaram que durante a flexão do tronco, a partir da posição ortostática, ocorre um aumento na atividade dos músculos eretores da espinha até determinado momento. Neste momento, denominado "ponto crítico", é interrompida a atividade muscular; na seqüência, a posterior flexão do tronco que ocorre no quadril não registra atividade muscular. A partir dessa posição, totalmente fletida, a extensão inicial do tronco não requer atividade dos músculos eretores, pois a mesma ocorre no quadril. Esse silêncio elétrico permanece até que novamente seja alcançado o "ponto crítico", a partir do qual a extensão está ocorrendo efetivamente na coluna lombar, com os músculos eretores reativados até que seja atingida a posição ortostática. Posteriormente, estes autores substituíram a denominação "ponto crítico" por "relaxamento muscular da flexão", momento no qual é cessada a atividade muscular num determinado momento da flexão do tronco.

Floyd & Silver (1955) analisaram os músculos eretores da espinha na posição ortostática e encontraram pouca atividade elétrica, observando que pequenos ajustes na posição da cabeça, ombros ou mãos podiam fazer com que fosse abolida a atividade do músculo, de maneira a encontrar assim um equilíbrio. Quando a atividade muscular foi analisada na posição sentada, em cadeira sem encosto, os autores encontraram um potencial de ação superior ao encontrado na posição ortostática. Apesar do cuidadoso alinhamento de cabeça e ombros, alguma atividade persiste, até que o indivíduo al-

cance uma posição instável e esteja a ponto de cair para trás. Quando o tronco é posicionado em flexão total é cessada a atividade dos músculos eretores da espinha.

Floyd & Silver (1955) estudaram através da eletromiografia os eretores da espinha durante o levantamento de peso, concluindo que o grupo muscular é motor primário no movimento; os músculos mantêm-se relaxados no início do movimento com carga de até 25 kg, sendo que no início do movimento há maior trabalho dos extensores do quadril.

Asmussen (1960) concluiu que a atividade contínua dos músculos do dorso, durante a posição ortostática, é regra, porque a linha de ação da gravidade passa na frente da coluna vertebral, tornando-os anti-gravitacionais, assim, sua atividade muscular é requerida para que se evite a flexão do tronco, ou sua queda para a frente.

Fountain, Minear & Allison (1966); Steen (1966), descreveram que o músculo dorsal longo não mostrou atividade eletromiográfica na posição sentada, sendo o estudo realizado com eletrodos de arame (micro-fio), colocados na porção cervical do músculo.

MacConail & Basmajian (1969) verificaram que o músculo eretor da espinha mostra-se inativo na posição ereta e que as cargas são suportadas por outras estruturas.

Para Battye & Joseph (1966), citados por Basmajian & De Luca (1985) os eretores da espinha têm dois períodos de atividades. Eles ocorrem em intervalos, quando o membro é totalmente flexionado e totalmente estendido na articulação do quadril, iniciando e terminando o movimento. A atividade bilateral dos eretores foi estudada na flexão do tronco à frente, na rotação e na flexão lateral.

Jonsson (1970), analisando a postura sentada ereta, registrou pouca atividade no músculo dorsal longo, nos níveis L₃, L₄ e L₅ em poucos indivíduos, e nenhuma atividade nos níveis T₁₂, L₁ e L₂. O músculo iliocostal ficou ligeiramente ativo aos níveis de T₁₂ e L₁ e silencioso ao nível de L₂. Ao se posicionar o tronco em flexão, ocorre um aumento no número de indivíduos com atividade no músculo iliocostal. Analisando a atividade dos músculos eretores da espinha na posição ortostática, quando os indivíduos mantinham uma carga segura em uma mão, depois na outra e finalmente nas duas, com os braços pendendo ao lado do corpo, Jonsson constatou que, com a carga segura em uma das mãos, nenhuma atividade elétrica foi registrada na porção lombar ipsilateral do músculo eretor, enquanto um aumento na atividade foi registrado nos músculos dorsal longo e iliocostal contralaterais, quando comparados ao potencial registrado durante a postura ortostática normal. Esse aumento foi mais pronunciado no músculo iliocostal. A sustentação de cargas em ambas as mãos na postura ortostática mostrou uma ligeira diminuição na atividade quando comparada ao potencial registrado na postura ortostática

normal. Em pé, a manutenção da carga, segura por ambas as mãos na frente do tronco, mostrou um expressivo aumento da atividade na parte lombar do músculo eretor da espinha.

Jonsson (1970) ao estudar a postura sentada utilizando eletrodos de arame (micro-fio), inseridos na porção lombar do músculo eretor da espinha, concluiu que houve maior atividade eletromiográfica durante o movimento de extensão do tronco, sendo que a mesma diminuía quando da flexão do tronco.

Rosemeyer (1971), citado por Andersson & Örtengren (1974), estudou os músculos extensores do tronco, nas regiões cervical, torácica e lombar, concluindo que a atividade eletromiográfica era menor na posição ortostática que na sentada com o assento da cadeira em 90 graus; a atividade eletromiográfica diminuiu paralelamente ao aumento na inclinação do assento da cadeira, que variou de 110 a 140 graus. A atividade mais alta foi observada na região torácica.

Walters & Morris (1972), citados por Basmajian (1976), estudaram a atividade elétrica dos músculos do tronco: eretores da espinha (iliocostal torácico e lombar), grande dorsal, multífido, rotadores, quadrado lombar, oblíquos interno e externo e reto abdominal, durante caminhada em duas velocidades: 4,39 e 5,29 Km/h. Os autores concluíram que a atividade dos músculos foi constante durante a caminhada, em ambas as velocidades estudadas.

Jonsson (1974), analisando os músculos eretores da espinha (dorsal longo e iliocostal) e o músculo multífido, constatou que a parte lombar do músculo eretor foi intensamente solicitada.

Andersson et al. (1974 a, b) registraram maior atividade mioelétrica da musculatura do dorso na região torácica, comparada com as regiões cervical e lombar, na posição sentada sem encosto. Na posição sentada, em diferentes posturas, a atividade foi quase a mesma nos músculos das regiões cervical e torácica. Nos músculos da região lombar, no entanto, níveis de atividade significativamente mais altos foram encontrados na flexão em comparação com os verificados na extensão (referente a posição da pelve e coluna lombar em relação à linha de gravidade). Variando-se a inclinação do encosto, mostrou-se que, quando o ângulo de inclinação é aumentado para trás (reclinado), há uma diminuição da atividade elétrica da musculatura do dorso em todos os níveis.

Andersson & Örtengren (1974) analisaram, com o uso da eletromiografia, os músculos eretores da espinha de 20 voluntários adultos, com idade entre 20 e 46 anos, sendo dez homens e dez mulheres, utilizando-se eletrodos de superfície, colocados próximos a C₄, T₁, T₅, T₈, L₁ e L₃, em ambos os lados do tronco. Estudaram a inclinação do tronco ao sentar e o apoio da região lombar e torácica. A cadeira utilizada no experimento tinha assento de 37,5 cm de largura por 37,0 cm de comprimento. O encosto, com 41,0 cm, foi inclinado entre 80 e 130 graus. Os autores concluíram que não houve

diferença estatisticamente significativa entre os lados direito e esquerdo do tronco, bem como entre homens e mulheres; quando houve o aumento da inclinação do encosto da cadeira a atividade mioelétrica diminuiu. Mudanças no apoio lombar direcionaram a atividade para um grau menor, principalmente entre 80 e 90 graus de inclinação do encosto da cadeira. No apoio torácico as mudanças não influenciaram a atividade mioelétrica. Na posição sentada sem apoio a atividade variou entre as regiões costais. O alto nível de atividade mioelétrica ocorreu sempre na região torácica, e, nas regiões lombar e cervical, a atividade eletromiográfica aumentou ao sentar.

Andersson, Örtengren & Nachemson (1976) analisaram a atividade mioelétrica de músculos dorsais, utilizando eletrodos de superfície colocados próximos de T₄ e T₈, L₁, L₃ e L₅, em quatro indivíduos saudáveis com idade média de 29 anos. Os movimentos estudados foram realizados nas situações estática e dinâmica. Na estática, os indivíduos puxaram uma manivela, distante 40 cm, 50 cm e 60 cm do solo, com uma força de aproximadamente 40 kg. Na dinâmica, os indivíduos levantaram um peso de aproximadamente 10 kg, utilizando os membros superiores de forma simétrica; outro movimento ocorreu com uma carga de 10 kg em cada mão e o tronco flexionado 45 graus. Os autores concluíram que quanto mais baixo o peso se encontrava do solo menor era a atividade eletromiográfica.

Örtengren & Andersson (1977) constataram que ao passo que a atividade eletromiográfica da musculatura da região lombar é semelhante tanto na posição em pé quanto na sentada, a atividade da região torácica é maior na sentada, posição esta em que os estudos são mais escassos.

Andersson, Örtengren & Herberts (1977) ao estudarem os eretores da espinha utilizando eletrodos de superfície, concluíram que os sinais mioelétricos aumentavam de acordo com a progressão da extensão do tronco partindo-se da posição de flexão. Verificaram também que o aumento da atividade eletromiográfica ocorria de acordo com o aumento de carga, estando o ângulo de flexão em 30 graus. Na região lombar os potenciais mais intensos foram verificados no lado contrário à carga, e na região torácica, no mesmo lado da carga aplicada. Örtengren & Andersson (1977) ao relatarem os estudos eletromiográficos da musculatura fatigada, demonstraram que existe relação entre a amplitude da atividade mioelétrica e a fadiga produzida pela postura ou por carga externa.

Kumar & Davis (1983) estudaram os músculos eretores da espinha com o uso da eletromiografia, durante o carregamento progressivo de carga e no descarregamento, nas posturas estática e dinâmica. Na estática, a atividade eletromiográfica ao nível de T₁₂ foi aproximadamente 50% da verificada em L₃. Durante o descarregamento a atividade foi reduzida a 33%. Em L₃, quando a carga foi levantada partindo-se do solo,

houve grande atividade associada à extensão da coluna lombar. Durante o carregamento na postura dinâmica os eretores apresentaram atividade uniforme, demonstrando a participação muscular na estabilidade da coluna.

Kippers & Parker (1984) analisaram utilizando-se da eletromiografia os músculos eretores da espinha durante a flexão do tronco e pélvis, verificando um silêncio elétrico quando se atingiu 60% da flexão do quadril e 90% da flexão do tronco. Foi dada, às estruturas passivas grande responsabilidade na manutenção do movimento e da estabilidade articular, sendo que fato semelhante também ocorreu durante o movimento de extensão. Isto sugere a existência de receptores ou estruturas relacionadas na determinação da atividade dos músculos estudados.

Bobet & Norman (1984) estudaram através da eletromiografia os músculos eretores da espinha, na região lombar, durante o carregamento de peso colocado abaixo da coluna lombar e acima dos ombros. Os autores concluíram que, quando a carga estava mais elevada, os potenciais de ação mostraram-se mais fortes, em virtude do momento de força e aceleração angular e linear da carga e do tronco.

Gracovetsky (1988) analisando eletromiograficamente o músculo longo do tórax (erector da espinha), concluiu que o mesmo se mantém silencioso durante a flexão do tronco, ao se partir da posição ortostática para realizar o levantamento de peso.

Sward, Svensson & Zetterberg (1990) estudaram o músculo eretor da espinha em atletas praticantes de tênis e lutadores (luta romana), nos movimentos de flexão, extensão e inclinação lateral (direita e esquerda) realizados na posição ereta. Os autores concluíram que o menor potencial de ação foi verificado durante a flexão do tronco; os tenistas apresentaram menor fadiga muscular que os lutadores.

Marras & Mirka (1990) estudaram o músculo eretor da espinha com o objetivo de verificar se a aceleração no movimento do tronco causaria mudança na atividade do músculo. Os autores concluíram que a atividade eletromiográfica aumentava de acordo com o aumento da aceleração; o aumento na atividade eletromiográfica não indica necessariamente que ocorra aumento da força muscular dos músculos estudados.

Masselli, Camargo & Berzin (1994) analisaram eletromiograficamente os músculos dorsal longo do tórax e iliocostal lombar durante os movimentos de flexão e extensão dos joelhos em mesa romana plana e inclinada. Constataram que, estes músculos atuam nos movimentos de flexão e extensão dos joelhos, apresentando o mesmo potencial para mesa romana plana e inclinada; maior potencial de ação quando a flexão e extensão dos joelhos foram realizadas contra resistência do que na flexão e extensão livre dos joelhos. Na flexão livre dos joelhos o músculo iliocostal lombar desenvolveu potenciais de ação mais elevados que o músculo dorsal longo, havendo pequena diferença de potenciais de ação com relação ao ângulo de flexão e extensão dos joelhos.

Cooper & Stokes (1994) estudaram através da eletromiografia, utilizando eletrodos de superfície, colocados em músculos paraespinhais a nível de L₄, em 12 indivíduos (seis homens e seis mulheres), com idade média de 33,5 anos. Os movimentos analisados em decúbito ventral foram: tronco fixado em uma mesa pelo quadril e tornozelo, sustentando o tronco e o corpo apoiado somente na parte inferior, mantido por 60 segundos (teste de fadiga). Os autores concluíram que o efeito de aumentar a carga (10% do peso corporal) durante a atividade do músculo paraespinhal pode causar redução no recrutamento de unidades motoras e na atividade eletromiográfica. Estes achados não dão suporte à sugestão de que o aumento de carga na parte superior, em relação ao tamanho do músculo, cause maior atividade eletromiográfica em pacientes com “low back”, durante teste de fadiga.

Callaghan & Magill (1995) analisaram a atividade eletromiográfica de músculos posteriores do tronco de 11 indivíduos do sexo masculino, com idade média de 23,5 anos, utilizando eletrodos de superfície, colocados nos eretores da espinha próximo a T₉ e L₃. O objetivo era verificar a migração da atividade eletromiográfica entre as regiões torácica e lombar do músculo. Os indivíduos seguraram uma carga externa, que foi alterada para criar uma força compressiva ou uma carga de torção. Os autores encontraram níveis significativamente mais altos de ativação para os músculos analisados, de acordo com o aumento das forças aplicadas. Os autores salientam que

não foram encontrados indícios de controle motor (economia de atividade) entre as regiões musculares.

Gonçalves & Cerqueira (1996) estudaram através da eletromiografia, a participação dos eretores da espinha durante o levantamento manual de carga, nas variáveis: postura (joelho, quadril e tronco), altura inicial da carga (0 e 19 cm) e com o uso de cinto. O estudo foi realizado com dez voluntários do sexo masculino com idade entre 18 e 25 anos. Os autores concluíram que o grupo muscular estudado não apresentou alteração na atividade eletromiográfica, independentemente do uso ou não do cinto, da altura inicial da carga e da postura inicial.

Bankoff et al. (1996) estudaram eletromiograficamente os músculos iliocostal lombar, dorsal longo do tórax e espinhal do tórax, em seis indivíduos do sexo masculino, com idade entre 18 a 23 anos, utilizando-se de eletrodos coaxiais de agulha. Os músculos foram analisados nas posições: ortostática, ajoelhada e sentada. Os resultados mostraram potenciais de ação mais intensos nos exercícios de flexão do tronco a 45°, extensão do tronco partindo de 45° e rotação homolateral para os músculos analisados na posição ortostática, destacando o músculo iliocostal lombar na extensão do tronco, que registrou para todos os indivíduos potencial de ação muito forte. Os resultados foram similares para os movimentos de flexão e extensão do tronco na posição ajoelhada, destacando, nesta posição, o músculo dorsal longo

do tórax no movimento de hiperextensão. Na posição sentada, os potenciais mais intensos foram para os movimentos de extensão do tronco, flexão com rotação e rotação homolateral, devendo-se destacar que o músculo dorsal longo teve potenciais de ação forte.

Lee et al. (1996), com o objetivo de verificar a fadiga muscular, realizaram estudos eletromiográficos com o uso de eletrodos de superfície colocados nos eretores da espinha, a nível de L₁, L₃ e L₅, em cinco indivíduos do sexo masculino, com idade média de 22 anos, durante os movimentos de flexão e extensão de 0 a 72 graus, em 13 repetições. Os autores investigaram a média de frequência e a atividade eletromiográfica durante a repetição de exercícios dinâmicos do tronco, utilizando uma máquina de extensão lombar. Constataram que cada segmento lombar analisado apresentou média de frequência diferente, ou seja, diferença estatisticamente significativa ($P < 0.001$) na média de frequência entre o início e o término do exercício para todos os segmentos analisados; a diferença significativa diminuiu na média de frequência entre L₁ e L₅ e entre L₃ e L₅. Os autores, baseados na teoria de que a diminuição da média de frequência é proporcional ao nível de fadiga, afirmam que o segmento L₅ é mais suscetível à fadiga que os segmentos L₁ e L₃.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Sujeitos

A coleta de dados do presente trabalho foi realizada com a colaboração de 12 indivíduos do sexo masculino, na faixa etária de 36 a 52 anos, idade média de 46,16 ($\pm 4,66$) anos, peso médio de 79,66 ($\pm 10,10$) kg e altura média de 173,0 ($\pm 6,54$) cm, conforme tabela 6, os quais trabalham na Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, exercendo a função de motorista. Os indivíduos analisados exercem sua atividade profissional predominantemente na posição sentada. Na tabela 6, podemos verificar o tempo de trabalho na profissão motorista, bem como dados antropométricos. Antecipadamente ao experimento, os voluntários preencheram e assinaram termo de consentimento (anexo 1), autorizando a utilização dos dados para pesquisa.

Tabela 6 - Dados antropométricos e tempo de trabalho de 12 indivíduos do sexo masculino.

CASO	IDADE (anos)	PESO (kg)	ALTURA (cm)	TRABALHO (anos)
01	48	86,00	173,0	20
02	49	98,00	180,0	25
03	52	74,00	169,0	33
04	36	90,00	180,0	01
05	50	83,00	169,0	31
06	52	70,00	170,0	33
07	46	76,00	167,0	09
08	48	73,00	172,0	17
09	43	65,00	187,0	18
10	42	86,00	170,0	20
11	43	68,00	164,0	24
12	45	87,00	176,0	18
MÉDIA	46,16	79,66	173,0	20,75
D. PADRÃO	4,66	10,10	6,54	1,41

3.2 Equipamento

A captação dos potenciais de ação e as análises eletromiográficas verificadas no presente trabalho foram realizadas utilizando um eletromiógrafo da marca Lynx AI6010, contendo 6 canais, adquirido através do processo FAPESP 1996/5708-4. Nesta pesquisa utilizamos os canais 1 e 2. Foi estabelecida a frequência de 1024 Hz para a aquisição dos registros eletromiográficos. O aparelho foi calibrado com ganho de 2.000 Hz, o filtro passa baixa a 600 Hz e o filtro passa alta em 10.00 Hz. A conversão dos sinais analógico/digital foi realizado por intermédio de uma placa A/D CAD 12/36 também da marca Lynx. Foi também utilizado o software AQDADOS-Lynx, na aquisição e análise dos sinais encontrados. Os limites de entrada dos sinais foram estabelecidos em 2.500 μV , como limite superior, e -2.500 μV , como limite inferior. A faixa de entrada ficou em -5 a +5 μV .

Quanto aos parâmetros do ensaio, utilizamos o tipo “simples”, fixando o tempo da coleta de dados em três segundos, tendo início assíncrono. Os dados foram armazenados em memória, sendo gravados posteriormente. O modo gráfico foi calibrado em $x + y \cdot t$, possibilitando a demonstração dos registros simultaneamente. Em cada registro foi utilizada a análise numérica para posterior análise estatística das amostras de ambos os canais e de acordo com o tempo determinado para a coleta de dados.

3.3 Procedimentos e aquisição de dados

A parte experimental do presente trabalho, que envolveu a captação e a análise dos potenciais de ação do músculo iliocostal lombar, o qual compõe o grupo eretor da espinha foi realizada utilizando-se da eletromiografia, e de eletrodos de superfície, tipo disco, fornecidos por Alfamedic Ltda. Para a captação dos potenciais elétricos, os eletrodos foram colocados no lado direito do tronco, conforme figura 6, sendo o local de colocação dos eletrodos descrito posteriormente.

As medidas antropométricas, tabela 6, foram efetuadas no Laboratório de Antropologia Física - Faculdade de Educação Física-UNICAMP. Para a obtenção do peso, utilizou-se de balança da marca "Filizola - ID - 1500" com escala em 100 gramas. A altura dos voluntários foi medida com um antropômetro, com escala em milímetros.

O primeiro contato com os indivíduos, objetivando a participação neste estudo, foi estabelecido por intermédio do Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, da Faculdade de Educação Física - UNICAMP, onde também foi realizada a coleta de dados. Os voluntários foram previamente instruídos quanto à execução dos exercícios e quanto aos exames a que seriam submetidos, tendo como objetivo familiarizá-los com os procedimentos a serem utilizados e afastar possíveis tensões que poderiam ser ocasionadas pelo desconhecimento das razões para a colocação dos eletrodos. Antes do início dos registros eletromiográficos, os voluntários praticaram os

exercícios e somente após a execução de uma seqüência completa é que os dados foram coletados, possibilitando um sincronismo de movimento/tempo entre os voluntários.

Para as análises eletromiográficas utilizamos eletrodos de superfície, colocados no lado direito do tronco, no músculo iliocostal lombar. Para a medida e a localização dos locais a serem afixados os eletrodos, foi utilizada uma fita métrica. Com os voluntários na posição ereta e, depois, com flexão do tronco no plano sagital e inclinação lateral do tronco, os locais de colocação dos eletrodos foram demarcados.

Ao colocarmos os eletrodos, utilizamos como parâmetro: partindo-se da quinta vértebra lombar, seguindo 6 cm em direção à crista ilíaca, foi demarcado um ponto; a partir deste ponto, 4 cm no sentido superior foi fixado um eletrodo, correspondente ao canal 1, identificado neste trabalho como ICL₁; 2 cm acima do canal 1 (ICL₁) foi fixado outro eletrodo, correspondente ao canal 2, identificado como ICL₂. O fio terra foi colocado no cotovelo esquerdo. Nos locais de colocação dos eletrodos, foi realizada assepsia com algodão e álcool. Em seguida, realizamos tricotomia nas regiões de colocação dos eletrodos, com o objetivo de serem evitadas possíveis interferências quanto à existência de pêlos. Os eletrodos foram presos à pele com auxílio de fita cirúrgica "Transpore", marca "3M". Utilizou-se de gel eletrocondutor marca "Condugel" para melhorar a captação dos sinais eletromiográficos. Os eletrodos foram higienizados ao término de cada série de exercícios e antes do início de um novo teste.

3.4 Movimentos

Os movimentos descritos abaixo foram realizados no tempo de três segundos, com a flexão do tronco até 90 graus, sabendo-se que a partir de 45 graus é considerado o movimento como da articulação do quadril.

Posição ortostática

- flexão do tronco, pernas afastadas lateralmente, joelhos em extensão;
- extensão do tronco, pernas afastadas lateralmente, joelhos em extensão;
- rotação homolateral do tronco, pernas afastadas lateralmente, joelhos em extensão;
- rotação heterolateral do tronco, pernas afastadas lateralmente, joelhos em extensão.

Posição sentada - cadeira sem encosto

- flexão do tronco, joelhos em extensão e os braços na linha do tronco;
- extensão do tronco, joelhos em extensão e os braços na linha do tronco;
- rotação homolateral do tronco, joelhos em extensão e os braços na linha do tronco;
- rotação heterolateral do tronco, joelhos em extensão e os braços na linha do tronco.

Posição sentada - solo

- flexão do tronco, joelhos em extensão; braços na linha do tronco;
- extensão do tronco, joelhos em extensão; braços na linha do tronco.

4. RESULTADOS

Inicialmente, apresentamos as tabelas 7 a 9, onde são mostrados os valores dos potenciais de ação encontrados no músculo iliocostal lombar, expressos em RMS (root-mean-square) (anexo 2), ou valor eficaz, em 12 indivíduos sedentários, do sexo masculino e figuras 7 a 26, onde estão localizados os registros eletromiográficos, referente aos movimentos de flexão anterior, extensão e rotação homo e heterolateral do tronco, nas posições ortostática e sentada. Na posição sentada, os movimentos foram realizados em cadeira sem encosto, e no solo. Quanto aos realizados na posição sentada, no solo, os movimentos realizados foram de flexão e extensão do tronco no plano sagital.

O RMS é um modelo matemático, também utilizado para expressar em números o nível de atividade elétrica muscular, conforme proposto por Basmajian & De Luca, 1985). Este modelo não requer retificação do sinal eletromiográfico e não é afetado pela superposição dos potenciais de ação da unidade motora. A utilização do RMS em eletromiografia somente agora vem sendo aplicada, possivelmente, devido à disponibilidade de “software” que efetuam operação de RMS. Portanto, a comparação dos resultados com outros trabalhos torna-se prejudicada, pois os dados em RMS são escassos, dentro da literatura que aborda estudos eletromiográficos. Contudo, a evolução do conhecimento aponta para esta direção.

Tabela 7 - Atividade eletromiográfica, expressa em RMS, do músculo iliocostal lombar, canal 1 (ICL₁) e canal 2 (ICL₂), durante os movimentos de flexão, extensão e rotação homo e heterolateral do tronco, na posição ortostática.

CASO	FLEXÃO		EXTENSÃO		ROT HOMO		ROT HETE	
	canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂	canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂	canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂	Canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂
1	37,07	71,10	39,30	83,32	51,00	74,77	29,98	61,88
2	29,30	42,72	38,19	45,12	27,06	54,95	18,80	24,41
3	27,16	32,99	22,50	28,75	27,82	35,72	18,07	22,76
4	21,41	41,03	25,79	42,83	10,30	20,35	19,90	30,07
5	28,66	48,84	20,63	41,96	20,98	22,77	20,05	41,87
6	33,59	74,42	35,74	82,73	36,70	75,88	34,29	63,72
7	40,60	70,96	50,72	51,07	40,69	70,50	30,69	51,08
8	25,33	54,50	25,32	54,30	25,33	54,50	25,32	54,40
9	36,18	76,18	37,63	70,48	35,32	68,58	34,11	68,62
10	29,31	68,19	21,71	44,80	21,72	41,17	22,66	41,19
11	28,15	50,15	35,94	60,18	35,73	70,18	20,12	37,40
12	37,40	66,18	36,15	58,18	28,06	50,15	23,15	40,18
MÉDIA	31,18	58,10	32,46	55,31	30,05	53,29	24,76	44,79
DESVIO P.	5,73	14,81	9,17	16,70	10,60	19,70	5,99	15,26

Canais 1 e 2 - locais de colocação de eletrodos, conforme figura 6.

Tabela 8 - Atividade eletromiográfica, expressa em RMS, do músculo iliocostal lombar, canal 1 (ICL₁) e canal 2 (ICL₂), em 12 voluntários do sexo masculino, durante os movimentos de flexão, extensão e rotação homo e heterolateral do tronco, na posição sentada, em cadeira.

CASO	FLEXÃO		EXTENSÃO		ROT HOMO		ROT HETE	
	canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂	canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂	canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂	canal 1 ICL ₁	canal 2 ICL ₂
1	20,10	50,11	22,66	43,69	30,27	51,92	23,38	54,10
2	23,96	46,98	22,42	30,31	29,84	39,35	23,20	41,62
3	27,04	36,66	22,96	30,21	25,06	46,78	22,56	44,30
4	20,00	36,74	21,57	41,49	22,67	47,31	25,28	40,43
5	17,05	41,30	18,99	41,59	18,82	47,77	21,91	41,18
6	23,59	41,44	25,05	40,08	20,68	39,08	24,65	35,70
7	20,69	50,95	20,70	50,90	20,70	45,10	20,60	40,98
8	25,33	44,50	25,31	45,44	25,32	59,44	25,33	54,40
9	20,05	34,08	22,25	37,91	24,92	55,49	20,71	38,56
10	25,37	45,25	20,51	42,49	20,68	47,20	18,88	41,21
11	23,60	42,30	22,10	43,18	21,10	49,16	22,73	45,15
12	22,27	50,43	25,13	48,15	29,17	46,70	21,95	40,17
MÉDIA	22,42	43,39	22,47	41,28	24,10	47,94	22,59	43,15
DESVIO P.	2,89	5,68	1,95	6,20	3,97	5,80	1,95	5,71

Canais 1 e 2 - locais de colocação de eletrodos, conforme figura 6.

Tabela 9 - Atividade eletromiográfica, expressa em RMS, do músculo iliocostal lombar, canal 1 (ICL₁) e canal 2 (ICL₂), em 12 voluntários do sexo masculino, durante os movimentos de flexão e extensão do tronco, na posição sentada, no solo.

CASO	FLEXÃO canal 1 ICL ₁	FLEXÃO canal 2 ICL ₂	EXTENSÃO canal 1 ICL ₁	EXTENSÃO canal 2 ICL ₂
1	24,30	76,20	25,43	33,30
2	22,53	56,09	17,17	28,18
3	20,15	42,41	16,94	43,60
4	24,18	43,10	23,38	47,65
5	20,28	42,29	24,64	52,04
6	29,16	67,04	23,56	51,29
7	20,50	50,97	20,95	49,50
8	25,33	54,40	25,31	54,40
9	18,82	42,96	26,84	53,74
10	25,91	52,67	21,62	44,12
11	21,66	43,15	23,50	52,51
12	21,18	40,60	19,45	47,05
MÉDIA	22,83	50,99	22,39	46,44
DESVIO P.	3,00	11,19	3,22	8,19

Canais 1 e 2 - locais de colocação de eletrodos, conforme figura 6.

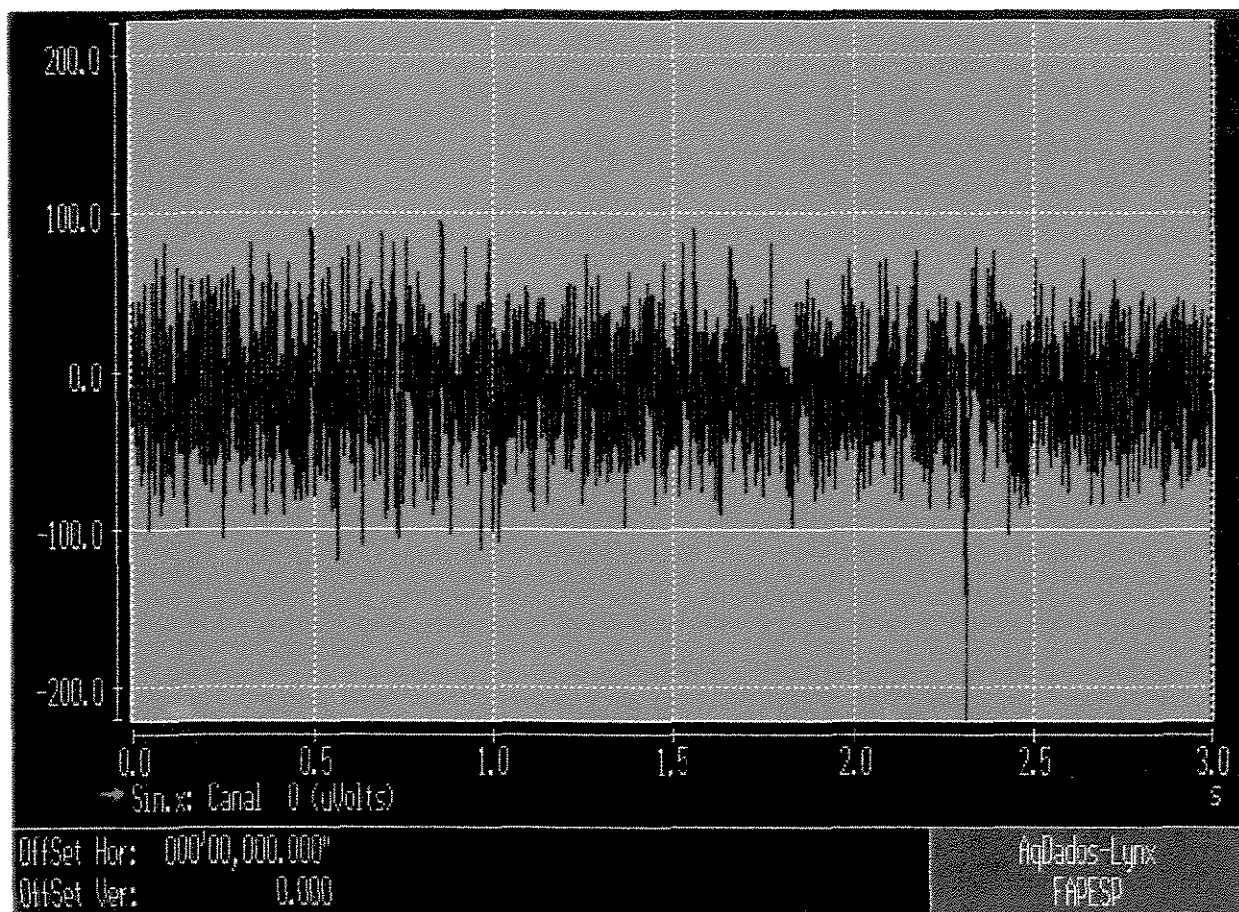


Figura 07 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de flexão do tronco realizado na posição ortostática - ICL₁.

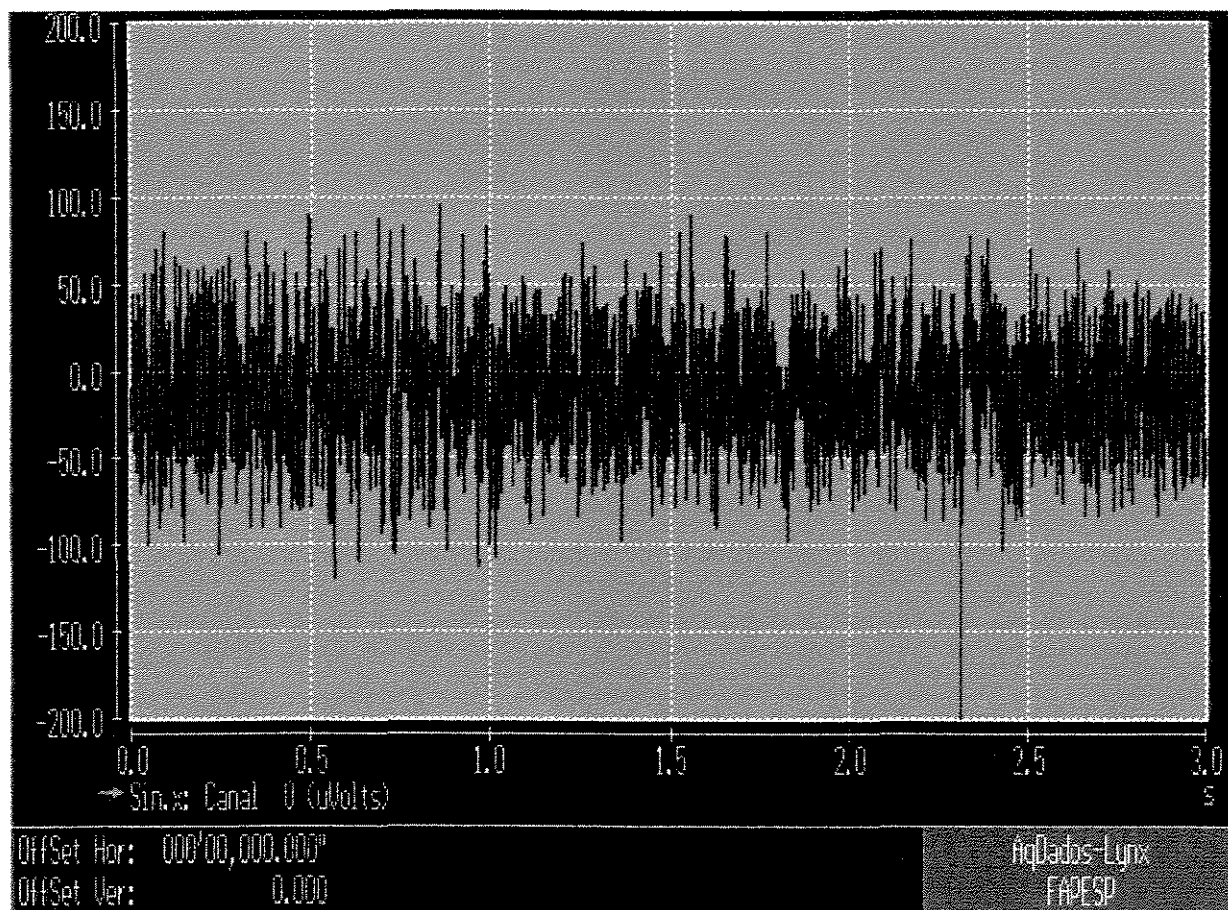


Figura 08 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de flexão do tronco realizado na posição ortostática - ICL₂.

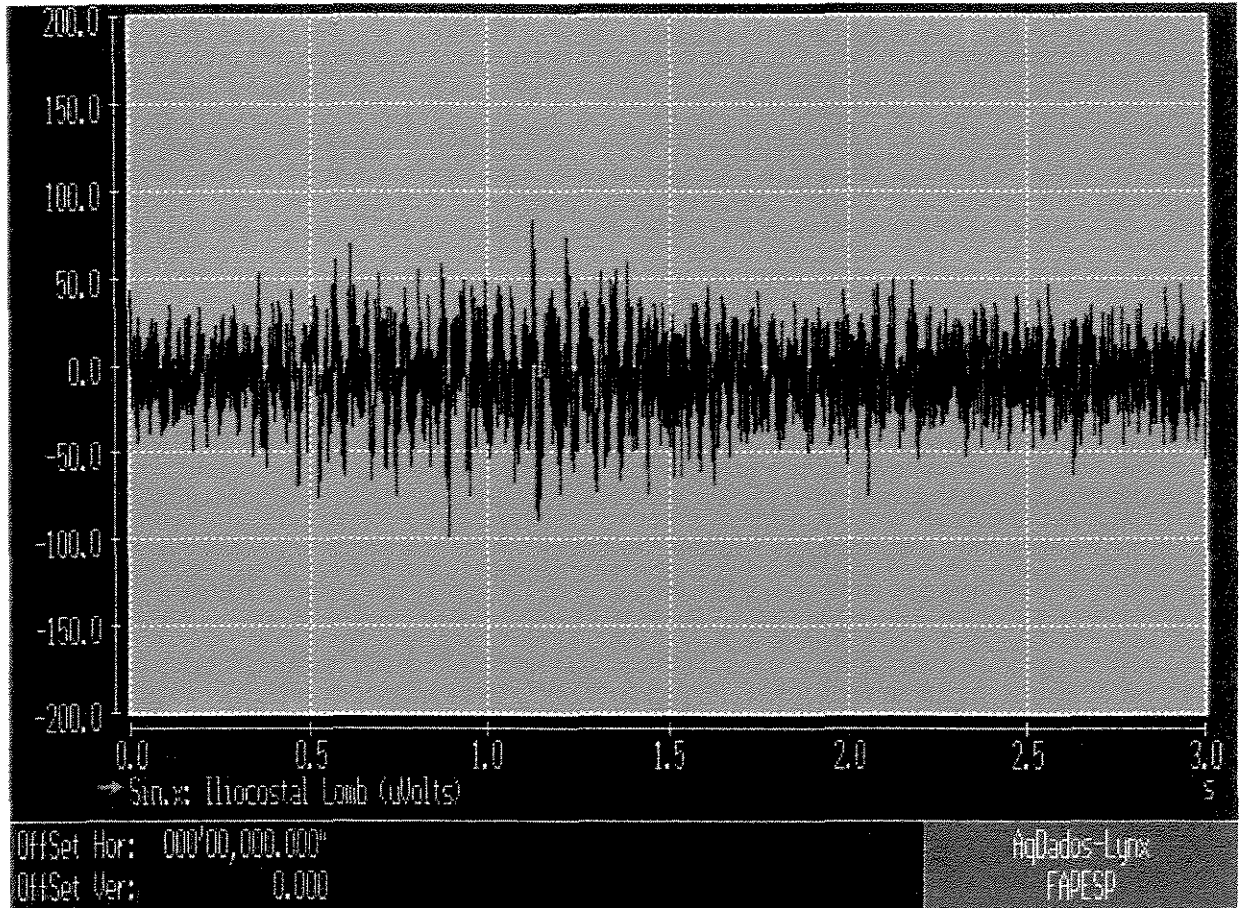


Figura 09 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição ortostática - ICL₁.

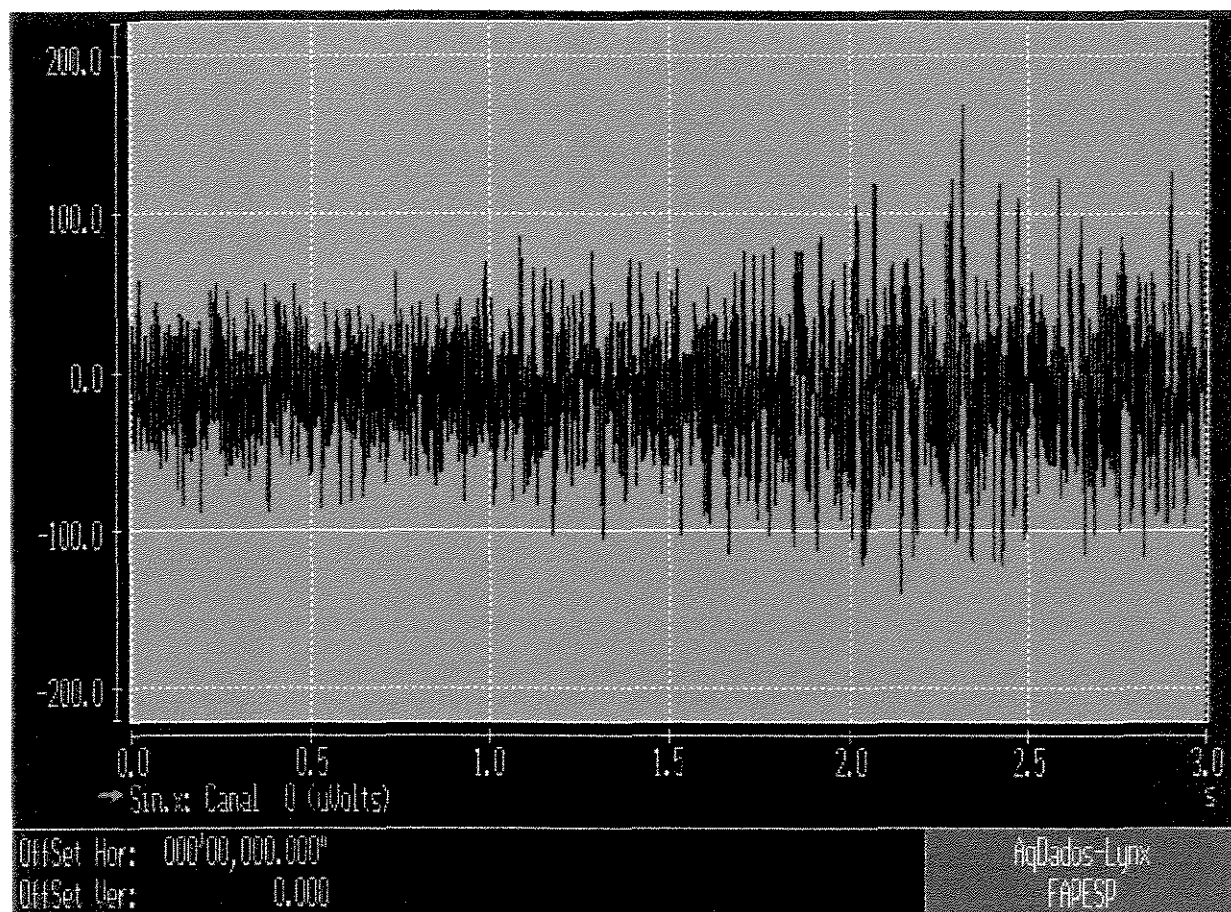


Figura 10 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição ortostática - ICL₂.

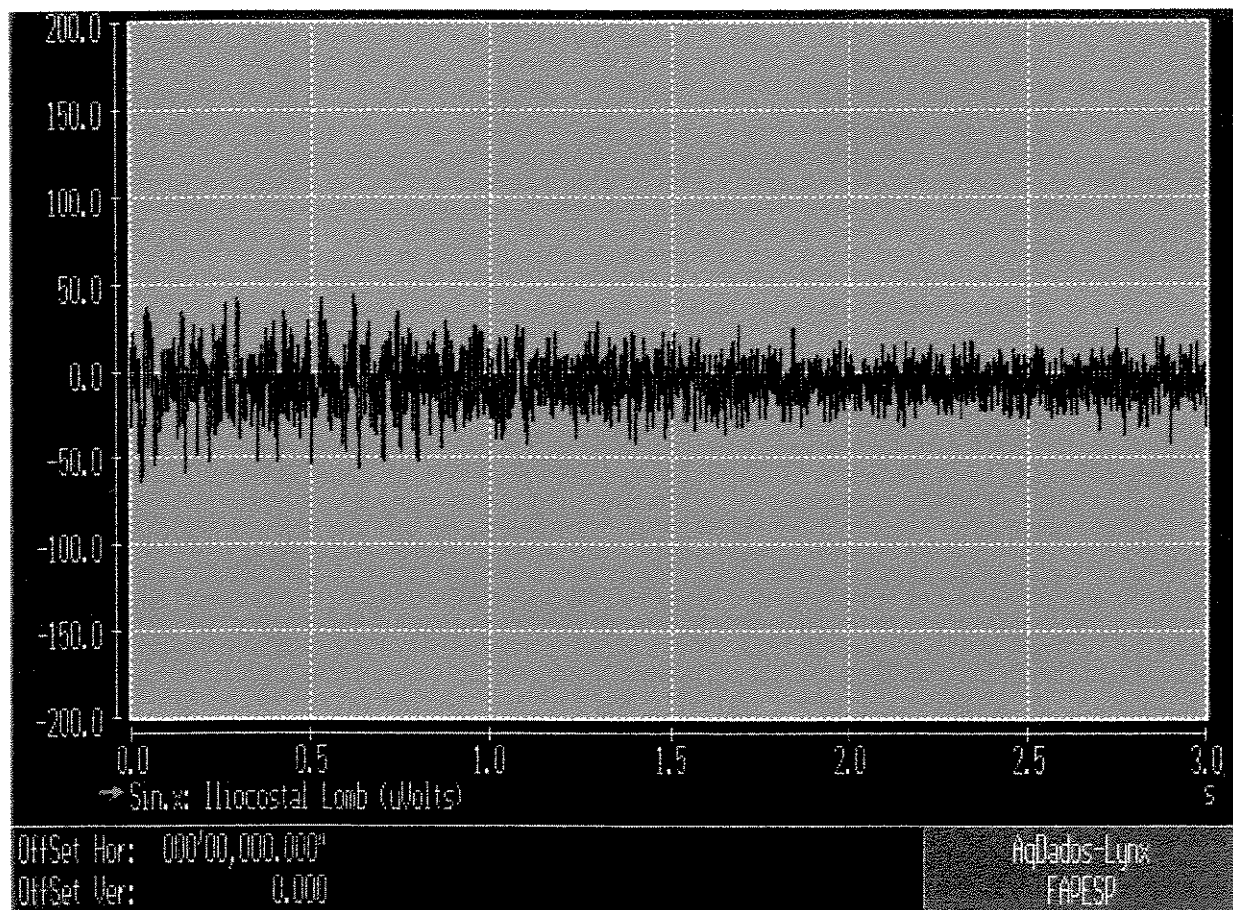


Figura 11 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação homolateral do tronco realizado na posição ortostática - ICL₁.

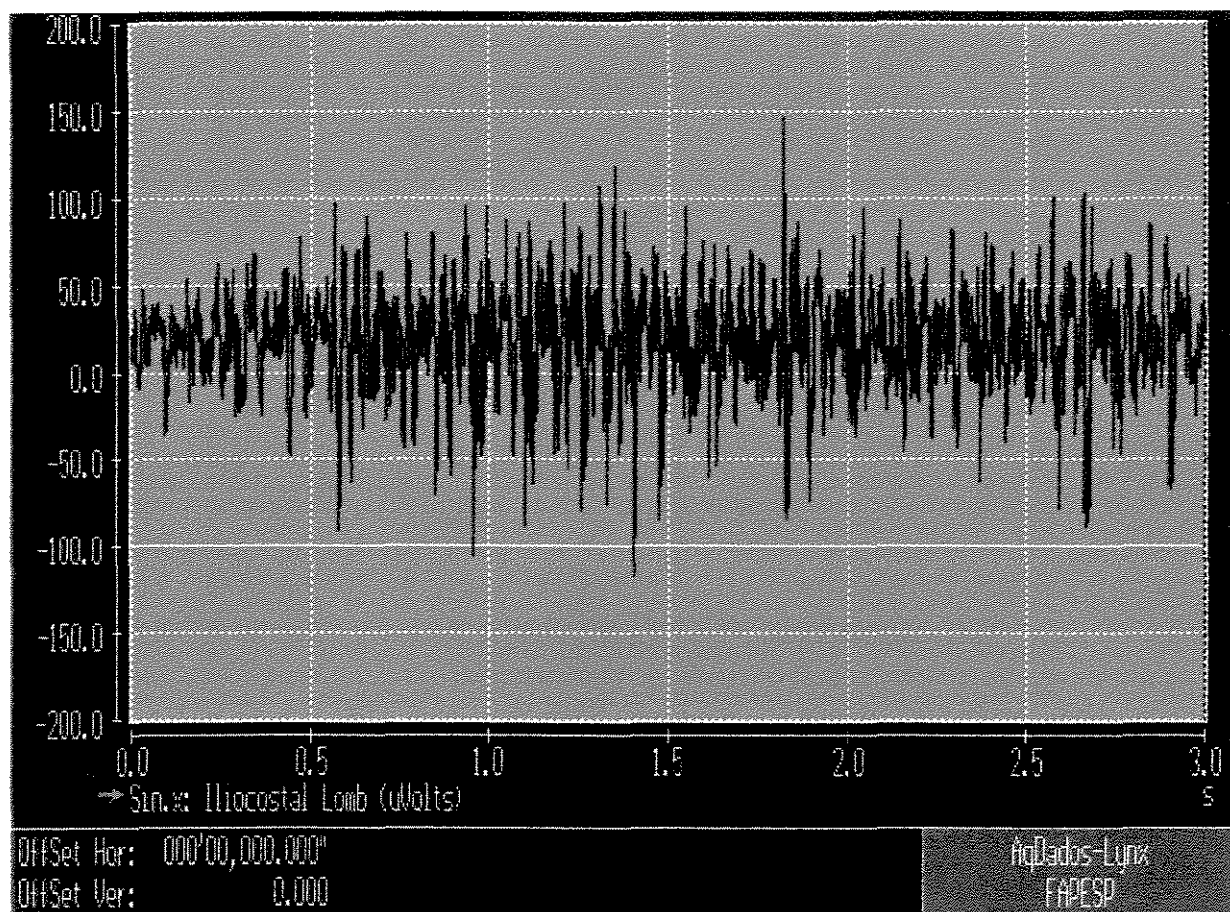


Figura 12 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação homolateral do tronco, realizado na posição ortostática - ICL₂.

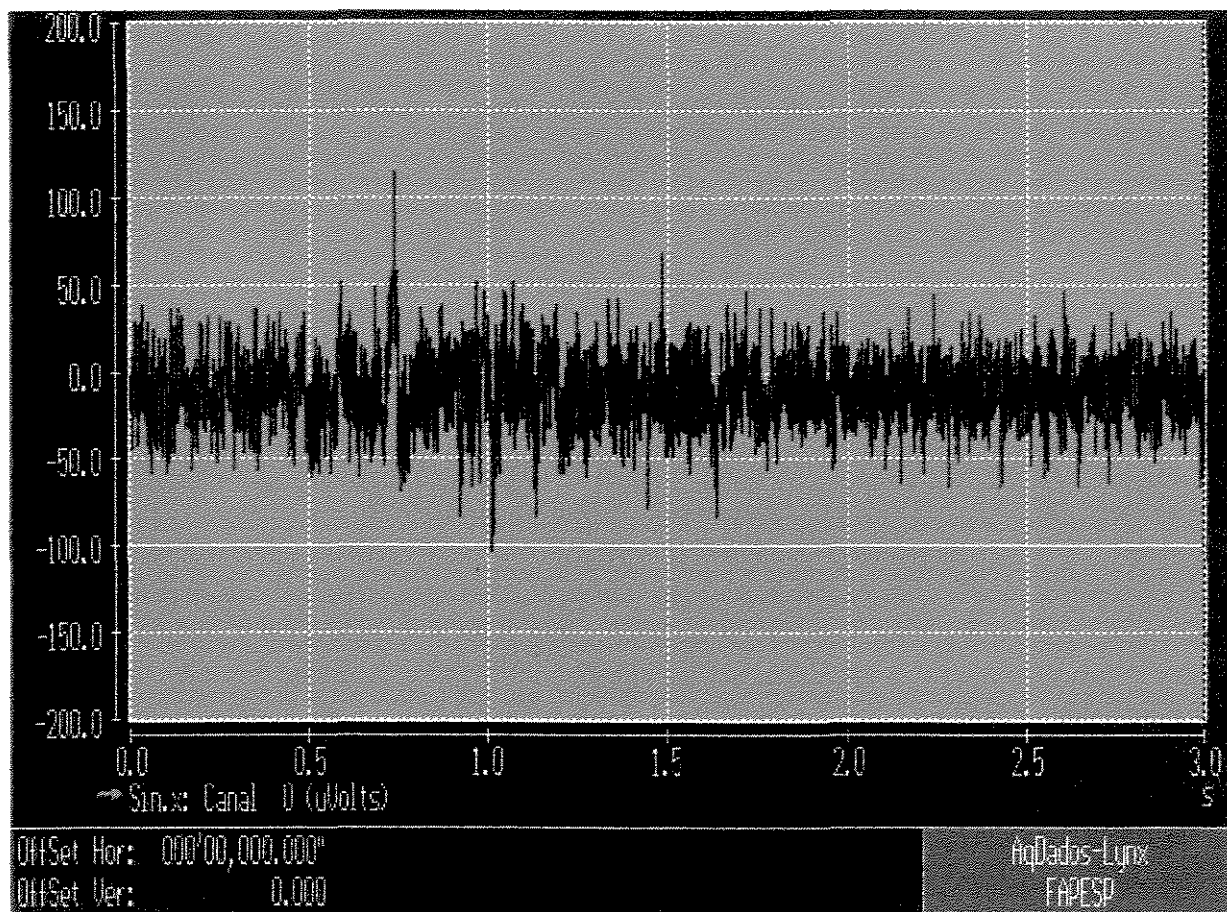


Figura 13 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação heterolateral do tronco, realizado na posição ortostática - ICL₁.

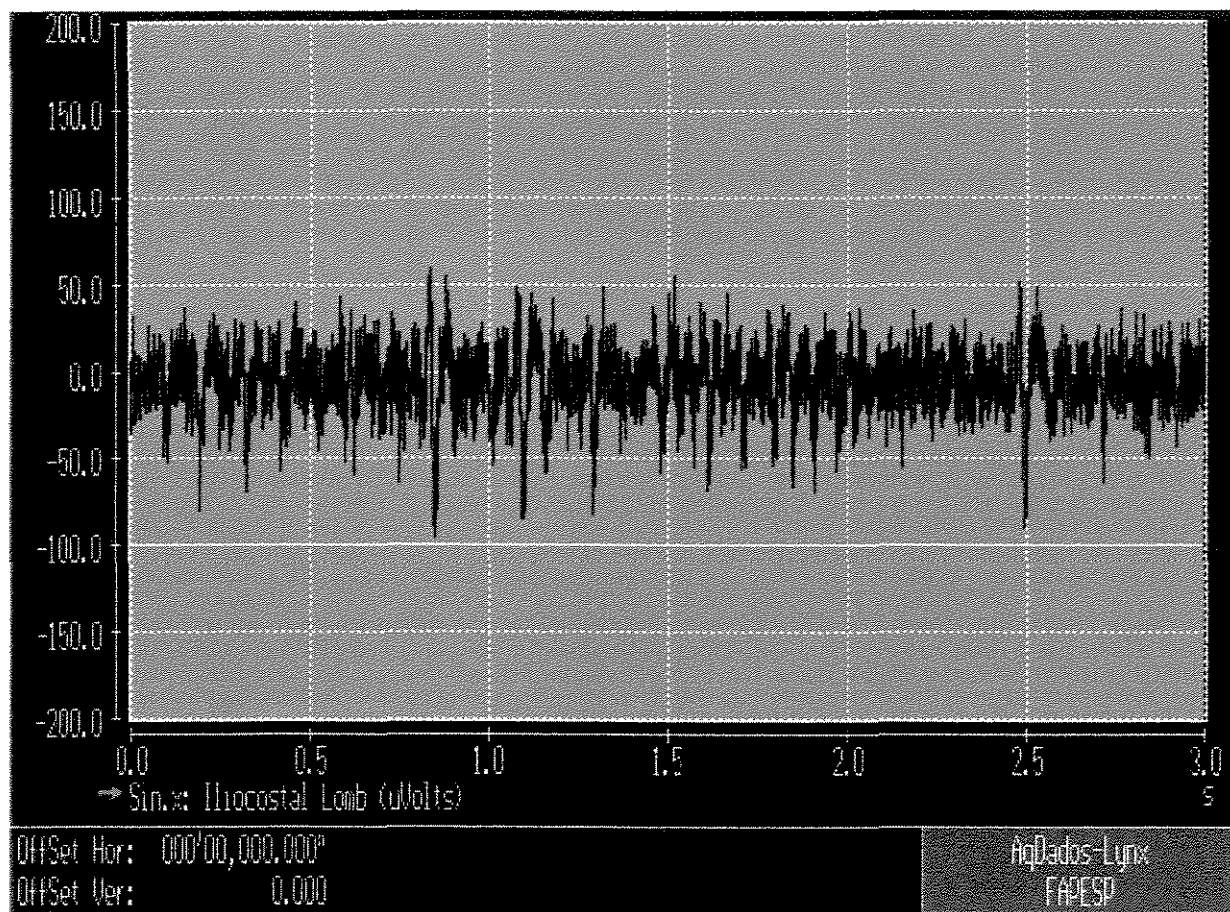


Figura 14 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação heterolateral do tronco, realizado na posição ortostática - ICL₂.

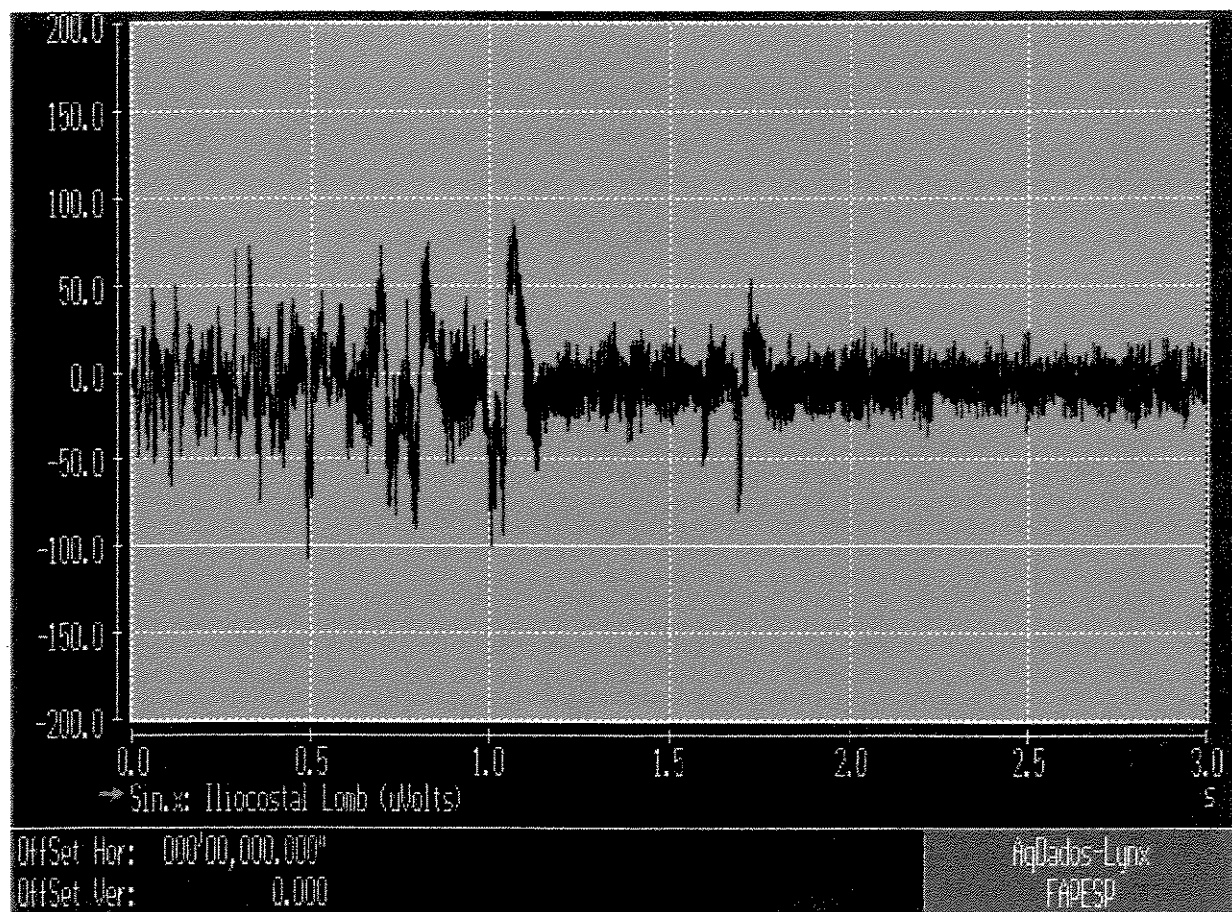


Figura 15 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de flexão do tronco realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₁.

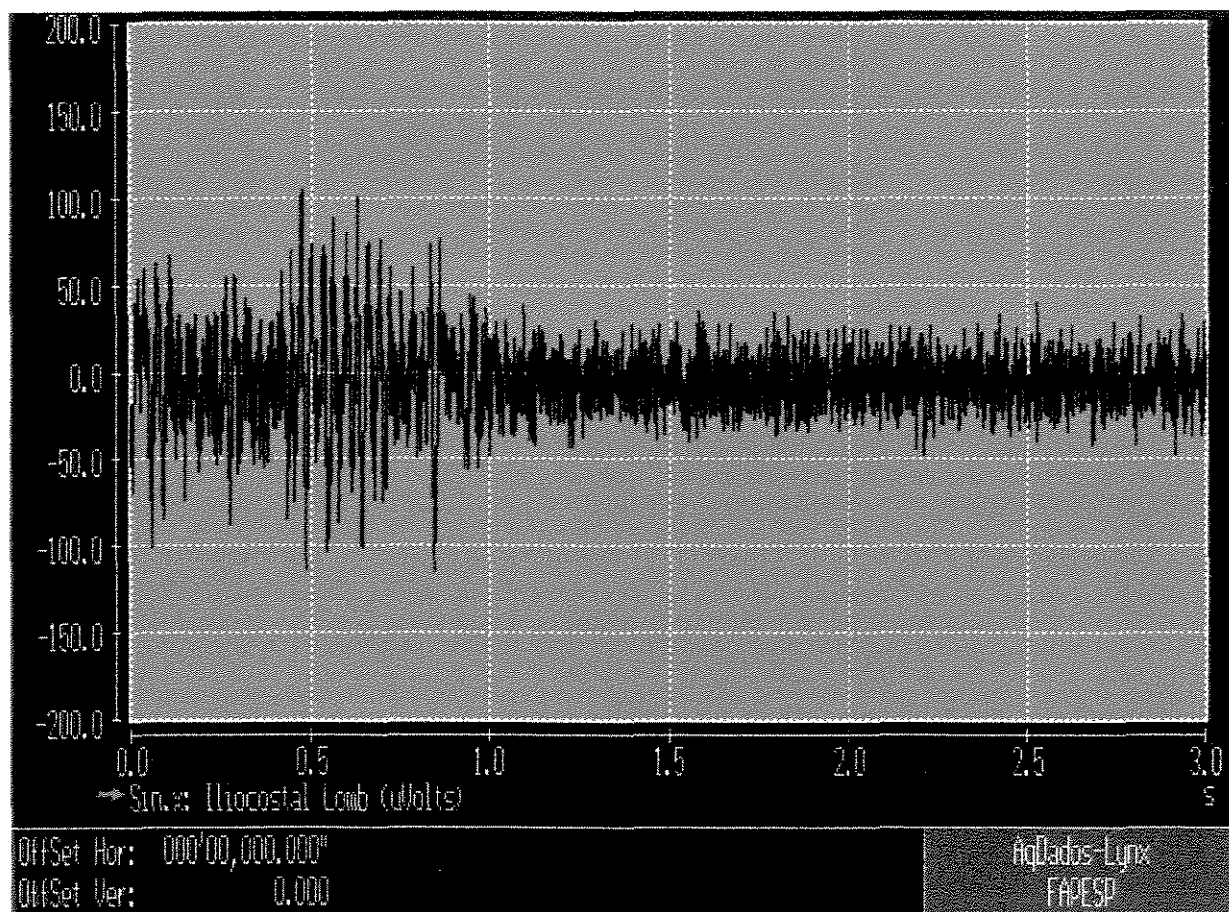


Figura 16 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de flexão do tronco realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₂.

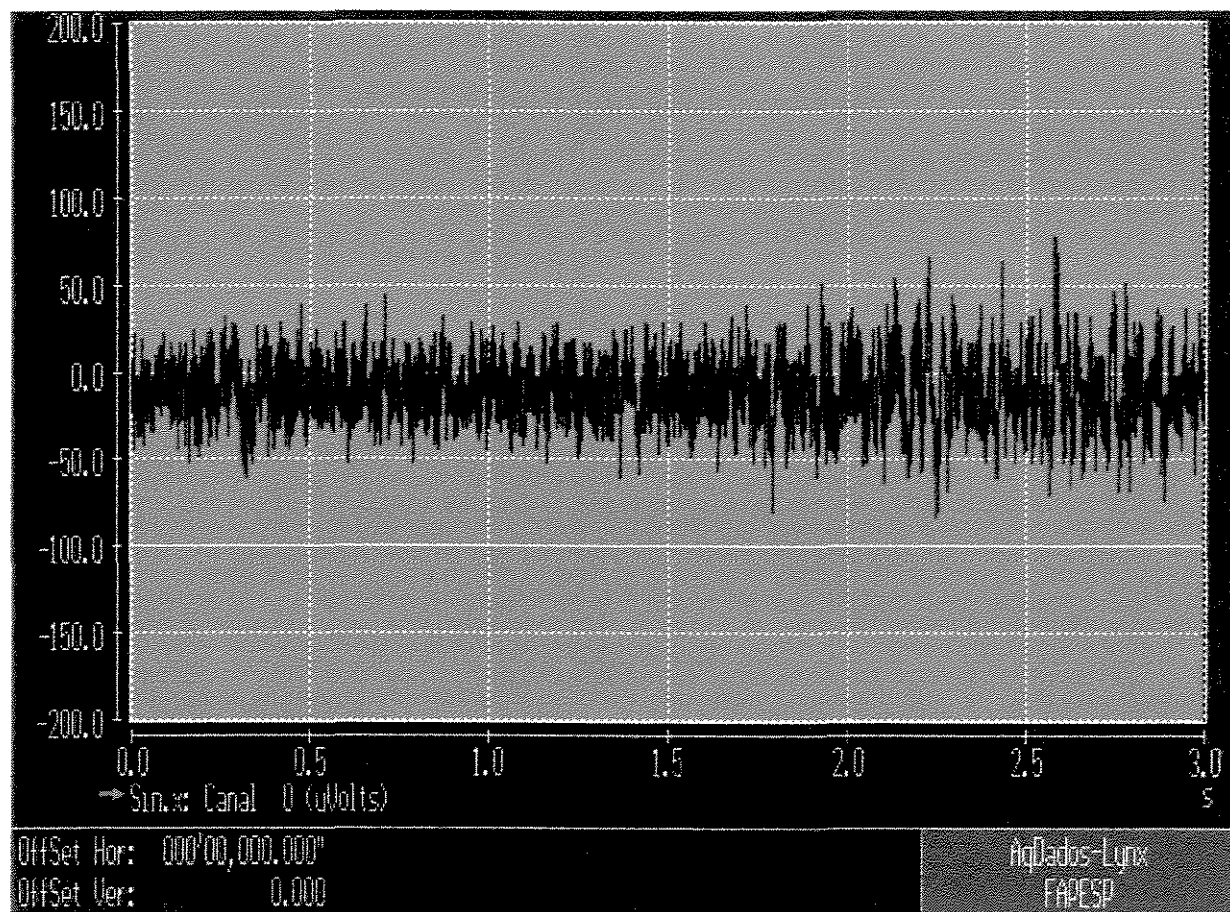


Figura 17 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₁.

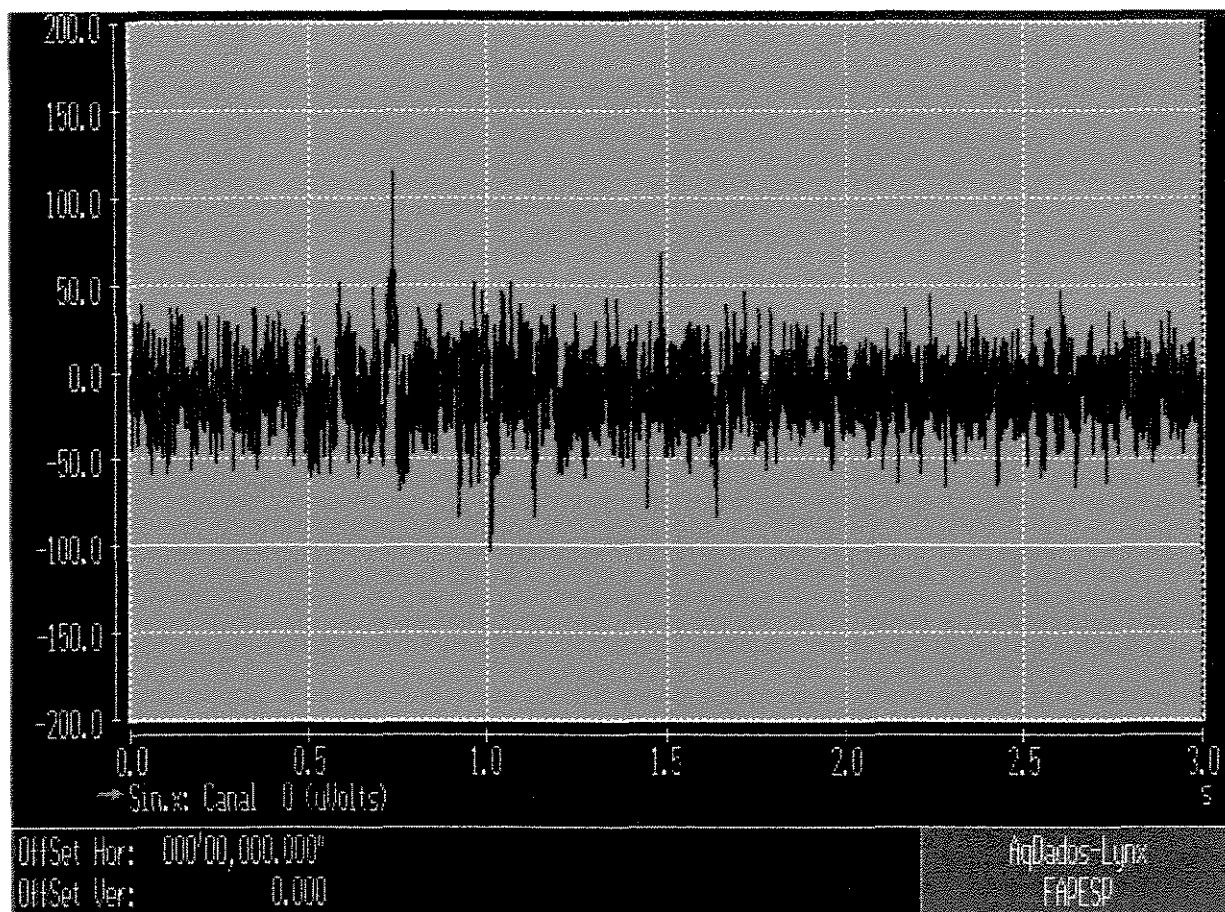


Figura 18 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de extensão do tronco, realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₂.

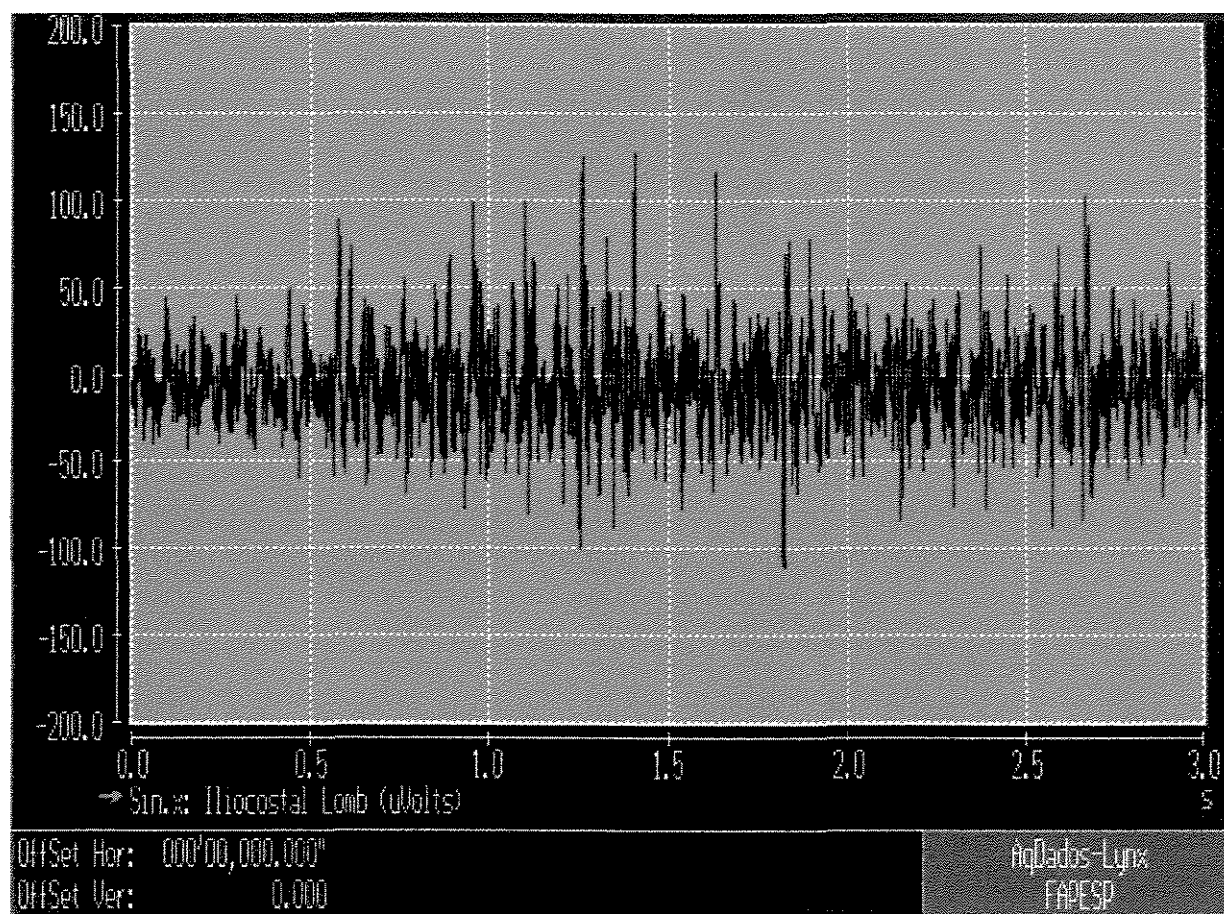


Figura 19 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação homolateral do tronco realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₁.

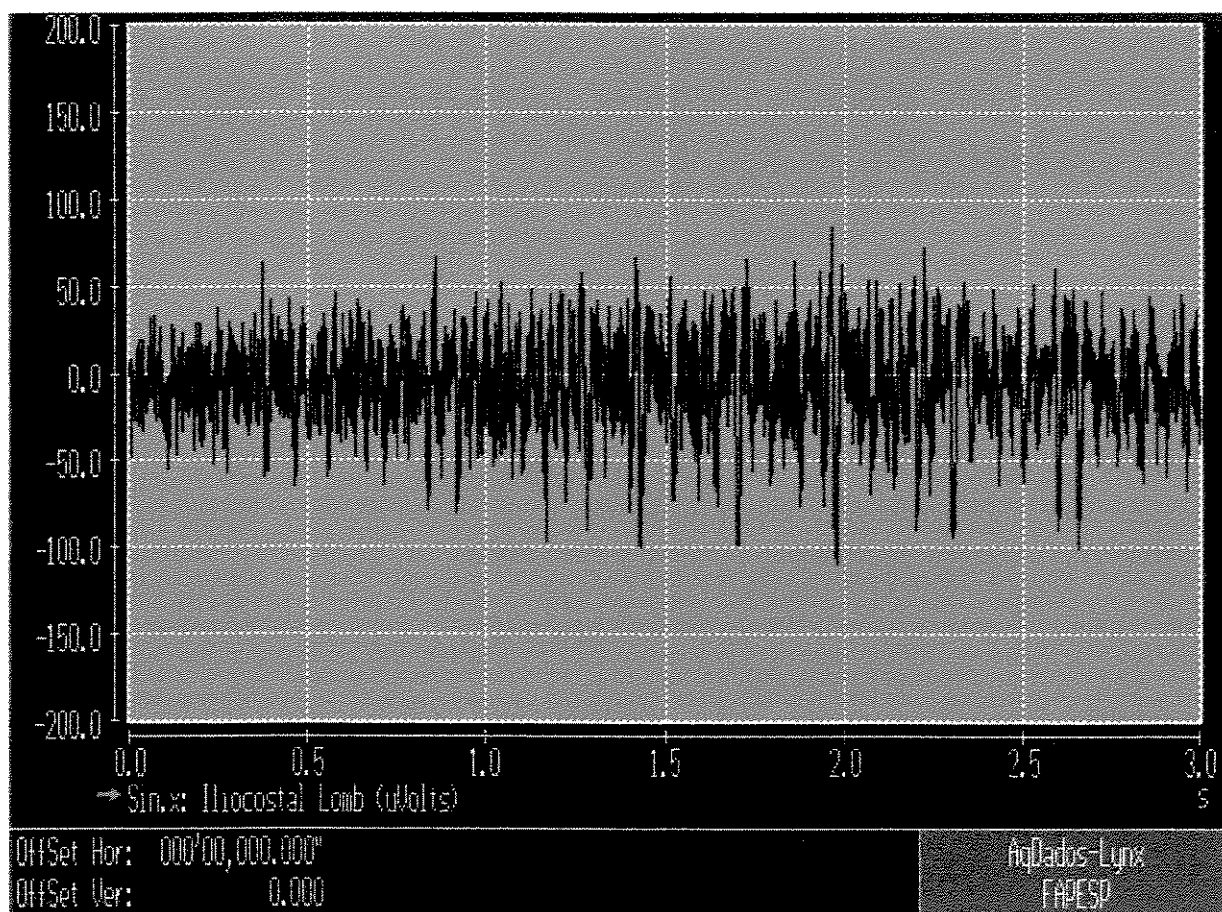


Figura 20 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação homolateral do tronco realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₂.

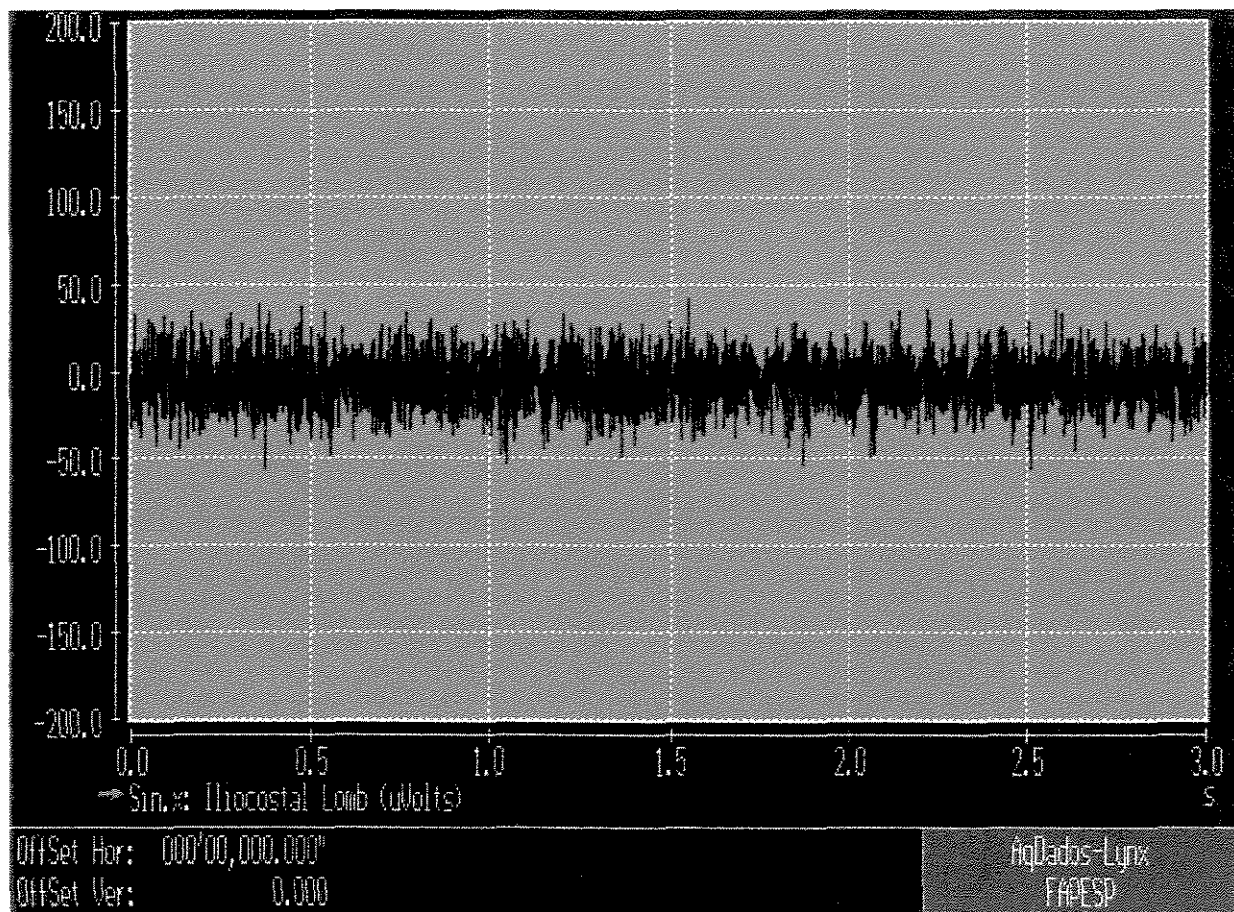


Figura 21 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação heterolateral do tronco realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₁.

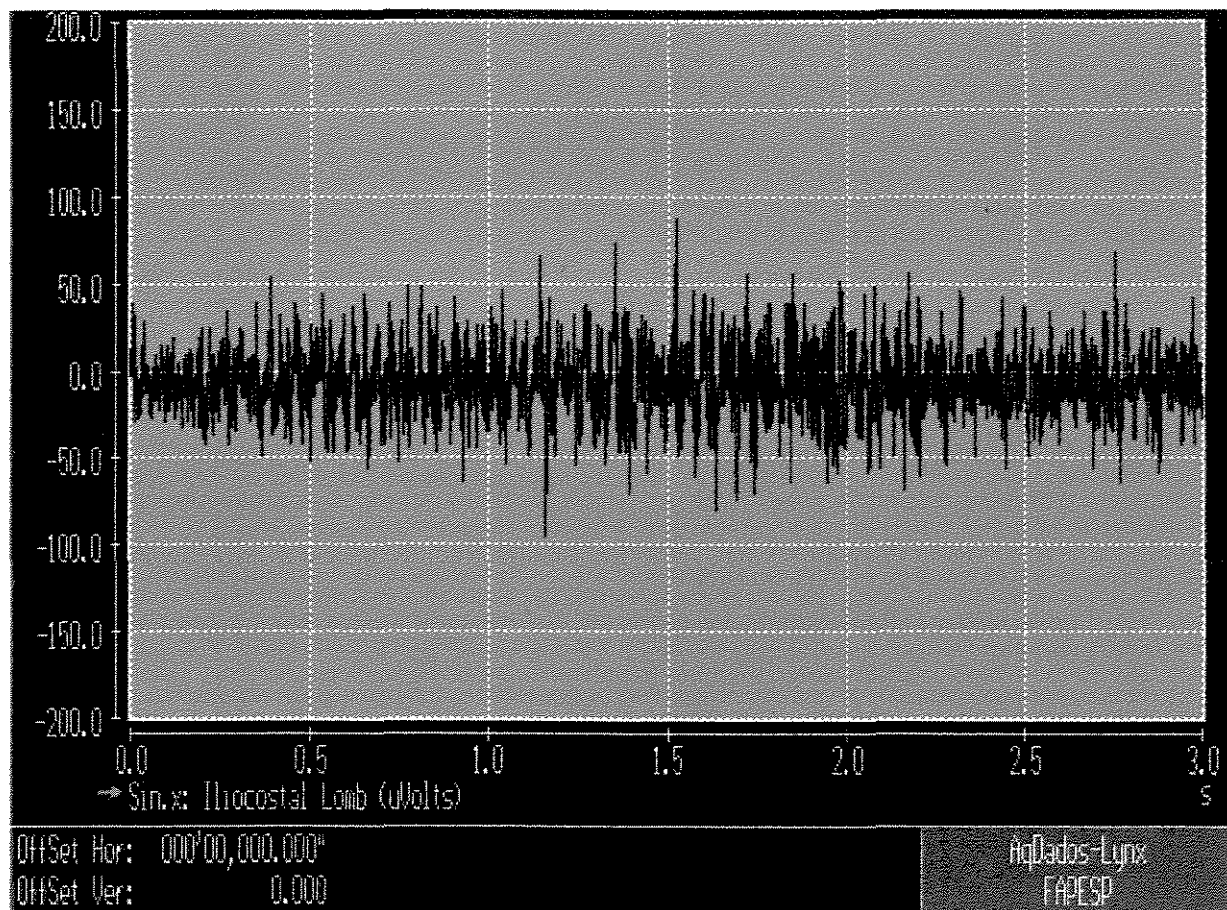


Figura 22 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de rotação heterolateral do tronco realizado na posição sentada, em cadeira - ICL₂.

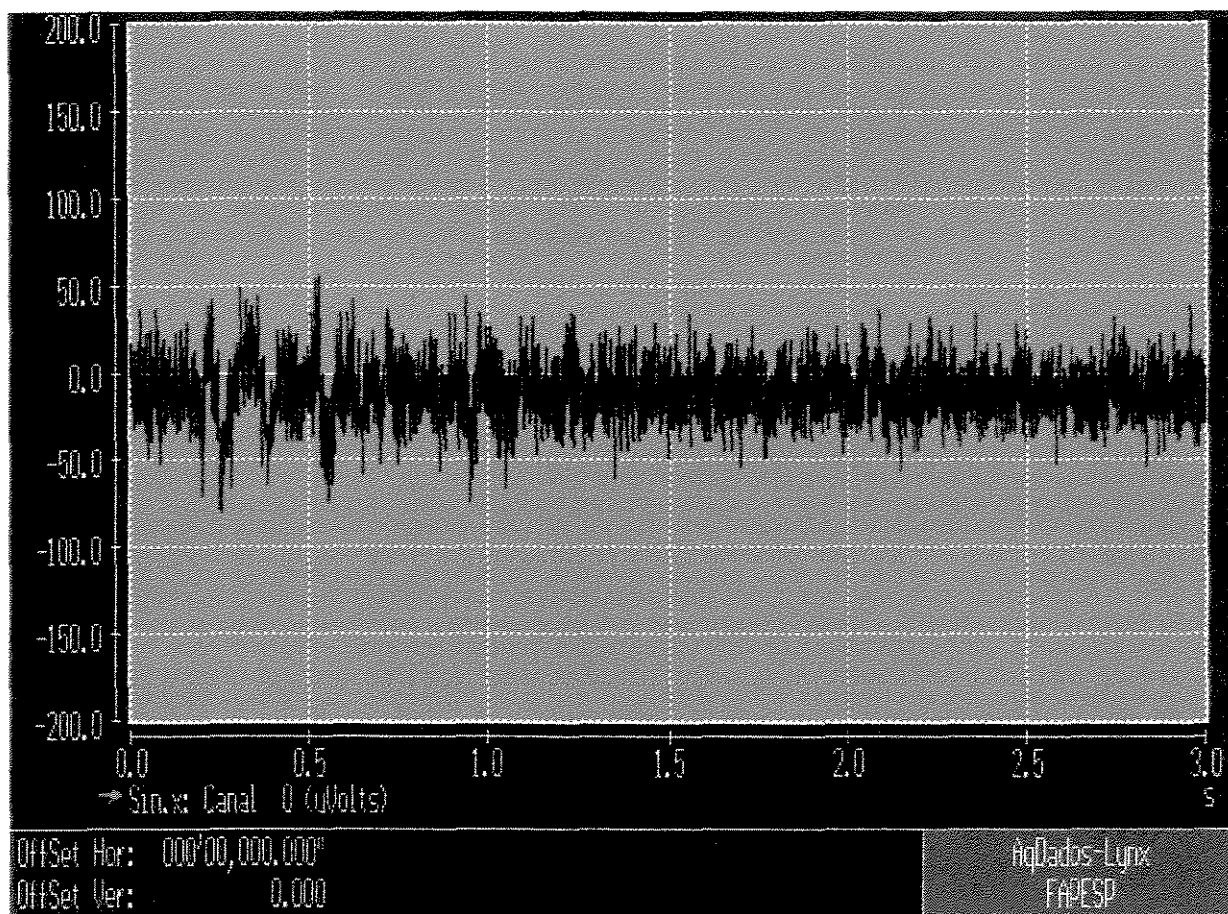


Figura 23 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de flexão do tronco realizado na posição sentada, no solo - ICL₁.

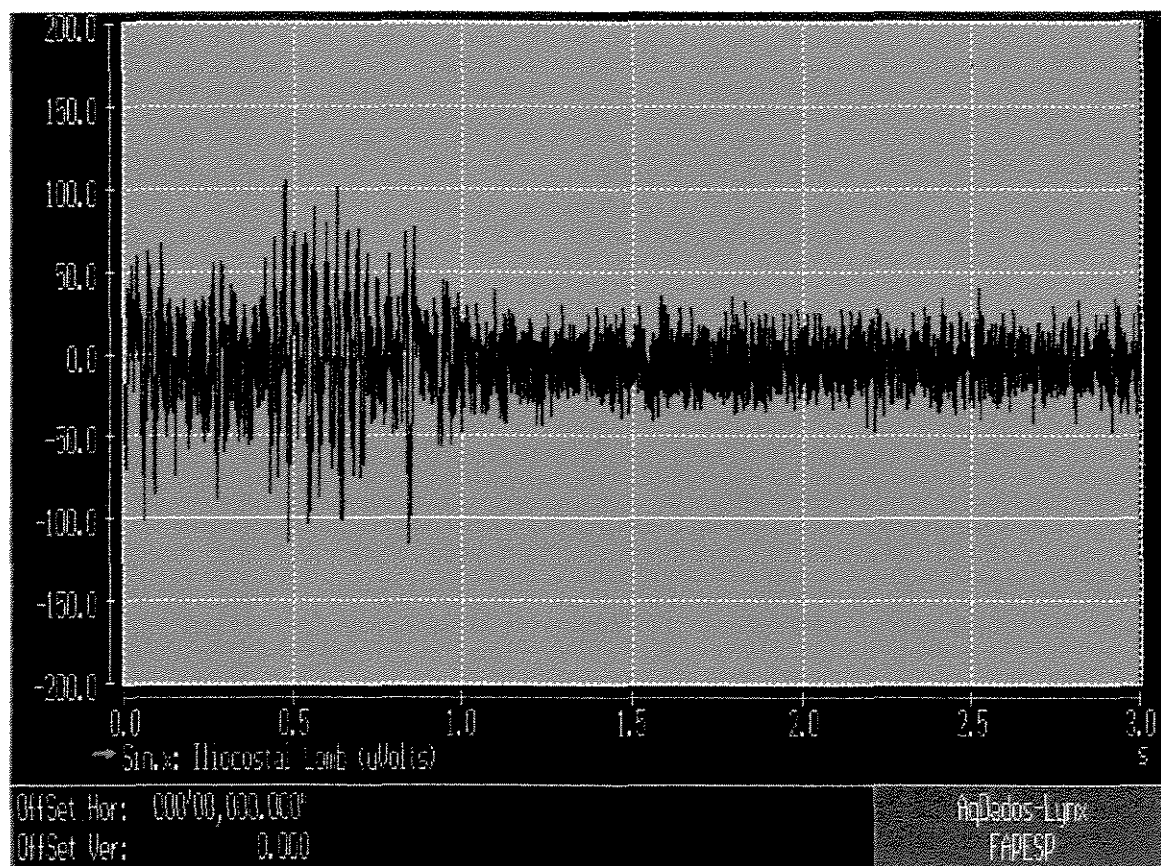


Figura 24 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de flexão do tronco realizado na posição sentada, no solo - ICL₂.

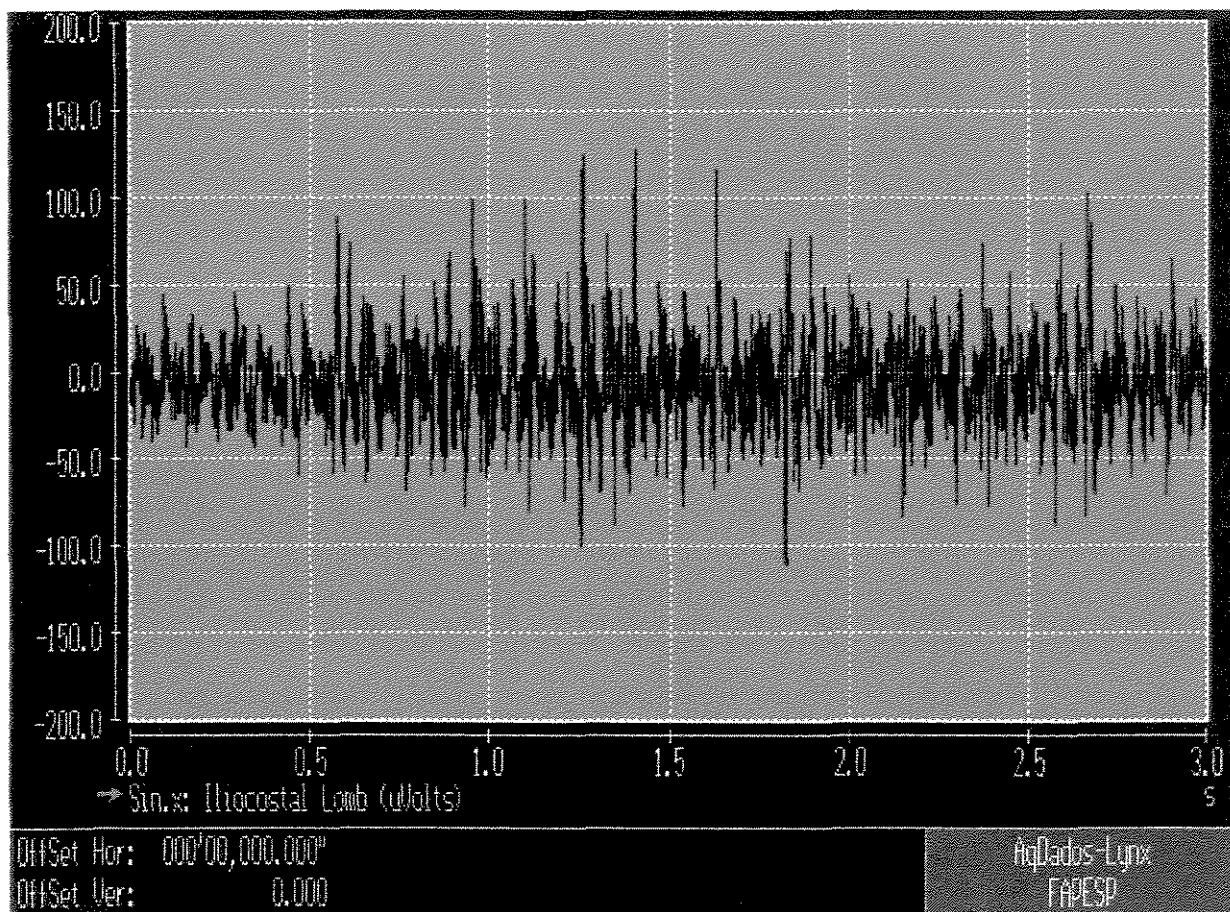


Figura 25 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição sentada, no solo - ICL₁.

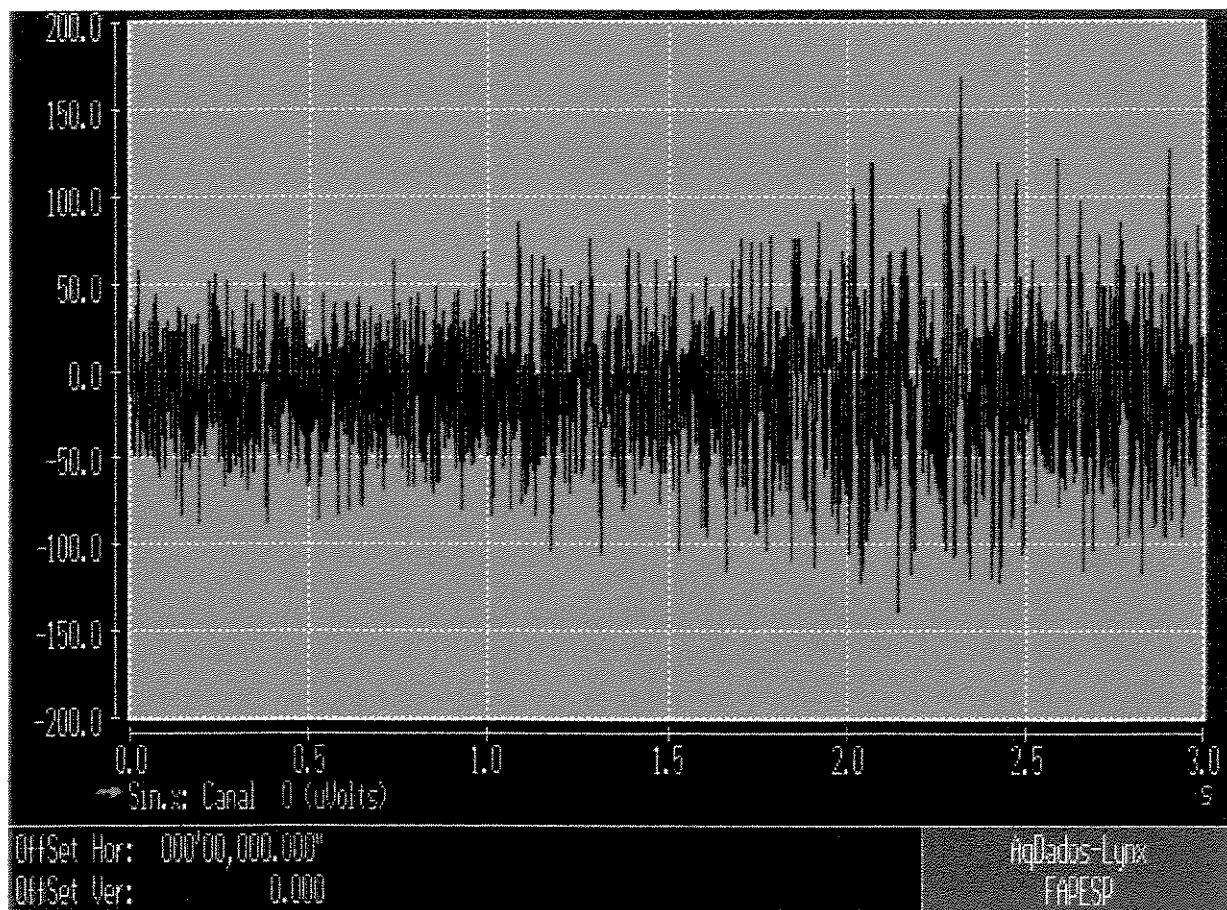


Figura 26 - Registro eletromiográfico do músculo iliocostal lombar durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição sentada, no solo - ICL₂.

5. DISCUSSÃO

Este capítulo é iniciado com um relato abordando o grupo eretor da espinha, com atenção ao músculo iliocostal lombar, e com estudos através da eletromiografia. A seguir, apresentamos discussão sobre os resultados dos potenciais de ação do músculo iliocostal lombar em 12 indivíduos do sexo masculino. Para a realização deste estudo, os eletrodos de superfície foram colocados em dois locais do músculo, os quais são identificados por ICL₁ (canal 1) e ICL₂ (canal 2), conforme figura 6. Os movimentos foram analisados nas posições ortostática e sentada. Na posição sentada foram realizados no solo e em cadeira.

Nas posições ortostática e sentada, em cadeira, foram analisados os movimentos de flexão, extensão, rotação homo e heterolateral do tronco. Na posição sentada, no solo, foram analisados os movimentos de flexão e extensão do tronco. Os resultados encontrados são comparados, sempre que possível, com os apresentados na literatura.

Os músculos responsáveis pelos movimentos espinhais estão localizados bilateralmente, sendo contraídos de forma isolada ou conjunta. Os dorsais, os quais são extensores e rotadores do tronco, são classificados de acordo com a região onde se encontram: cervicais, torácicos e lombares. O músculo iliocostal lombar compõe, juntamente com o longo do tórax e espinhal do tórax, o

grupo eretor da espinha, também sendo classificado de acordo com a região de localização na coluna vertebral. Goel & Weinstein (1990), citados por Lee et al., (1996) relatam que na região lombar o termo eretor é utilizado para referir a três músculos: espinhal, iliocostal lombar e longo do tórax.

O estudo da função normal dos eretores vem sendo realizado por diversos autores na posição ereta. Alguns estudos também foram realizados na posição sentada, porém em menor quantidade. Na maioria das investigações, a atividade eletromiográfica foi registrada por meio de eletrodos de superfície, existindo alguns trabalhos com eletrodos de agulha. É necessário ressaltar que a consistência dos resultados depende da reprodução exata da experiência. Sato (1982), citado por Lee et al. (1996), observa que há diferença eletromiográfica para diferentes músculos e grupos musculares. Numa posição estacionária, em pé, ou na posição sentada, sem apoio, é impossível reproduzir a mesma postura em trabalhos diferentes.

MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO TRONCO

POSIÇÃO ORTOSTÁTICA

Por intermédio dos dados expressos na tabela 7 e dos registros nas figuras 7 e 8, podemos verificar que, no exercício de flexão do tronco analisado, o músculo ilio-

costal lombar, em ICL₁ e ICL₂, apresentou potenciais de ação, no grupo de indivíduos estudados. Embora o potencial de ação tenha sido registrado desde o início do movimento, verificamos que os mesmos foram de maior amplitude no local identificado como ICL₂.

Ao estudarmos a musculatura pertencente ao grupo eretor da espinha é necessário ressaltar o efeito da força da gravidade atuando sobre o corpo humano mesmo na posição anatômica. Os músculos eretores da espinha, por suas fibras serem de direção antigravitacional, baseados em suas origens e inserções, proporcionam um trabalho contínuo. Na posição ereta, a estabilidade da coluna vertebral depende da força muscular exercida pelos extensores. Portanto, em nosso trabalho, a atividade eletromiográfica encontrada desde o início do movimento pode ser explicada também em virtude do trabalho muscular exercido pela musculatura, para manter o tronco na posição vertical, em oposição ao efeito proporcionado pela força gravitacional.

Segundo Kumar & Davis (1983), os eretores participam na estabilidade da coluna vertebral. Klausen (1965), citado por Basmajian & De Luca (1985), considera que os músculos curtos do dorso, localizado nas camadas profundas, têm papel importante na estabilização individual das articulações intervertebrais, e que os músculos longos e os abdominais estabilizam a coluna como um todo.

Neste trabalho, quando da continuidade do movimento de flexão do tronco, considerado a partir de 45 graus, os potenciais de ação tiveram a amplitude diminuída, o que pode ser explicado pelo fato de os músculos flexores do quadril entrarem em atividade, bem como pelo fato de a força gravitacional atuar como motora primária para a realização do movimento. Nesta fase do movimento, o grupo isquiopoplíteo encontra-se em tensão, ocasionada em virtude de os joelhos estarem em extensão, dificultando o movimento na articulação do quadril. Na continuidade da flexão, os eretores encontram-se em ação excêntrica, freando o movimento ocasionado pela força gravitacional. Posteriormente, os músculos tendem a relaxar, sendo o tronco sustentado pelas estruturas ligamentares.

Nesse sentido, Floyd & Silver (1951) observaram que, durante a flexão do tronco a partir da posição ortostática, ocorre um aumento na atividade dos eretores da espinha, sendo que há uma diminuição da mesma quando da continuidade da flexão do tronco, que é explicada pelo autor como consequência da participação dos flexores do quadril no movimento. Resultados semelhantes foram verificados por Battye & Joseph (1966), citados por Basmajian & De Luca (1985).

Na mesma linha de raciocínio, Floyd & Silver (1955); Kippers & Parker (1984) destacam que, com a continuidade do movimento de flexão, há diminuição dos potenciais de ação, sugerindo que outras estruturas suportem o peso do tronco. Também

MacConail & Basmajian (1969) demonstraram resultados semelhantes, nos quais o músculo se mostrou inativo durante movimentos realizados na posição ereta, sugerindo que as cargas sejam suportadas por outras estruturas.

Allen (1948) observou que o músculo eretor da espinha é ativo durante a flexão da coluna vertebral, tendo como função principal controlar a flexão do tronco. Para Sward, Svensson & Zetterberg (1990) o menor potencial de ação dos eretores é encontrado durante a flexão do tronco, quando comparada à extensão e inclinação lateral. Bankoff et al. (1996) constataram que a maior atividade eletromiográfica é observada quando a coluna vertebral é flexionada até 45 graus. Em nosso trabalho também pudemos constatar que o músculo iliocostal lombar participou do movimento de flexão do tronco, sendo os potenciais de ação de maior amplitude verificados no início do movimento; porém o local identificado como ICL₂ apresentou potenciais de ação maiores que os encontrados no local ICL₁.

A atividade eletromiográfica dos eretores da espinha, durante o movimento de flexão do tronco, é demonstrada em vários trabalhos: durante a caminhada, Walters & Morris, 1972, citados por Basmajian (1976) observaram que os potenciais de ação são constantes; Asmussen (1960); Jonsson (1974); Callaghan & Magill (1995) descreveram a participação dos músculos durante o movimento de flexão do tronco na

posição ereta. Andersson & Örtengren (1974) demonstraram que pequena atividade mioelétrica foi observada na posição ereta, sem movimento.

Quando comparamos os resultados encontrados na análise de ICL₁ e ICL₂, verificamos o RMS de 31,18 (\pm 5,73) em ICL₁ (canal 1) e 58,10 (\pm 14,81) em ICL₂ (canal 2), o que demonstra que o músculo apresenta potencial de ação de amplitude diferente em ambos os locais.

Quanto ao movimento de extensão do tronco, realizado na posição ortostática, podemos verificar por intermédio dos dados expressos na tabela 7 e dos registros nas figuras 9 e 10, a participação do músculo iliocostal lombar, o qual apresentou potenciais de ação, durante o movimento, no grupo de indivíduos estudados, sendo menor no início do movimento; observou-se também maior amplitude em ICL₂ quando comparado a ICL₁.

O movimento de extensão do tronco é iniciado na articulação do quadril, justificando-se os potenciais de ação de maior amplitude no final do movimento de extensão, partindo do movimento de flexão, ou seja, quando o tronco se encontra na posição ereta. Resultados semelhantes encontramos no trabalho de Floyd & Silver (1955), os quais demonstraram que a extensão inicial do tronco, partindo da posição de flexão total, não requer atividade dos eretores da coluna. Contudo, Jonsson (1970) encontrou potenciais de ação intensos durante o movimento de extensão do tronco. Andersson,

Örtengren & Herberts (1977) concluíram que os sinais mioelétricos aumentavam de acordo com a progressão da extensão do tronco, partindo-se da posição de flexão.

Vários autores abordam a participação dos eretores da espinha durante o movimento de extensão do tronco, na posição ortostática. Andersson, Örtengren & Herberts (1977) relataram potenciais de ação intensos no movimento de extensão do tronco, quando o mesmo está em 30 graus de flexão; Kippers & Parker (1984) encontraram potenciais de ação nulo quando da extensão do tronco em 60 graus de flexão; Bankoff et al. (1996) verificaram potenciais de ação maiores quando do movimento de extensão do tronco, após o tronco estar fletido em 45 graus. Neste trabalho, o músculo iliocostal lombar participou do movimento de extensão do tronco realizado na posição ortostática, sendo os potenciais de ação de menor amplitude verificados no início do movimento, os quais aumentaram de amplitude na continuidade do movimento de extensão do tronco. Entretanto, o local identificado como ICL₂ apresentou potenciais de ação de amplitude maior que os encontrados no local ICL₁.

Quando comparamos ICL₁ e ICL₂, verificamos o RMS de 32,46 (\pm 9,17) em ICL₁ (canal 1) e 55,31 (\pm 16,70) em ICL₂ (canal 2), demonstrando que o músculo iliocostal lombar apresentou potencial de ação de amplitude diferente em locais distintos do músculo, durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição ortostática.

MOVIMENTO DE ROTAÇÃO HOMO E HETEROLATERAL DO TRONCO POSIÇÃO ORTOSTÁTICA

Com base nos dados expressos na tabela 7 e nos registros nas figuras 11 e 12, podemos verificar que, no movimento de rotação homolateral; e figuras 13 e 14 referente à rotação heterolateral do tronco, o músculo iliocostal lombar apresentou potenciais de ação, no grupo de indivíduos estudados. Contudo, o músculo iliocostal lombar, por ser motor primário na inclinação lateral e rotação para o mesmo lado, apresentou potenciais de ação maiores durante o movimento de rotação homolateral quando este é comparado à rotação heterolateral. Neste trabalho, os potenciais de ação observados em ICL_2 foram maiores dos que os de ICL_1 , durante a rotação homolateral. Na rotação heterolateral, ao observarmos os gráficos verificamos que os registros dos potenciais de ação são menores.

Örtengren & Andersson (1977) observam que, durante os movimentos de rotação do tronco, a musculatura dorsal apresenta potencial de ação em ambos os lados do tronco. Achados semelhantes são fornecidos por Portnoy & Morin (1956); Carlsöö (1961). Porém, Morris, Benner & Lucas (1962) notaram que os eretores são ativos durante o movimento de rotação homolateral, ao passo que nos movimentos de rotação heterolateral há trabalho mais acentuado dos músculos rotadores e multifido. Os autores

constatam ainda que os eretores atuam mais na estabilização do tronco do que na inicialização dos movimentos de rotação.

Bankoff et al. (1996) encontraram potenciais de ação variando entre moderado e forte, durante o movimento de rotação homolateral do tronco, e potenciais de ação entre mínimo e forte para o movimento de rotação heterolateral do tronco, ambos realizados na posição ortostática.

Ao analisarmos o músculo iliocostal lombar, durante o movimento de rotação, verificamos potenciais de ação durante a rotação homolateral, porém os mesmos foram maiores dos que os verificados na rotação heterolateral. Contudo, em ICL₂ observamos potenciais de ação de amplitude maior que em ICL₁.

Para Kumar, Narayan & Zedka (1996) os eretores da espinha (homolateral), oblíquo externo (heterolateral) e dorsal longo são ativados antes de outros músculos durante os movimentos de rotação. Para Andersson, Chaffin & Pope (1984), na flexão lateral, rotação e combinação dos movimentos, há contração de músculos apropriados, onde níveis altos de atividade acontecem no lado oposto ao movimento, ao passo que as atividades no lado do movimento são pequenas. Esta assimetria nas atividades musculares pode induzir à concentração de tensão desigual na estrutura da coluna vertebral. Portanto, manter baixa tensão muscular, buscando uma postura simétrica, é um fator a ser observado.

Quando comparamos ICL₁ e ICL₂, verificamos o RMS de 30,05 (\pm 10,60) em ICL₁ (canal 1) e 53,29 (\pm 19,70) em ICL₂ (canal 2), durante o movimento de rotação homolateral e RMS de 24,76 (\pm 5,99) em ICL₁ (canal 1) e 44,79 (\pm 15,26) ICL₂ (canal 2), no movimento de rotação heterolateral, demonstrando que o músculo iliocostal lombar apresenta potencial de ação distinto em locais diferentes do músculo, em ambos os movimentos de rotação, realizados na posição ortostática, sendo os mesmos maiores na rotação homolateral.

MOVIMENTO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO TRONCO

POSIÇÃO SENTADA - CADEIRA E SOLO

Com base nos dados expressos na tabela 8 e nos registros das figuras 15 e 16, podemos verificar que no exercício de flexão do tronco, realizado na posição sentada, em cadeira, o músculo iliocostal lombar apresentou potenciais de ação, no grupo de indivíduos estudados. Os potenciais de ação ocorreram durante todo o movimento, porém foram maiores no início. Quando realizados movimentos na posição sentada, em cadeira, as articulações do joelho e quadril encontram-se em flexão. Esta posição articular proporciona a diminuição na tensão dos músculos posteriores da coxa (grupo isquiopoplíteo), sendo que os músculos extensores da coluna encontram-se em tensão excêntrica.

No movimento de flexão do tronco, realizado na posição sentada, no solo, o músculo também apresentou potenciais de ação, no grupo de indivíduos estudados, conforme verificado nos dados expressos na tabela 9 e nos registros das figuras 23 e 24, também sendo maiores no início do movimento.

Quando comparamos os valores de RMS e os registros gráficos, nos movimentos de flexão do tronco realizados na posição sentada, em cadeira e no solo, observamos potenciais de ação de amplitude maior no movimento realizado na posição sentada, no solo.

Durante a realização de movimentos na posição sentada, no solo, inicialmente as articulações dos joelhos encontram-se em extensão e a do quadril em flexão. Nesta posição, a pelve tende a ser inclinada pela tensão exercida pelo grupo isquiopoplíteo. Esta tendência a inclinar a pelve necessita ser anulada pelos flexores do quadril e também da musculatura abdominal. Desta forma, a coluna vertebral no segmento torácico tende a ser flexionada. Os extensores da coluna encontram-se em tensão excêntrica para se opor ao movimento de flexão da coluna torácica. Assim, podemos explicar o maior trabalho muscular verificado no músculo iliocostal lombar quando comparamos o movimento realizado na posição sentada, no solo, com o realizado em cadeira.

Floyd & Silver (1955) notaram que na posição sentada, em cadeira sem encosto, os potenciais de ação encontrados são superiores aos da posição ortostática e,

quando o tronco é flexionado completamente, há uma diminuição dos potenciais de ação, chegando a ser nulo. Contudo, Örtengren & Andersson (1977) constataram que, enquanto a atividade eletromiográfica da musculatura da região lombar é semelhante tanto na posição em pé quanto na sentada, na região torácica esta atividade é maior quando na posição sentada.

Como pode ser verificado nos dados expressos na tabela 6, a população-alvo do presente trabalho exerce atividade profissional há vários anos. A função de motorista exige que o trabalho seja executado predominantemente na posição sentada. Desta forma, torna-se necessário ressaltar que o grupo eretor da espinha - por estar em constante tensão ao se opor à força da gravidade para manter o tronco na posição vertical, bem como pelo trabalho constante realizado na posição sentada - com frequência encontra-se contraído e encurtado. Ahonen et al. (s/d) enfocando o trabalho muscular, observam que quando um músculo trabalha muito tempo num estado de encurtamento ele tende a ficar debilitado, podendo perder sua condição de estiramento e, desta forma, não obter o máximo de rendimento. De acordo com Plowman (1992), manter-se sentado por longos períodos também debilita o grupo de músculos eretores da espinha.

Ao analisarmos a posição de trabalho do grupo de indivíduos que participaram deste estudo, podemos abordar também a pressão intradiscal. A pressão sobre os discos intervertebrais varia de acordo com a postura do corpo e das cargas externas,

bem como do peso corporal e da força gerada pela contração muscular. A pressão é menor na coluna lombar quando se está em decúbito dorsal com os joelhos flexionados, pois nesta posição o músculo iliopsoas não atua como hiperextensor da coluna lombar. Na posição sentada, a pressão é maior sobre os discos intervertebrais quando comparada à encontrada na posição ortostática. Desta forma, também pode ser explicado o trabalho muscular dos extensores do tronco nesta posição, no qual Carlsöö (1963, citado por Andersson, Chaffin & Pope (1984) observa que, se o encosto da cadeira for satisfatório e os braços estiverem apoiados, os músculos sacrospinhais apresentam atividade mioelétrica baixa.

Se o local de sentar for adequado, com inclinação no encosto de 120 graus e assento com profundidade de 5 cm, menores cargas são produzidas na região lombar da coluna vertebral e, conseqüentemente, a pressão intradiscal e a atividade dos músculos do tronco são minimizadas, conforme relatado por Andersson, Murphy & Örtengren (1979); Jensen (1980). Knutsson, Lindh & Telhag (1966), citados por Andersson & Örtengren (1974) notaram que a mais baixa atividade eletromiográfica ocorre com o encosto da cadeira inclinado em 110 graus.

Quanto a estudos realizados na posição sentada, para Floyd & Silver (1955), os potenciais de ação verificados nesta posição são maiores dos que os encontrados na ortostática. Rosemeyer (1971), citado por Andersson & Örtengren (1974) re-

lata a menor atividade eletromiográfica na posição sentada, sendo aumentada quando o encosto de cadeira é inclinado. Para Akerblom (1948), citado por Andersson & Örtengren (1974), é possível relaxar os músculos sacroespinhais completamente, desde que se utilize uma postura sentada, com apoio lombar, com apoio localizado na parte posterior e com a região lombar inclinada.

Neste trabalho, ao analisarmos o músculo iliocostal lombar, no movimento de flexão do tronco realizado na posição sentada, verificamos que os potenciais de ação ocorreram durante todo o movimento, sendo de maior amplitude no início do movimento. Os potenciais de ação registrados também foram de maior amplitude em ICL₂ quando comparados aos observados em ICL₁.

Lundervold (1951), citado por Andersson & Örtengren (1974), relata o aumento ocorrido na atividade mioelétrica, quando sentado em cadeira muito baixa ou muito alta, quando a rampa do assento é muito grande, quando os joelhos são cruzados e ao sentar em posição ereta forçada. Andersson et al. (1974 b) encontraram maior atividade mioelétrica na região torácica, quando comparada com a verificada nas regiões cervical e lombar. Bankoff et al. (1996) encontraram indivíduos com potencial de ação nulo, durante o movimento de flexão da coluna na posição sentada no solo com joelhos estendidos, bem como potenciais de ação variando entre mínimo e moderado,

segundo escala proposta por Basmajian (1976). Os potenciais de ação registrados foram encontrados até 45 graus de flexão da coluna.

Neste trabalho, ao compararmos os locais identificados como ICL₁ e ICL₂, verificamos o RMS de 22,42 (\pm 2,89) em ICL₁ (canal 1) e 43,39 (\pm 5,68) em ICL₂ (canal 2), o que demonstra que o músculo iliocostal lombar apresenta potencial de ação distinto em locais diferentes do músculo, durante o movimento de flexão do tronco, realizado na posição sentada, em cadeira. Ao observamos o mesmo movimento, na posição sentada, no solo, encontramos o RMS de 22,83 (\pm 3,00), canal 1 (ICL₁), e 50,99 (\pm 11,19), canal 2 (ICL₂), demonstrando também que o músculo apresenta potencial de ação distinto em locais distintos, sendo que os potenciais de ação maiores foram verificados em ICL₂ e no movimento realizado no solo.

Quanto ao movimento de extensão do tronco, realizado na posição sentada, em cadeira, podemos verificar com base nos dados expressos na tabela 8 e nos registros das figuras 17 e 18, a participação do músculo iliocostal lombar, o qual apresentou potenciais de ação, no grupo de indivíduos estudados. Por intermédio dos dados expressos na tabela 9 e dos registros das figuras 25 e 26, podemos verificar que, nos exercícios de extensão do tronco, realizados na posição sentada, no solo, o músculo iliocostal lombar também apresentou potenciais de ação de pequena amplitude. Os potenciais de ação maiores foram observados durante o movimento realizado no solo em

relação ao realizado na cadeira, tendo o local identificado por ICL₂ apresentado potencial de ação maior que o ICL₁.

Portnoy & Morin (1956) notaram um completo silêncio elétrico nos músculos da região lombar quando os cotovelos são apoiados na coxa, durante a posição sentada. Schoberth (1962), citado por Andersson & Örtengren (1974), estudando os músculos lombares, afirma que os potenciais de ação mais altos são registrados quando o tronco encontra-se muito reto, e que a mais baixa atividade é registrada com o tronco em flexão completa. Na região cervical a atividade mioelétrica é mais alta que na região lombar.

Segundo Carlsöö (1963), citado por Andersson, Chaffin & Pope (1984), a atividade mioelétrica é baixa nos músculos sacroespinhais, na posição sentada, quando há apoio das mãos nos joelhos, dos braços em uma escrivaninha, ou, ainda, se um encosto satisfatório para as costas é utilizado. Resultados semelhantes foram encontrados por Floyd & Ward (1969) citados por Andersson & Örtengren (1974). Nessa linha de raciocínio Knutsson, Lindh & Telhag (1966) citados por Andersson & Örtengren (1974), ao estudarem a posição do encosto da cadeira inclinado 90, 100 e 110 graus, afirmaram que a mais baixa atividade eletromiográfica foi registrada com o encosto em 110 graus.

De acordo com Masseli, Camargo & Berzin (1994), o músculo iliocostal lombar atua nos movimentos de flexão e extensão dos joelhos em mesa romana plana e inclinada, apresentando o mesmo potencial de ação, porém os potenciais aumentam quando uma carga é acrescentada. Contudo, foi verificada pouca diferença nos potenciais de ação em relação ao ângulo de flexão e extensão dos joelhos.

Durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição sentada, em cadeira e no solo, o músculo iliocostal lombar teve registrados potenciais de ação, sendo os mesmos maiores em ICL₂, independentemente do local de realização do movimento. Porém, estes potenciais foram de maior amplitude quando o movimento foi realizado no solo. Os potenciais foram mais intensos na fase final do movimento, o que pode ser explicado pelo fato de o movimento de extensão ter seu início na articulação do quadril.

Relatos entre pesquisadores demonstram que, ao sentar, a atividade elétrica muscular diminui quando os braços são apoiados (Carlsöö, 1963) citado por Andersson, Chaffin & Pope (1984) e o assento de cadeira é utilizado (Akerblom, 1948, citado por Andersson & Örtengren, 1974). Andersson et al. (1974 a) notaram que a atividade mioelétrica não diminui somente na região lombar, mas também na torácica e cervical, quando há inclinação no encosto da cadeira. Yamaguchi, Umezawa & Ishinada (1972) citados por Andersson, Chaffin & Pope (1984), também demonstraram que há menor

atividade muscular quando o ângulo de inclinação do encosto da cadeira é aumentado. Bankoff et al. (1996) relatam ter encontrado potenciais de ação variando entre nulo a moderado, durante o movimento de extensão do tronco na posição sentada, no solo.

Quando comparado ICL₁ a ICL₂, verificamos o RMS de 22,47 (\pm 1,95) em ICL₁ (canal 1) e 41,28 (\pm 6,20) ICL₂ (canal 2), demonstrando potencial de ação distinto no mesmo músculo, durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição sentada, em cadeira. Para o mesmo movimento, realizado na posição sentada, no solo, verificamos o RMS de 22,39 (\pm 3,22) em ICL₁ (canal 1) e 46,44 (\pm 8,19) em ICL₂ (canal 2), o que demonstra que o músculo também apresenta diferença de potencial de ação neste movimento, sendo maior no local identificado como ICL₂.

MOVIMENTO DE ROTAÇÃO HOMO E HETEROLATERAL DO TRONCO POSIÇÃO SENTADA - CADEIRA

Com base nos dados expressos na tabela 8 e nos registros das figuras 19 a 22, podemos verificar que, nos exercícios de rotação homo e heterolateral do tronco, o músculo iliocostal lombar apresentou potenciais de ação, no grupo de indivíduos estudados, sendo que os potenciais de ação ocorreram durante todo o movimento, independentemente do lado em que a rotação do tronco foi realizada. Porém, podemos observar maior frequência durante a rotação homolateral.

Bankoff et al. (1996) encontraram potenciais de ação entre mínimo e moderado durante o movimento de rotação homolateral do tronco realizado na posição sentada, realizado no solo com os joelhos estendidos. Na rotação heterolateral, os potenciais de ação registrados foram entre nulo e moderado, havendo predomínio do potencial de ação nulo.

Quando comparamos ICL₁ a ICL₂, durante o movimento de rotação homolateral do tronco, verificamos o RMS de 24,10 (\pm 3,97) em ICL₁ (canal 1) e 47,94 (\pm 5,80) em ICL₂ (canal 2). No movimento de rotação heterolateral o RMS foi de 22,59 (\pm 1,95) em ICL₁ (canal 1) e 43,15 (\pm 5,71) em ICL₂ (canal 2), demonstrando haver potencial de ação diferente no músculo, independentemente do lado em que a rotação do tronco foi realizada, sendo que os maiores potenciais de ação encontram-se em ICL₂.

Para o movimento de rotação homolateral os potenciais de ação, expressos em RMS, foram maiores que os encontrados na rotação heterolateral, o que demonstra a participação do músculo como agonista do movimento. Bankoff et al. (1996) relatam também os potenciais de ação verificados durante o movimento de rotação homolateral.

MOVIMENTO DE FLEXÃO DO TRONCO

POSIÇÕES: ORTOSTÁTICA, SENTADA EM CADEIRA E NO SOLO

Podemos observar na da figura 27 que o músculo iliocostal lombar, durante o movimento de flexão do tronco, apresentou RMS maior quando realizado na posição ortostática ($58,10 \pm 14,81$), no local identificado como ICL₂, tendo RMS de $50,99 (\pm 11,19)$ na posição sentada, no solo, e $43,39 (\pm 5,68)$ na posição sentada, em cadeira. Os valores encontrados indicam que o maior trabalho muscular é exercido no local identificado como ICL₂ na posição ortostática, seguido pela posição sentada, no solo e em cadeira.

Quanto ao local identificado como ICL₁, o músculo iliocostal lombar também mostrou participação mais efetiva na mesma seqüência de movimentos, ou seja, na posição ortostática RMS de $31,18 (\pm 5,73)$, RMS de $22,83 (\pm 3,60)$ na posição sentada, no solo, e RMS de $22,42 (\pm 2,89)$ na posição sentada, em cadeira, conforme pode ser observado na figura 27.

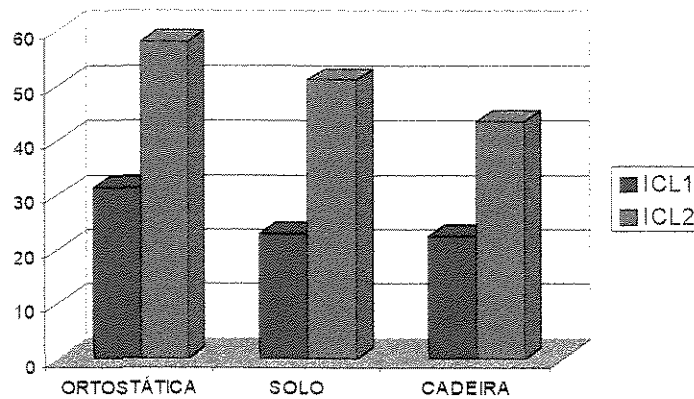


Figura 27 - Valores em RMS, relativo ao músculo iliocostal lombar, nos locais identificados como ICL₁ e ICL₂, durante o movimento de flexão do tronco, realizado nas posições ortostática e sentada, em cadeira e no solo.

MOVIMENTO DE EXTENSÃO DO TRONCO

POSIÇÕES: ORTOSTÁTICA, SENTADA EM CADEIRA E NO SOLO

Podemos observar na figura 28 que o músculo iliocostal lombar, durante o movimento de extensão do tronco, apresentou RMS maior quando realizado na posição ortostática ($55,31 \pm 16,70$) no local identificado como ICL₂, tendo RMS de $46,44 (\pm 8,19)$ na posição sentada, no solo e $41,28 (\pm 6,2)$ na posição sentada, em cadeira. Os valores verificados indicam que o maior trabalho muscular é exercido no local identificado como ICL₂ na posição ortostática, seguido pela posição sentada, no solo, e sentada em cadeira.

Quanto ao local identificado como ICL₁, o músculo iliocostal lombar também mostrou participação mais efetiva na posição ortostática, tendo RMS de

32,46 ($\pm 9,17$), RMS de 22,47 ($\pm 1,95$) na posição sentada, em cadeira, e RMS de 22,39 ($\pm 3,22$) na posição sentada, no solo, conforme pode ser observado na figura 28.

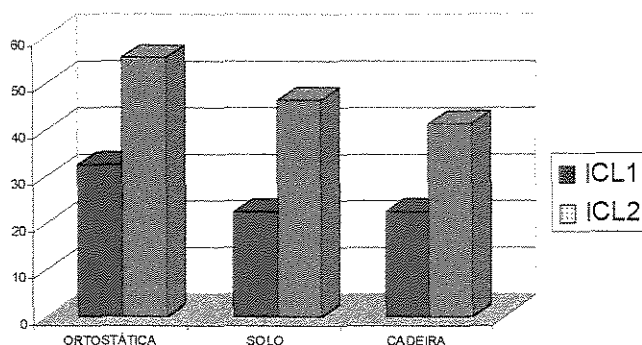


Figura 28 - Valores em RMS, relativo ao músculo iliocostal lombar, nos locais identificados como ICL₁ e ICL₂, durante o movimento de extensão do tronco, realizado nas posições ortostática e sentada, em cadeira e no solo.

MOVIMENTO DE ROTAÇÃO HOMOLATERAL DO TRONCO

POSIÇÕES: ORTOSTÁTICA E SENTADA EM CADEIRA

Podemos observar na figura 29 que o músculo iliocostal lombar, durante o movimento de rotação homolateral do tronco, apresentou RMS maior quando realizado na posição ortostática ($53,29 \pm 19,70$) no local identificado como ICL₂, tendo RMS de 47,94 ($\pm 5,80$) na posição sentada, em cadeira. Os valores descritos

indicam que o maior trabalho muscular é exercido pelo local identificado como ICL₂ na posição ortostática, seguido pela posição sentada, em cadeira.

Quanto ao local identificado como ICL₁, o músculo iliocostal lombar também mostrou participação mais efetiva na posição ortostática, tendo RMS de 30,05 (\pm 10,60) e RMS de 24,10 (\pm 3,97) na posição sentada, em cadeira, conforme pode ser observado na figura 29.

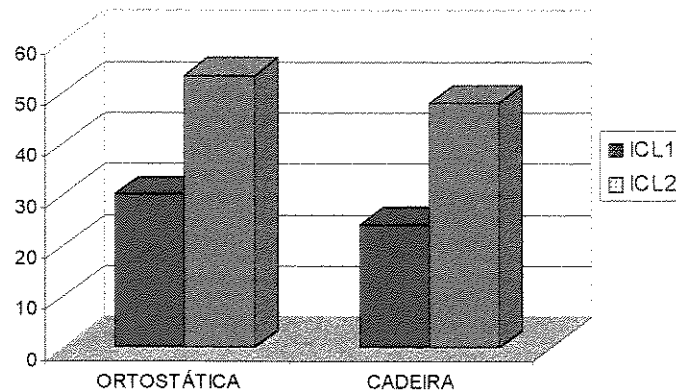


Figura 29 - Valores em RMS, relativo ao músculo iliocostal lombar, nos locais identificados como ICL₁ e ICL₂, durante o movimento de rotação homolateral do tronco, realizado nas posições ortostática e sentada, em cadeira.

MOVIMENTO DE ROTAÇÃO HETEROLATERAL DO TRONCO

POSICÕES: ORTOSTÁTICA E SENTADA EM CADEIRA

Podemos observar com base nos dados da figura 30 que o músculo iliocostal lombar, durante o movimento de rotação heterolateral do tronco, apresentou

RMS maior quando realizado na posição ortostática ($44,79 \pm 15,26$) no local identificado como ICL₂, tendo RMS de $43,15 (\pm 5,71)$ na posição sentada, em cadeira. Os valores indicam que o maior trabalho muscular é exercido no local identificado como ICL₂ na posição ortostática, seguido pela posição sentada em cadeira.

Quanto ao local identificado como ICL₁, o músculo iliocostal lombar também mostrou participação mais efetiva na posição ortostática, tendo RMS de $24,76 (\pm 5,99)$ e RMS de $22,59 (\pm 1,95)$ na posição sentada, em cadeira, conforme pode ser observado na figura 30.

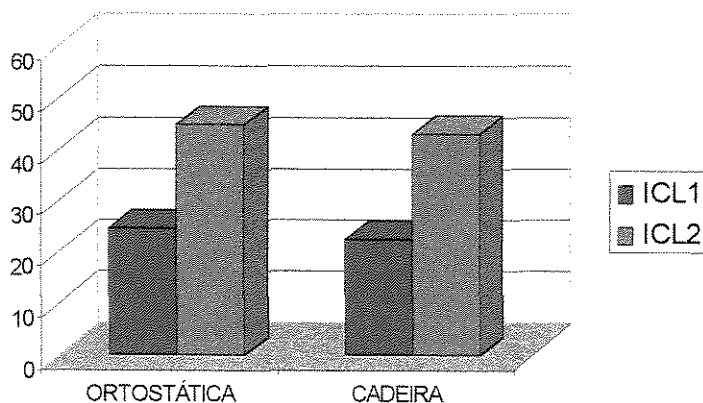


Figura 30 - Valores em RMS, relativo ao músculo iliocostal lombar, nos locais identificados como ICL₁ e ICL₂, durante o movimento de rotação heterolateral tronco, realizado nas posições ortostática e sentada, em cadeira.

5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Utilizando os dados expressos em RMS, pretendemos colaborar com novas pesquisas e conhecimentos, objetivando uma melhor compreensão dos resultados. Os dados obtidos dos estudos eletromiográficos e a abordagem da pressão intradiscal, objetos deste trabalho, permitem sugerir, aos profissionais que atuam com o movimento humano, alguns cuidados a serem observados na prática do movimento.

Os movimentos de flexão e extensão do tronco produzem forças de tração e compressão sobre os discos intervertebrais e os movimentos de rotação produzem forças de atrito. Ao associar o movimento de rotação à flexão, as cargas sobre os discos aumentam de forma considerável. A flexão do tronco, na posição ortostática, também aumenta estas pressões. Desta forma, entendemos que estes movimentos devam ser realizados com os joelhos flexionados, minimizando as cargas impostas ao segmento lombar da coluna vertebral.

Quanto aos movimentos realizados na posição sentada, também devem, os mesmos, ser realizados com os joelhos flexionados, pois, como na posição ortostática, estando os joelhos estendidos há tensão sobre os músculos posteriores da coxa (grupo isquiopoplíteo), o que vem a dificultar a realização do movimento na articulação do quadril.

Com relação ao movimento de extensão, devemos ter precaução, pois, ao se levantar uma carga do solo, estando com os joelhos estendidos, dependendo da carga e da velocidade do movimento, os discos podem ser lesionados.

Portanto, os exercícios que incluem movimentos de flexão do tronco, tendo como objetivo o alongamento dos músculos posteriores da coxa, devem ser evitados, pois, como relatado anteriormente, sobrecarregam a coluna vertebral. Por outro lado, os mesmos movimentos, visando o alongamento dos extensores da coluna vertebral, não necessitam de ser realizados com a flexão total do tronco, pois os potenciais de ação demonstram, que o trabalho muscular é menor de acordo com a progressão da flexão.

Quanto àqueles que executam atividades ou ficam muito tempo na posição sentada, um trabalho de alongamento dos músculos extensores do tronco deve ser realizado, visando diminuir o estado de tensão encontrado na musculatura. Ressalta-se, porém, que nos exercícios que incluam o movimento de flexão do tronco, sejam os mesmos realizados de forma correta, ou seja, com os joelhos em flexão e o tronco flexionado até 45 graus.

6. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos através da análise eletromiográfica, dos potenciais de ação do músculo iliocostal lombar, em indivíduos do sexo masculino, os quais exercem sua atividade profissional como motorista e dentro das condições experimentais do presente trabalho, podemos concluir:

- a)- O músculo iliocostal lombar apresentou potenciais de ação em todos os movimentos realizados, sendo maiores no local identificado como ICL₂ em relação a ICL₁;
- b)- Nos movimentos de flexão do tronco os potenciais ocorreram durante todo o movimento, sendo maiores no início do movimento; na extensão do tronco os potenciais de ação foram maiores na fase final do movimento;
- c)- Os potenciais de ação foram de maior amplitude nos movimentos de rotação homolateral em relação à rotação heterolateral;
- d)- O músculo iliocostal lombar apresentou potenciais de ação de amplitude maior (RMS) durante o movimento de flexão do tronco realizado na posição ortostática, seguido pela posição sentada, no solo, e sentada em cadeira, em ambos os locais analisados;
- e)- O músculo iliocostal lombar apresentou potenciais de ação de amplitude maior (RMS) durante o movimento de extensão do tronco realizado na posição ortos-

tática, seguido pela posição sentada, no solo, e sentada em cadeira, no local identificado como ICL₂; em ICL₁ os potenciais de ação maiores foram verificados na posição ortostática, seguido pela posição sentada, em cadeira, e sentada no solo, no local identificado como ICL₁;

- f)- O músculo iliocostal lombar apresentou potenciais de ação de amplitude maior (RMS) durante os movimentos de rotação homolateral e heterolateral do tronco realizado na posição ortostática, seguido pela posição sentada, em cadeira, em ambos os locais analisados.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of fatigue on the lumbar intervertebral disc. **Journal Bone and Joint Surgery**, n. 65B, v. 2, p. 199, 1983.
- ; -----. Gradual disc prolapse. **Spine**, n. 10, v. 6, p. 524, 1985.
- AHONEN, J.; LAHTINEN, T.; SANDSTRÖM, M.; POGLIANI, G.; WIRHED, R.
Kinesiología y anatomia aplicada a la actividade fisica. Barcelona: Paidotribo, s/d. p. 183-90, 230-36, 251-53.
- ALLEN, C. E. L. Muscle action potentials used in the study of dynamic anatomy. **Br. J. Phys. Med.** v. 11, p. 66-73, 1948.
- ANDERSON, M. K.; HALL, S. J. **Sports injury management.** Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. p. 535-47.
- ANDERSSON, G. B. J. Loads on the lumbar spine: in vivo measurements and biomechanical analysis. International Series on Biomechanics - **Biomechanics IX-B**, p. 32-7, 1985.
- ; CHAFFIN, D.B.; POPE, M. H. Occupational biomechanics of the lumbar spine. **Occupational low back pain**, 1984, p. 38-67.
- ; MURPHY, R.; ÖRTENGREN, R. The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. **Spine**, n. 4, pag. 52, 1979.

- ; ÖRTENGREN, R.; Myoelectric back muscle activity during sitting. **Scandinavian Journal Rehabilitation**, Suppl. 3, p. 73-90, 1974.
- ; -----; HERBERTS, P. Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. **Othopedic Clinics of North America**, v. 8, n. 1, p. 85-95, 1977.
- ; -----; NACHEMSON, A. Quantitative studies of back load in lifting. **Spine**, v. 1, n. 3, p. 178-85, 1976.
- ; -----; -----. Intradiscal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 129, p. 156-64, 1977.
- ; -----; -----; ELFSTRÖM, G. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting: studies on an experimental chair. **Scandinavian Journal Rehabilitation**, n. 6, p. 104-14, 1974 (a).
- ; -----; -----; -----. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting: studies on an car drives seat. **Scandinavian Journal Rehabilitation**, n. 6, p. 128-33, 1974 (b).
- ; -----; -----; SCHULTZ, A. B. Biomechanical analysis of loads on the lumbar spine in sitting and standing postures. **International Series on Biomechanics**, v. 4A - **Biomechanics VIII A**, p. 543-52, 1983.

- ASMUSSEN, E. The weight-carrying function of the human spine. **Acta Orthop. Scand.**, v. 29, p. 276-90, 1960.
- ; KLAUSEN, K. Form and function of the erect human spine. **Clinical Orthopaedic**, n. 25, p. 55-61, 1962.
- BANKOFF, A. D. P.; MORAES, A. C.; LOPES, M. B. S.; SALVE, M. G. C.; FERRAREZI, M. P. S. **Electromyographic study of iliocostalis lumborum, longissimus dorsi and spinalis thoracis muscles in various positions and movement.** Anais. The 1996 international pre-Olympic scientific congress. Dallas, Texas, USA, 1996.
- BASMAJIAN, J. V. **Electrofisiologia de la acción muscular.** Buenos Aires: Panamericana, 1976.
- ; DE LUCA, C. J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography.** 5ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. p. 260-2, 384.
- BERNICK, S.; WALKER, J. M.; PAULEW, J. Age changes to the annulus fibrosus in human intervertebral discs. **Spine**, v.16, n.5, p. 520-24, 1991.
- BOBET, J.; NORMAN, R. W. Effect of load placement on back muscle activity in load carriage. **European J. Appl. Physiol.**, n. 53, p. 71-5, 1984.
- BROBERG, K. B. On the mechanical behavior of intervertebral discs. **Spine**, v. 8, p. 151-65, 1983.

- CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento: introdução à análise das técnicas corporais.** Vol. I. São Paulo: Manole, 1992, p. 32-80.
- ; LAMOTTE, A. **Anatomia para o movimento: bases de exercícios.** Vol. II, São Paulo: Manole, 1992, p. 21-73.
- CALLAGHAN, J.P.; MAGILL, S.M. Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. **Spine**, v. 20, n. 9, p. 992-98, 1995.
- CAPPOZZO, A. Compressive loads in the lumbar vertebral column during normal level walking. **Journal of Orthopaedic Research**, n. 1, p. 292-95, 1984.
- CARLSÖÖ, S. The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. **Ergonomics**, v. 4, p. 193-210, 1961.
- . Influence of frontal and dorsal loads on muscle activity and on the weight distribution in the feet. **Acta Orthop. Scand.**, n. 34, p. 299-308, 1964.
- COOPER, R. G.; STOKES, M. J. Load-induced inflexion of the surface electromyographic signal during isometric fatiguing activity of normal human paraspinal muscle. **Electromyography Clinical Neurophysiology**, n. 34, p. 177-84, 1994.
- EKLUND, J. A. ; CORLETT, E. N.; JOHNSON, F. A method for measuring the load imposed on the back of a sitting person. **Ergonomics**, n. 26, p. 1063-76, 1983.

- FARFAN, H. F. The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: the role of torsion in the productions of disc degeneration. **Journal Bone and Joint Surgery**, n. 52A, v. 3, p. 468, 1970.
- , Muscular mechanisms of the lumbar spine and the position of power and efficiency related two posture and loading. **Clinical Orthopaedics**, v. 25, p. 55-63, 1977.
- FLOYD, W. F.; SILVER, P. H. S. Functions off eretores spinae in flexion of the trunk. **Lancet**, v. 20, p. 133-38, 1951.
- ; -----, The functions of the eretores spinae muscles in certain movements and postures in man. **Journal Physiology**, v. 129, p. 184-203, 1955.
- FOUNTAIN, F.P.; MINEAR, W.L.; ALLISON, R. D. Function of longus colli and longissimus cervicis muscles in man. **Archs. Phys. Med.** n. 47, p. 665, 1966.
- GONÇALVES, M.; CERQUEIRA, E. P. **Levantamento manual de carga em diferentes níveis de altura, com e sem o uso de cinto: estudo eletromiográfico.** Tese de doutorado. Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo. 1996.
- GRACOVETSKY, S. **The spinal engine.** New York: Springer-Verlag, 1988, p. 178-87.

- GRAY, H. **Anatomia**. 29 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977, p. 83-102, 257-62, 334, 335.
- HAKKINEN, K.; ALEN, M.; KOMI, P. V. Changes in isometric force-and relaxation-time, electromyographic and muscle fiber characteristic of human skeletal muscle during strength training and detraining. **Acta Physiologica Scandinavica**, n. 125, p. 573-85, 1985.
- ; KOMI, P. V. Electromyographic changes during strength training and detraining. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n. 15, p. 455-60, 1983.
- HALL, S. J. Effect of attempted lifting speed on forces and torque exerted on the lumbar spine. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 17, n. 4, p. 440-44, 1985
- **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993, p. 134-57.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Biomechanical basis of human movement**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. p. 287, 298-320.
- HAY, J. G.; REID, J. G. **As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano**. Rio de Janeiro: Prentice-Hall do Brasil, 1985, p. 30-42.
- JENSEN, G. Biomechanics of the lumbar intervertebral disc: a review. **Physical Therapy**, n. 60, p. 765, 1980.

- JONSSON, B. The functions of individual muscles in the lumbar of part of the spinae muscle. **Electromyography**, v. 10, p. 5-21, 1970.
- , Function of the erector spinae muscle on different working levels. **Acta Morph. Neerl. Scand.**, v. 12, p. 211-14, 1974.
- KANAYAMA, M.; ABUMI, K.; KANEDA, K.; TADANO, S.; UKAY, T. Phase lag of the intersegmental motion in flexion-extension of the lumbar and lumbosacral spine. **Spine**, v. 21, n. 12, p. 1416-22, 1996.
- KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. V.3. São Paulo: Manole Ltda, 1990, p. 28-40.
- KIPPERS, V.; PARKER, A. W. Posture related to myoelectric silence of eretores spinae during flexion. **Spine**, n. 9, v. 9, p. 740-45, 1984.
- KOMI, P. V. **Strength and power in sport**. The encyclopaedia of sports medicine. v. III. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992. p. 249-54.
- , Electromyographic changes during strength training and detraining. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n. 15, p. 455-60, 1983.
- KRAG, M. H. Internal displacement distribution from in vitro loading of human thoracic and lumbar spinal motion segment: experimental results and theoretical predictions. **Spine**, v. 12, p. 1001, 1987.

- KUMAR, S.; DAVIS, P. R. Spinal loading in static and dynamic posture: EMG and intraabdominal pressure study. **Ergonomics**, n. 26, v. 9, p. 913-22, 1983.
- ; NARAYAN, Y.; ZEDKA, M. An electromyographic study of unresisted trunk rotation with normal velocity among healthy subjects. **Spine**, v. 21, n. 13, p. 1500-12, 1996.
- LANDER, J. E.; SIMONTON, R. L.; GIACOBBE, J. K. The effectiveness of weight-belt during the squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n. 22, p. 117-26, 1990.
- LEE, C.; MINATAMI, H.; JU, K.; WAKANO, K.; ONISHI, S.; YAMASAKI, H. Fatigue evaluation of lumbar muscles during repeated dynamic trunk exercise. **Electromyographic and Clinical Neurophysiology**, n. 36, p. 237-45, 1996.
- LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. **Cinesiologia clínica: de BRUNNSTROM**. São Paulo : Manole, 1989. p. 347-401.
- LORENZ, M.; PATWARDHAN, A.; VANDERBY, R. Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments. **Spine**, v.8, n.2, p. 122-30, 1983.
- MACCONAIL, M. A.; BASMAJIAN, J. V. **Muscles and movements: a basis for human kinesiology**. Baltimore: Willians & Wilkins, 1969.

- MACHADO, A. **Neuroanatomia funcional**. 2ed. São Paulo: Atheneu, 1993, p. 35-42.
- MaCNAB, I. **Backache**. Baltimore: Willians & Wilkins, 1977, P. 127.
- MARKOLF, L. K.; MORRIS, J. M. The structural components of the intervertebral disc. **Journal Bone and Joint Surgery**, n. 56A, v. 4, p. 675, 1974.
- MARRAS, W. S.; MIRKA, G. A. Muscles activities during asymmetric trunk angular acceleration. **Journal of Orthopaedic Research**, n. 8, p. 824-32, 1990.
- MASSELLI, M. R.; CAMARGO, A. M.; BERZIN, F. Electromyographic study of the longissimus dorsi and iliocostalis lumborum muscles during knee flexion and extension on a plain and on a tilt roman table. **Electromyogr. and Clinical Neurophysiol.**, n. 34, p. 309-14, 1994.
- MILLER, J. A. A.; HADERSPECK, K. A.; SCHULTZ, A. B. Posterior elements loads in lumbar motion segments. **Spine**, v. 8, p. 331-37, 1983.
- MORITANI, T.; DeVRIES, H. A. Neural factors vs. hypertrophy in time course of muscle strength gain. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, n. 58, p. 115-30, 1979.
- MORRIS, J. M.; BENNER, G.; LUCAS, D. B. An electromyographic study of the intrinsic muscles of he back in man. **Journal Anatomic**, v. 96, p. 509-20, 1962.

- NACHEMSON, A. Lumbar intradiscal pressure. **Acta Orthop. Scand.**, Suppl. 43, 1960.
- . The load on lumbar discs in different positions of the body. **Clin. Orthop.**, 45: 107, 1966.
- . The lumbar spine: an orthopaedic challenge. **Spine**, n. 1, p. 59, 1976.
- .; ELFSTRÖN, G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar disc. **Scandinavian journal of rehabilitation Medicine**. Suppl. 1, p. 2-40, 1970.
- .; MORRIS, J. A. In vivo: measurements of intradiscal pressure: discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. **The journal of bone and joint surgery**, v. 46-A, n. 5, p. 1077-92, 1964.
- ODDSSON, L.; THORSTENSSON, A. Fast voluntary trunk flexion movements in standing: motor patterns. **Acta Physiologica Scandinavia**, n. 129, p. 93-106, 1987.
- ÖRTENGREN, R.; ANDERSSON, G. B. J. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the functional anatomy of the lumbar spine. **Spine**, v. 2, n. 1, p. 44-52, 1977.
- ; -----; NACHEMSON, A. Studies of relationships between lumbar disc pressure, intra-abdominal (intra-gastric) pressure. **Spine**, v.6, n.1, p. 98-103, 1981.

- PAULY, J. E. An electromyographic analysis of certain movements and exercises: I - some deep muscles of the back. **Acta Rec.**, v. 155, p. 223-34, 1966.
- PENJABI, M. M.; KRAG, M. H.; CHUNG, T. Q. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine. **Spine**, n. 9, p. 707, 1984.
- PEREY, O. Fracture of the vertebral endplates in the lumbar spine: An experimental biomechanical investigation. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, n. 25, p. 1-101, 1957.
- PLOWMAN, S. A. Physical activity, physical fitness, and low back pain. In: **Exercise and Sport Sciences Reviews**. New York: Williams & Wilkins, 1992, p. 221-42.
- PORTNOY, H.; MORIN, F. Electromyographic study off postural in various positions and movements. **Am. J. Physiol.**, v. 186, p. 122-26, 1956.
- PRASAD, P.; KING, A. An experimental validated dynamic models of the spine. **J, Applied Mechanics**, 41: 546-50, 1974.
- RASCH, P. J.; BURKE, R. K. **Cinesiologia e anatomia aplicada: a ciência do movimento humano**. 5ª ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1977. p. 260-91, 425-60.
- SCHIPPLEIN, O. D.; TRAFIMOW, J. H.; ANDERSSON, G. B. J.; ANDRIACCHI, T. P. Relationship between moments at the L₅/S₁ level, hip and knee joint when lifting. **J. Biomechanics**, v. 23, n. 9, p. 907-12, 1990.

- SCHULTZ, A.B.; ANDERSSON, G. B. J.; ÖRTENGREN, R.; HADERSPECK, K.; NACHEMSON, A. Loads on the lumbar spine. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.64, n.5, 1982, p. 713-20.
- SODERBERG, G. L. **Kinesiology**: application to pathological motion. Baltimore: Williams & Wilkins, 1986, p. 197-99.
- STEEN, B. The function of certain neck muscles in different position of the head with and without loading of the cervical spine. **Acta Morph. Neerl Scand.**, n. 6, p. 301, 1966.
- SWARD, L.; SVENSSON, M.; ZETTERBERG, C. Isometric muscles strength and quantitative electromyography of back muscles in wrestlers and tennis players. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 18, n. 4, p. 382-86, 1990.

ANEXO 1

CONSENTIMENTO FORMAL

PROJETO DE PESQUISA: RESPOSTA ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO ÍLIO-COSTAL LOMBAR E ABORDAGEM LITERÁRIA DA PRESSÃO INTRADISCAL DA COLUNA LOMBAR.

RESPONSÁVEL PELO PROJETO: Prof. Antonio Carlos de Moraes

ORIENTADORA: Profa. Dra. Antonia Dalla Pria Bankoff

LOCAL DO DESENVOLVIMENTO DO PROJETO: Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura - FAC. EDUCAÇÃO FÍSICA - DEPART. DE CIÊNCIAS DO ESPORTE - UNICAMP.

Eu, _____, _____ anos de idade, RG _____, residente na rua (av.) _____, voluntariamente concordo em participar do projeto de pesquisa acima mencionado, como será detalhado a seguir, sabendo que para sua realização as despesas monetárias serão responsabilidades da instituição. É de meu conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica e objetiva estudar a participação de músculos extensores da coluna vertebral, nos movimentos de flexão e extensão do tronco.

Estou ciente de que antes do início das avaliações funcionais a serem realizadas no Laboratório de Eletromiografia e Biomecânica da Postura, serei submetido a uma avaliação que constará de dados da pressão arterial, frequência cardíaca, altura e peso corporal. Estes dados objetivam identificar eventuais manifestações que contra indiquem a participação como voluntário. Estou ainda ciente de que as informações obtidas serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem minha devida autorização. Essas informações, no entanto, poderão ser utilizadas para fins de pesquisa científica, desde que minha privacidade seja resguardada.

Li e entendi as informações precedentes, bem como, eu e os responsáveis pelo projeto já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes deste, sendo que possíveis dúvidas que possam vir a ocorrer, poderão ser prontamente esclarecidas, bem como o acompanhamento dos resultados obtidos durante a coleta de dados.

Campinas, _____ de _____ de 1998

Voluntário

Antonio Carlos de Moraes

Prof^ª. Dr^ª. Antonia Dalla Pria Bankoff

Anexo 2

O valor de RMS (root-mean-square) pode ser obtido pela equação:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\int_{t_i}^{t_f} f^2(t) dt}{t_f - t_i}}$$

ou numericamente

$$\text{RMS} \cong \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n a_k^2 - \frac{(a_1^2 + a_n^2)}{2}}{n}}$$

onde:

- n número de amostras
- a_k k-ésima amostra
- \bar{a} média das amostras consideradas
- $f(t)$ função / sinal amostrado
- t_i instante inicial
- t_f instante final