

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**FÁBIA MILMAN KRUMHOLZ**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS PÓSTERO-  
MEDIAIS DO TRONCO NA TAREFA DE LEVANTAMENTO  
SIMÉTRICO DE CARGA DO SOLO**

**Porto Alegre**

**2007**

**FÁBIA MILMAN KRUMHOLZ**

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS PÓSTERO-  
MEDIAIS DO TRONCO NA TAREFA DE LEVANTAMENTO  
SIMÉTRICO DE CARGA DO SOLO**

Documento apresentado como requisito  
parcial para obtenção do grau de Mestre em  
Ciências do Movimento Humano  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Programa de Pós-Graduação em Ciências do  
Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2007

CATALOGAÇÃO NA FONTE

K94e Krumholz, Fábila Milman  
Estudo eletromiográfico dos músculos póstero-mediais do tronco na tarefa de levantamento simétrico de carga do solo. / Fábila Milman Krumholz. - Porto Alegre: Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2007.  
88 f.: il.

**Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2007.**

1. Biomecânica. 2. Coluna vertebral. 3. Eletromiografia. I. Título. II. Loss, Jefferson Fagundes, orientador.

CDU:796.012

## **AGRADECIMENTOS**

A oportunidade de realizar um trabalho que demanda tanta dedicação tendo como tema principal um assunto que sempre me instigou, a coluna vertebral, pode ser considerado um sonho realizado. Nada mais justo do que agradecer a todos aqueles que em vários momentos estiveram ao meu lado.

Aos meus pais, Luiz e Leocádia, pelo amor, carinho e incentivo.

Ao meu marido Luís pelo amor, compreensão e apoio incondicional.

À minha irmã Regina, meu cunhado, Eduardo e meus amados sobrinhos, Filipe e Júlia, que me proporcionaram vários momentos de diversão e descontração ao longo dessa jornada.

Ao meu querido "vô Wolf" que já cansou de perguntar quando irei parar de estudar.

Ao meu orientador Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss, pelos ensinamentos, amizade e, principalmente, pela confiança. Muito obrigada em ter iniciado o "grupo da coluna" !

Aos colegas do "grupo da coluna". Em especial aos bravos resistentes (ou seriam insistentes?) Marcelo La Torre e Débora Cantergi, mas sem deixar de lembrar os não menos importantes: Mônica Melo, Lucas Dutra, Maicon Pasini e Fernanda Barth.

À Prof. Dra. Cláudia Candotti por me acolher, mesmo sem me conhecer, junto ao seu grupo de pesquisa na UNISINOS onde tive os primeiros contatos com a eletromiografia e pesquisa sobre coluna.

Ao Prof. Dr. Flávio Castro por todas as dicas, principalmente me ajudando a desvendar o SPSS.

Ao Prof. Dt. Leonardo Tartaruga pelas discussões e dicas, sempre vindas em boa hora e sempre bem aproveitadas. Muito obrigada pela tua amizade.

A MIOTEC, em especial ao Tiago e Fabiano, pelo empréstimo de equipamentos e pelo desenvolvimento de um programa que facilitou em muito a coleta dos dados eletromiográficos.



A todos os que, desde que comecei a participar do grupo de Biomecânica, fazem ou já fizeram parte da grande família da 222: Leonardo Tartaruga, Caroline Bernardes, Fábio Canto, Paulo Schiehl, Letícia de Oliveira, Daniel Ribeiro, Everton Krueel, Marcelo La Torre, Joelly Tolledo, Luis Felipe Silveira, Mônica Melo, Débora Cantergi, Artur Bonezi, Marcelo Castro, Francisco Araújo, Gustavo Portella, Maicon Pasini, Lucas Dutra, Taiana Korbes, Felipe Forte, Maurício Meurer, Thiago Duarte, Roberto Ribas, Fernanda Metzen, Fernanda Barth, Lizandra Bittencourt, Juliana Costa, além dos novos integrantes, por tornarem esse período tão agradável além de serem um ótimo estímulo para retornar ao LAPEX naqueles dias em que dava vontade de jogar tudo para cima e desistir.

Aos funcionários do LAPEX e da secretaria do PPGCMH, Luciano, Dani, Márcia, Luis, Alex, Carla, Sara, Vanessa, Ana, André e Rosana pela competência e disposição.

A todos que participaram da coleta de dados.

Aos vários colegas de sala de aula ou corredores pelas trocas de conhecimentos e pelos momentos de descontração: Gabriela Black, Fernando Aragão, Rodrigo Bini, Felipe Carpes, Katiuce Sapata, Orlando Laitano, Marcos Tartaruga, Leandro Tiggerman, Sílvia Manfrin, Cíntia Ritzel, Siomara Silva, Ana Bonini, Fernando Diefenthaler, Cristiane Krás Borges, Marcelo Krás Borges, Jaqueline Souza...

Enfim, a todos aqueles com quem tive o prazer de conviver nesses anos de laboratório.

Gostaria também de agradecer a CAPES pelo suporte financeiro concedido através de bolsa de pesquisa.

*Qualquer pessoa que pára de aprender está velha, aos vinte ou aos oitenta anos. Qualquer pessoa que continua a aprender permanece jovem. A melhor coisa da vida é manter a mente jovem.*

Henry Ford

## RESUMO

O presente estudo analisou o comportamento eletromiográfico de vários níveis dos músculos póstero-mediais do tronco, bilateralmente, para verificar a ocorrência de ativação elétrica simétrica e em busca de padrões de comportamento para embasar modelos biomecânicos. A amostra foi composta por 16 indivíduos saudáveis de ambos gêneros. Todas as execuções foram filmadas para análise cinemática, enquanto a atividade elétrica foi coletada com 14 pares de eletrodos de superfície dispostos lateral e simetricamente ao longo da coluna vertebral nos níveis da sétima vértebra cervical (C7), terceira, sexta e nona vértebras torácicas (T3, T6 e T9) e primeira, terceira e quinta vértebras lombares (L1, L3 e L5). Somente os gestos considerados simétricos através da cinemetria foram analisados. Para a análise do sinal eletromiográfico o gesto de levantar a carga foi dividido em quatro fases, considerando-se apenas a fase de subida com carga. A atividade elétrica dessa fase foi normalizada pela contração isométrica voluntária máxima. Utilizando uma ANOVA, os níveis vertebrais adjacentes foram agrupados em busca de ativação elétrica similar, foi adotado o nível de significância de  $p < 0,05$ . Os resultados demonstraram que a ativação eletromiográfica não ocorre de maneira simétrica e que é possível identificar zonas com comportamento elétrico distinto entre elas, sendo que as maiores médias estavam localizadas nas regiões mais inferiores do tronco.

**Palavras-chave:** coluna vertebral, eletromiografia, levantamento de carga, gesto simétrico.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Autor: Fábila Milman Krumholz

Orientador: Jefferson Fagundes Loss

Título: Estudo Eletromiográfico dos Músculos Póstero-Mediais do Tronco na Tarefa de Levantamento Simétrico de Carga do Solo.

Porto Alegre, 2007.

## **ABSTRACT**

The present study analysed the electromyographical behaviour at various levels of posterior medial muscles on trunk, bilaterally, during load lifting to verify the occurrence of symmetry on electrical activation and to search patterns which could provide or supply biomechanical models. Sixteen healthy subjects were videotaped the 2D movement and the EMG signal was registered from 14 pairs of surface electrodes arranged symmetrically and bilaterally throughout trunk, specifically at seventh cervical vertebra (C7), third, sixth and ninth thoracic vertebra (T3, T6 and T9) and first, third and fifth lumbar vertebra (L1, L3 and L5). Only the symmetrical movements, from kinematical point-of-view, were analysed. The EMG analysis was divided in four phases and it was used in the present study the load lifting part. The electrical activation values of this phase were normalized by maximal voluntary isometric contraction. ANOVA was used to provide the adjacent groups in which electrical activation were similar. Differences were considered significant at a  $p < 0.05$ . The results demonstrated the electromyographical activation does not occur in symmetrical way and, besides it was possible identify zones based on different electrical behaviours, taking into account the largest means were located on lower trunk region.

**Key words:** spine, electromyography, load lifting, symmetrical movements.

FEDERAL UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL  
HUMAN MOVEMENT SCIENCE POSTGRADUATION

Author: Fábila Milman Krumholz

Adviser: Jefferson Fagundes Loss

Title: Electromyographic Study of Posterior Medial Muscles of the Trunk During Symmetric Load Lifting.

Porto Alegre, 2007.

## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>1 PROBLEMA DE PESQUISA</b> .....	<b>17</b>
<b>2 HIPÓTESES</b> .....	<b>17</b>
<b>3 OBJETIVOS</b> .....	<b>17</b>
3.1 OBJETIVO GERAL.....	17
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	17
<b>4 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>18</b>
4.1 A COLUNA VERTEBRAL .....	18
4.1.1 Estrutura Óssea.....	18
4.1.2 Ligamentos.....	25
4.2 A MEDULA ESPINHAL E OS NERVOS RAQUIDIANOS .....	26
4.3 OS MÚSCULOS POSTERIORES DO TRONCO .....	29
4.4 EMG DOS MÚSCULOS PÓSTERO-MEDIAIS DO TRONCO .....	35
<b>5 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>38</b>
5.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS .....	38
5.2 VARIÁVEIS INDEPENDENTES .....	40
5.3 VARIÁVEIS DE CONTROLE .....	40
5.4 VARIÁVEIS INTERVENIENTES.....	40
5.5 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA .....	40
5.6 AMOSTRA.....	40
5.7 PROCEDIMENTO PARA SELEÇÃO DA AMOSTRA.....	41
5.8 TERMO DE CONSENTIMENTO .....	41
5.9 INSTRUMENTOS DE COLETA.....	41
5.9.1 Eletromiógrafo .....	41
5.9.2 Eletrodos .....	43
5.9.3 Câmera de vídeo .....	43
5.9.4 Unidade de sincronismo .....	43
5.9.5 Marcadores reflexivos.....	44
5.9.6 Calibrador .....	44
5.9.7 Balança e Estadiômetro.....	45
5.9.8 Carga manuseada .....	45
5.9.9 Microcomputador.....	45
5.10 PROTOCOLO.....	47
5.11 ANÁLISE DOS DADOS .....	49
5.12 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	51

<b>6</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>54</b>
6.1	SIMETRIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	54
6.2	COMPORTAMENTO DO SINAL ELÉTRICO NOS DIFERENTES NÍVEIS DA COLUNA VERTEBRAL.....	56
6.3	DESCRIÇÃO DO COMPORTAMENTO ELÉTRICO DOS DIFERENTES SEGMENTOS DA COLUNA VERTEBRAL.....	59
	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>63</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>64</b>
	<b>ANEXO 1 .....</b>	<b>71</b>
	<b>ANEXO 2 .....</b>	<b>75</b>
	<b>ANEXO 3.....</b>	<b>79</b>
	<b>ANEXO 4.....</b>	<b>81</b>

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Coluna vertebral – (a) vista sagital, (b) vista posterior e (c) vista anterior – Extraído de Putz e Pabst, 2000. .... 19
- Figura 2:** Vértebra típica – vista superior - Adaptado da apostila referente ao do Módulo III – Coluna Vertebral - Curso de Cadeias Musculares e Articulares G.D.S., Escola de Reeducação do Movimento Ivaldo Bertazzo, 1995. .... 20
- Figura 3:** Desenho esquemático da alavanca formada pelas (1) articulações interapofisárias que funcionam como ponto de apoio e assim auxiliam no amortecimento dos esforços de compressão axial ao nível (2) do disco intervertebral e (3) os músculos das goteiras vertebrais. Extraído de Kapandji, 1980. .... 21
- Figura 4:** (a) orientação facetária das vértebras nos níveis cervical, torácico e lombar (adaptado de NORDIN e FRANKEL, 2003) e (b) orientação facetária em vários níveis da região torácica - Adaptado da apostila referente ao do Módulo III – Coluna Vertebral - Curso de Cadeias Musculares e Articulares G.D.S., Escola de Reeducação do Movimento Ivaldo Bertazzo, 1995. .... 22
- Figura 5:** Plano de orientação das articulações zigapofisárias ao longo da coluna vertebral, vista sagital. Adaptado de Exelby, 1995. .... 23
- Figura 6:** Divisão da coluna vertebral, no plano sagital, pela orientação de linhas que cruzam o centro das articulações zigapofisárias. As linhas cheias representam os segmentos em declive e as linhas pontilhadas, os segmentos em proclive. .... 24
- Figura 7:** Desenho esquemático da divisão da coluna vertebral pela orientação das linhas que cruzam o centro das articulações zigapofisárias onde é possível identificar as vértebras ápices das curvaturas sagitais o os segmentos declives e proclives. Adaptado de Les Chaînes Musculaires et Articulaires Méthode GDS, 1997..... 24
- Figura 8:** (a) ligamentos amarelos, (b<sub>1</sub>) ligamentos supra-espinhais e (b<sub>2</sub>) interespinhais, (c<sub>1</sub>) ligamentos interapofisários e (c<sub>2</sub>) intertransversários, (d) ligamento longitudinal anterior, (e) ligamento longitudinal posterior - Adapatado de Oliver e Middleditch, 1998. .... 25

Figura 9: Constituição de um nervo raquidiano – Adaptado de Hislop e Montgomery, 1995.....	27
Figura 10: Distribuição dos nervos raquidianos – Extraído de Moore, 1994. ...	28
Figura 11: Distribuição do ramo dorsal (D) e ventral (V) das raízes anteriores nos músculos póstero-mediais do tronco que atuam na extensão do tronco – Adaptado de Hislop e Montgomery, 1995 .....	29
Figura 12: Músculos das costas - camada medial superficial. Extraído de Putz e Pabst, 2000. ....	30
Figura 13: Músculos das costas - camada medial profunda. Extraído de Putz e Pabst, 2000. ....	31
Figura 14: Corte transversal do tronco na altura de L2 – Extraído de Putz e Pabst, 2000.....	35
Figura 15: (a) Eletromiógrafo Miotool 400 e (b) sensor SDS 500 com distância regulável entre os eletrodos. ....	42
Figura 16: Sistema de coleta eletromiográfica - composto por 2 eletromiógrafos, de quatro canais cada um, conectados a um único computador. ....	42
Figura 17: (1) Câmera de vídeo JVC GR-DVL 9800, (2) holofote e (3) computador.....	44
Figura 18: Estrutura de metal com peso ajustável.....	45
Figura 19: Desenho esquemático dos equipamentos de coleta e suas conexões onde é possível observar (a) as câmeras de vídeo conectadas aos computadores, (b) os sistemas de coleta eletromiográfica, (c) a unidade de sincronismo e (d) o <i>notebook</i> utilizado para o cálculo da carga. ....	46
Figura 20: Posicionamentos dos 14 pares de eletrodos ao longo da coluna vertebral. ....	48
Figura 21: Imagem obtida pela câmera sagital durante execução da atividade simétrica de levantamento de carga onde podem ser vistos (1) os eletromiógrafos, (2) a estrutura de metal com anilhas e (3) o aparato para adequar a altura vertical da estrutura metálica .....	48
Figura 22: (a) identificação do início e final de cada fase, (b) identificação do início e final da fase 2, (c) recorte do sinal EMG referente à fase 2. Procedimentos realizados no programa SAD32.....	50



<b>Figura 23: Médias e desvios padrão do sinal eletromiográfico das execuções simétricas da fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga do solo.....</b>	<b>55</b>
<b>Figura 24: Relação da atividade eletromiográfica entre os lados direito e esquerdo de um indivíduo, no nível L1, referente as 20 execuções da fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga do solo.....</b>	<b>55</b>
<b>Figura 25: Ativação elétrica média entre os lados direito e esquerdo, nos sete níveis vertebrais, para todas as execuções simétricas da fase 2 e sua relação com as curvaturas sagitais da coluna.....</b>	<b>58</b>

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

<b>Tabela 1: Médias e desvios padrão da ativação eletromiográfica das execuções simétricas da fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga do solo (valores expressos em percentual da CVM).....</b>	<b>54</b>
<b>Tabela 2: Médias e intervalos de confiança da atividade eletromiográfica, normalizada pela CVM, nos sete níveis vertebrais para todas as execuções simétricas da fase 2.....</b>	<b>57</b>
<b>Tabela 3: Teste de múltiplas comparações de Tukey dos valores médios de ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral nível a nível. Em destaque estão marcados os níveis adjacentes que apresentam diferença.....</b>	<b>57</b>
<b>Tabela 4: Média dos valores da ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral, agrupados em três segmentos: cervical, torácico e lombar. ....</b>	<b>59</b>
<b>Tabela 5: Teste de múltiplas comparações de Tukey dos valores de ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral agrupados nos segmentos cervical, torácico e lombar... </b>	<b>60</b>
<b>Tabela 6: Média dos valores da ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral, agrupados em três segmentos: de C7-T6, T9-L1 e L3-L5. ....</b>	<b>61</b>
<b>Tabela 7: Teste de múltiplas comparações de Tukey dos valores da ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral agrupados em três segmentos (C7-T6, T9-L1 e L3-L5). Em destaque estão marcados os segmentos adjacentes que apresentam diferença significativa na ativação elétrica.....</b>	<b>61</b>
<b>Tabela A1: Tabela da Frequência de Levantamento.....</b>	<b>77</b>
<b>Tabela A2: Classificação da Qualidade da Pega.....</b>	<b>78</b>
<b>Tabela A3: Fator Qualidade da Pega da Carga.....</b>	<b>78</b>

## INTRODUÇÃO

A coluna vertebral (CV) é a principal parte do esqueleto axial do corpo humano, sendo amplamente investigada, tanto do ponto de vista estrutural quanto funcional. Como estrutura central do corpo, a CV é constantemente submetida a esforços, quer seja durante atividades físicas e/ou esportivas, atividades laborais ou mesmo durante as atividades de vida diária (AVDs). Entre AVDs e tarefas laborais, as atividades de levantamento de cargas do solo são bastante comuns e geram sobrecargas principalmente nas estruturas ósteo-mio-ligamentares e adjacentes, podendo ser a causa de diversas lesões (Anderson et al., 1977; Anderson et al., 1985; Gallagher, 1997; Clark et al., 2003).

Desde os anos 60, pesquisadores investigam as sobrecargas aplicadas às estruturas da CV utilizando técnicas invasivas diretas. Nachemson e Morris, em 1964, inseriram um transdutor de pressão no núcleo pulposo do disco intervertebral L4-L5 para verificar, em posturas diversas, as pressões atuantes no local, estudando um único indivíduo. Recentemente Wilke et al. (1999) reproduziram o estudo de Nachemson e Morris acrescentando algumas variações de postura e com uma amostra de dois indivíduos, encontrando alguns resultados discordantes, como uma pressão similar nas posturas sentada e em pé, ao contrário do estudo clássico de Nachemson e Morris (1964), cujos resultados foram utilizados durante muitos anos por profissionais da área da saúde para orientar quanto a cuidados com a CV.

Por motivos éticos e até mesmo por limitações tecnológicas, a introdução de transdutores de força nas estruturas corporais internas não é uma opção utilizada em larga escala. Como forma alternativa, pesquisadores tem desenvolvido modelos biomecânicos para análise das forças nas estruturas internas. Uma limitação apresentada por alguns modelos é tratar a CV como um segmento rígido onde a força de ação dos músculos extensores da coluna atua em um único ponto com o centro de rotação em sua região mais inferior, na articulação intervertebral L5-S1

(Strait et al., 1947; Nordin e Frankel, 2003; La Torre et al., 2005). Porém entende-se que estudar a CV considerando que as sobrecargas afetam todas as regiões, desde a cervical até a lombar, com respectivos segmentos móveis e músculos adjacentes, e respeitando suas curvaturas fisiológicas (lordoses e cifose), parece ser mais interessante do que considerá-la como uma haste reta e rígida em que toda a carga imposta a ela é, representativamente, aplicada em uma única região.

Neste sentido, modelos que considerem a coluna como uma estrutura que possua mais segmentos móveis e com mais vetores de força muscular, tem sido alvo do interesse de pesquisadores como Santa Maria (2001) ou Larivière e Gagnon (1999), principalmente em investigações focadas nas sobrecargas impostas às estruturas da CV durante a atividade de levantamento. Nestas investigações, muitos modelos são idealizados utilizando técnicas biomecânicas, como LSM (*link segmentar model*), dinâmica inversa e eletromiografia de superfície (EMG).

Entre as técnicas supracitadas, a EMG é utilizada uma vez que estuda a função muscular através da investigação do sinal elétrico derivado do músculo (Basmajian e De Luca, 1985) e pode ser definida como a representação gráfica de sua atividade elétrica (CORREIA et al., 1993). Informações como o número de unidades motoras ativas e a frequência de disparo de cada uma delas podem ser obtidos através desta técnica (Herzog et al., 1998; Madeleine et al., 2001). Segundo Ervilha et al. (1999), a EMG é um dos métodos de medição que pode determinar diretamente parâmetros biomecânicos internos do corpo humano durante o movimento. Dessa forma seria possível ter noção da intensidade do sinal EMG dos músculos póstero-mediais do tronco auxiliando, de modo importante, na construção desses modelos.

Entretanto, no que diz respeito aos músculos do tronco, os estudos que verificam seu sinal elétrico possuem objetivos distintos. Alguns examinam as diferenças desse sinal entre indivíduos com e sem dor em situações isométricas ou dinâmicas (Nowen et al., 1987; Alexiev, 1994; Lehman, 2002), outros, as diferenças do sinal entre indivíduos saudáveis, escolióticos e escolióticos pós-fusão vertebral (Lu et al., 2002), ou ainda a identificação da fadiga da musculatura do tronco durante tarefas de levantamento ou em situações isométricas (Dolan e Adams, 1993; Gonçalves e Barbosa, 2005). A influência do comprimento muscular e da velocidade de contração nos momentos gerados pelos extensores e flexores do tronco (Dolan e Adams, 1993; Raschke e Chaffin, 1996), ou o incremento da rigidez do tronco com a

co-contração (Lee et al., 2005) são outros objetivos desses estudos. Entre as pesquisas que concentram atenção na EMG dos músculos do tronco durante atividades de levantamento, a maior parte direciona seu interesse aos músculos da parede abdominal e aos eretores da CV lombar. Entre os trabalhos que utilizam os dados oriundos da EMG para a construção de modelos biomecânicos da coluna vertebral, apenas a região lombar é pesquisada (Sherman, 1985; Nowen et al., 1987; Ahern et al., 1988; Alexiev, 1994; Van Dieën e Kingma, 1999; Hermann e Barnes, 2001; Gonçalves e Barbosa, 2005; Granata et al., 2005; Healey et al., 2005; Arjmand e Shirazi-Adl, 2006). A preferência pela região lombar explica-se por esta ser a região onde se concentram as ocorrências de desordens causadas pelo uso indevido da coluna durante as tarefas de manuseio de carga (Chafin et al., 2001; Santa Maria, 2001).

Mais de uma dezena de músculos localizam-se na região pósteromedial do tronco e, quando ativados bilateralmente, são alguns dos responsáveis pelo levantamento manual simétrico de carga do solo, entretanto nem sempre o sinal eletromiográfico é verificado dos dois lados do tronco a fim de verificar se sua ativação é simétrica.

A EMG pode ser uma das ferramentas para o fornecimento de dados que auxiliem na divisão da CV em mais segmentos, auxiliando tanto na identificação dos níveis que compõem cada um deles, quanto na magnitude de seus respectivos vetores. Esses dados, em conjunto com outros, como a orientação dos vetores que pode ser obtida, por exemplo, pelo cálculo da resultante da ação dos músculos do segmento através de informações oriundas de bibliografia (como a linha de ação, origem e inserção dos músculos), podem ser utilizados como *input* a modelos biomecânicos baseados em EMG.

## **1 PROBLEMA DE PESQUISA**

É possível compartimentar a coluna vertebral levando em consideração a similaridade do comportamento elétrico entre níveis adjacentes dos músculos póstero-mediais do tronco durante tarefa de levantamento com manuseio simétrico de carga do solo?

## **2 HIPÓTESES**

Levando em consideração diferentes propostas de divisão do tronco, é possível, através do sinal eletromiográfico, compartimentar a coluna vertebral em diferentes propostas, todas elas contendo três segmentos.

## **3 OBJETIVOS**

### **3.1 OBJETIVO GERAL**

Analisar, através da EMG de superfície em sete níveis vertebrais, bilateralmente, o comportamento elétrico dos músculos póstero-mediais do tronco durante a tarefa de levantamento com movimento simétrico.

### **3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Avaliar a simetria da resposta eletromiográfica dos músculos póstero-mediais da coluna em sete níveis vertebrais durante tarefa de levantamento com manuseio simétrico.

Comparar o sinal eletromiográfico entre os níveis adjacentes da musculatura póstero-medial do tronco durante tarefa de levantamento com manuseio simétrico procurando identificar níveis com comportamento elétrico similar.

Descrever o comportamento do sinal elétrico nos diferentes segmentos da coluna vertebral durante tarefa de levantamento com manuseio simétrico.

## **4 REVISÃO DE LITERATURA**

### **4.1 A COLUNA VERTEBRAL**

#### **4.1.1 Estrutura Óssea**

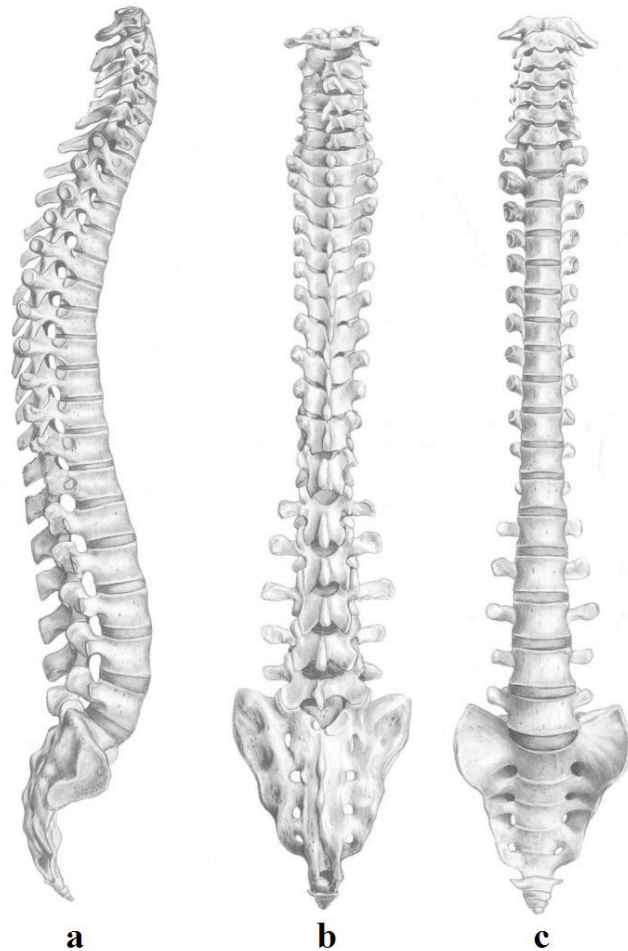
A CV é uma haste elástica constituída geralmente por trinta e três vértebras, sendo que vinte e quatro delas, juntamente com vinte e três discos fibrocartilagosos, alguns ligamentos e mais de uma dezena de diferentes músculos, fazem parte de seu segmento móvel. Ela é considerada o eixo ósseo do tronco e tem como função proporcionar suporte rígido e flexibilidade ao tronco, além de proteger a medula espinhal e as raízes nervosas, podendo ser considerada a estrutura mais complexa do sistema ósteo-músculo-esquelético do corpo humano (Rasch e Burke, 1977; Hamill e Knutzen, 1999; Watkins, 2001). Sua porção móvel é dividida em três segmentos: cervical, torácico e lombar, sendo que cada um deles possui sete, doze e cinco vértebras, respectivamente. Abaixo da lombar encontra-se o segmento rígido da coluna formado pela junção do sacro e do cóccix, cada um desses ossos são formados, em média, por cinco vértebras fundidas (Hamill e Knutzen, 1999).

Além do número de vértebras, em uma coluna adulta os segmentos se diferenciam, no plano sagital, pela direção da curva que as vértebras formam (Hamill e Knutzen, 1999; Watkins, 2001). A cervical e a lombar possuem curvatura com convexidade anterior, enquanto que na torácica, no sacro e no cóccix a convexidade é posterior (Figura 1a).

À medida que ocupam posições mais inferiores na coluna, as vértebras do segmento móvel, desde a quarta vértebra dorsal até a quinta lombar, aumentam de volume. Esta característica se deve a maior sobrecarga que as regiões inferiores da CV sofrem quando comparada a regiões mais superiores. O sacro e o cóccix são em forma de triângulo com a base voltada para cima (Figura 1b e 1c) (Calais-Germain, 1991; Moore, 1994; Hamill e Knutzen, 1999; Watkins, 2001).

Com exceção da região cervical superior (ou suboccipital), formada pelas duas primeiras vértebras da coluna (C1 e C2), todas as outras vértebras do segmento móvel da coluna possuem características semelhantes, são chamadas

vértebras típicas ou vértebras padrão (Calais-Germain, 1991; Hamill e Knutzen, 1999).



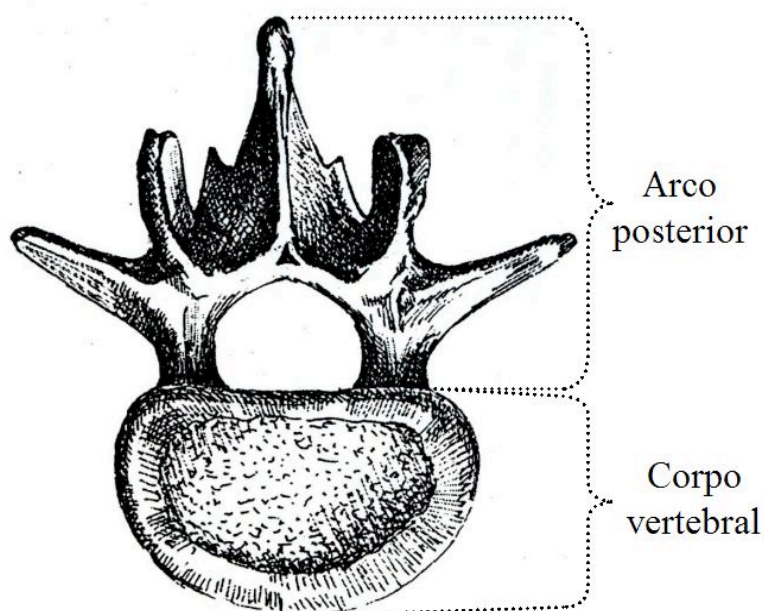
**Figura 1: Coluna vertebral – (a) vista sagital, (b) vista posterior e (c) vista anterior – Extraído de Putz e Pabst, 2000.**

Cada vértebra típica é dividida em duas partes: o corpo vertebral, na sua porção anterior, e o arco posterior, na sua porção posterior (Calais-Germain, 1991) (Figura 2).

Os corpos vertebrais, que constituem o pilar anterior da coluna, são mais ou menos cilíndricos e são responsáveis, principalmente, pela transmissão de cargas. Entre dois corpos vertebrais, desde C2 até S1, encontram-se os discos intervertebrais que suportam e distribuem as cargas na CV além de restringir o excesso de movimento que ocorre no segmento vertebral (Kapandji, 1980; Calais-Germain, 1991; Hamill e Knutzen, 1999; Watkins, 2001). Porém os movimentos da CV ocorrem pela compressão e deslizamento dos discos intervertebrais em conjunto

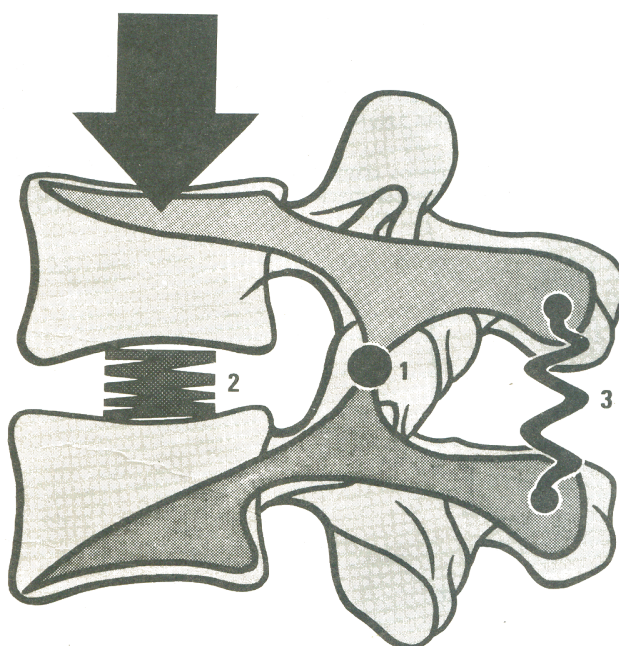


com o deslizamento dos processos articulares adjacentes (Rasch e Burke, 1977). Estas estruturas formam uma alavanca onde as articulações interapofisárias funcionam como ponto de apoio. Portanto, como pode ser visto na Figura 3, a transmissão das pressões não ocorre apenas sobre as estruturas fibrocartilaginosas do pilar anterior da coluna, mas também sobre estruturas articulares do pilar posterior constituídas pelas facetas articulares (Kapandji, 1980). Segundo Adams e Dolan (1995), na postura em pé, aproximadamente 80 % da força compressiva que age na coluna lombar é resistida pelo pilar anterior enquanto que aproximadamente 20 % dessa força recai sobre as facetas articulares.



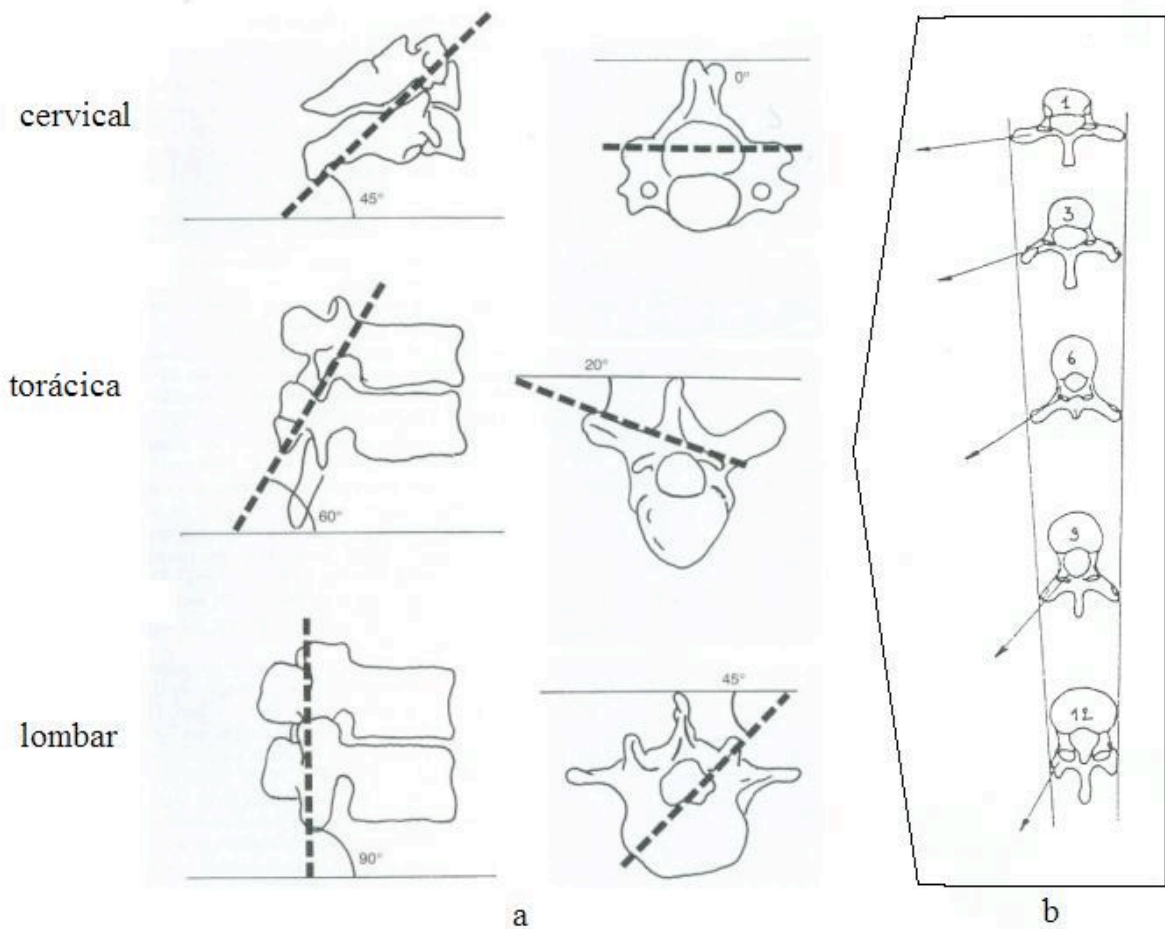
**Figura 2: Vértebra típica – vista superior - Adaptado da apostila referente ao do Módulo III – Coluna Vertebral - Curso de Cadeias Musculares e Articulares G.D.S., Escola de Reeducação do Movimento Ivaldo Bertazzo, 1995.**

No pilar posterior da coluna, as facetas articulares inferiores de uma vértebra superior articulam-se com as facetas superiores da vértebra imediatamente inferior a ela constituindo as articulações zigapofisárias. As facetas possuem ângulos diferentes de orientação nas regiões cervical, torácica e lombar (Figura 4a). Essa conformidade anatômica é responsável pela maioria das diferenças funcionais entre essas regiões sendo um dos fatores determinantes da amplitude e do tipo de movimento entre as vértebras adjacentes (Hamill e Knutzen, 1999; Watkins, 2001; Nordin e Frankel, 2003).



**Figura 3:** Desenho esquemático da alavanca formada pelas (1) articulações interapofisárias que funcionam como ponto de apoio e assim auxiliam no amortecimento dos esforços de compressão axial ao nível (2) do disco intervertebral e (3) os músculos das goteiras vertebrais. Extraído de Kapandji, 1980.

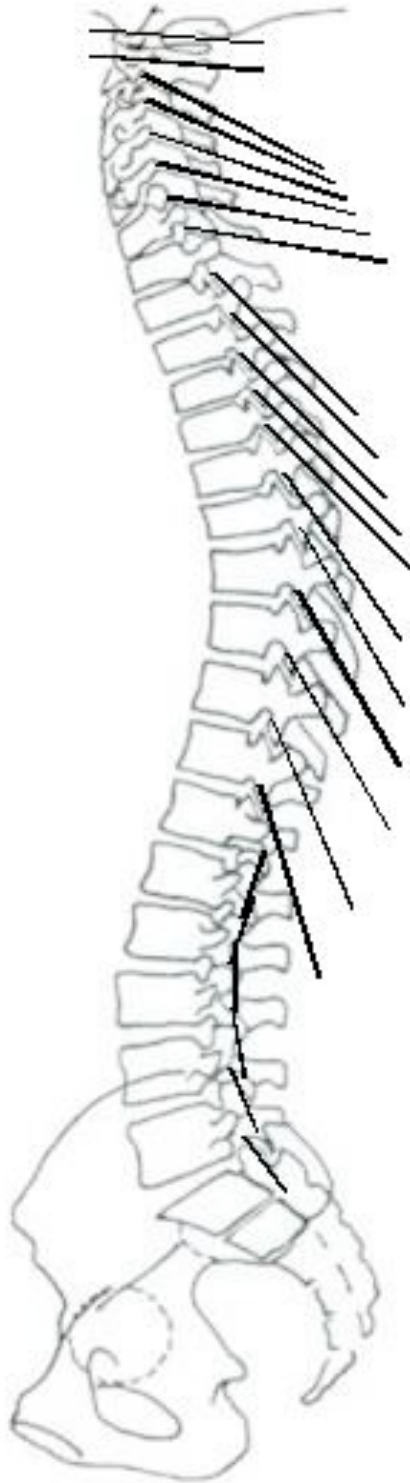
Nas vértebras cervicais típicas, as faces articulares estão no plano coronal com leve obliquidade lateral e posterior (aproximadamente 45°). A cervical inferior tem, portanto, grande mobilidade para a flexão, extensão e rotação, enquanto que a inclinação lateral é muito pouco privilegiada. Na região torácica as facetas articulares são arredondadas, planas e possuem uma orientação oblíqua tanto no plano sagital quanto no frontal, o que permite movimentos em flexão, extensão e inclinação lateral. As rotações são favorecidas pelo posicionamento das facetas sobre a curva de um círculo imaginário. A mobilidade torácica é menor nos níveis mais superiores e vai aumentando conforme se aproxima da região inferior, quando as facetas apresentam configuração similar à lombar (Figura 4b). A lombar possui processos articulares com superfícies verticais orientadas no plano sagital nos níveis mais superiores até assumirem uma orientação frontal na junção lombossacral, essa conformidade facetaria permite boa mobilidade em flexão, extensão e em inclinação lateral, a rotação é pouco privilegiada neste segmento (Calais-Germain, 1991; Watkins, 2001). Traçando as linhas de orientação das articulações zigapofisárias ao longo da coluna, podemos perceber essas mudanças de direção no plano sagital (Figura 5).



**Figura 4:** (a) orientação facetária das vértebras nos níveis cervical, torácico e lombar (adaptado de NORDIN e FRANKEL, 2003) e (b) orientação facetária em vários níveis da região torácica - Adaptado da apostila referente ao do Módulo III – Coluna Vertebral - Curso de Cadeias Musculares e Articulares G.D.S., Escola de Reeducação do Movimento Ivaldo Bertazzo, 1995.

Localizando o ponto médio de cada uma das articulações zigapofizárias ao longo da CV e traçando retas para os unir, depara-se com uma linha "quebrada" que divide a região móvel da coluna em quatro segmentos. Essa divisão é diferente daquela clássica e amplamente difundida. Os segmentos são separados pelas vértebras localizadas nos ápices das curvaturas em lordose e cifose da coluna, C5-C6, T8 e L3, assim temos o primeiro segmento iniciando em C1-C2 e indo até C4-C5; o segundo, de C6-C7 até T7-T8; o terceiro, de T8-T9 até L2-L3 e o último que vai de L3-L4 à L5-S1. Desta forma temos dois segmentos em declive (orientação pósterio-anterior descendente) e dois segmentos em proclive (orientação pósterio-anterior ascendente) como pode ser verificado na Figura 6 ou ainda, de forma

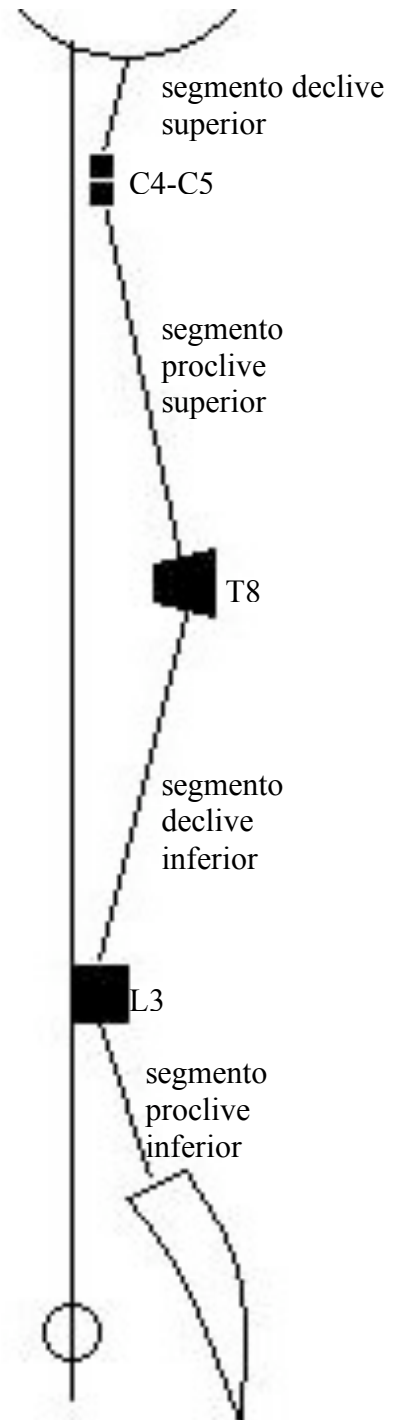
esquemática, na Figura 7 (Les Chaînes Musculaires et Articulaires Méthode GDS, 1997).



**Figura 5:** Plano de orientação das articulações zigapofisárias ao longo da coluna vertebral, vista sagital. Adaptado de Exelby, 1995.



**Figura 6:** Divisão da coluna vertebral, no plano sagital, pela orientação de linhas que cruzam o centro das articulações zigapofisárias. As linhas cheias representam os segmentos em declive e as linhas pontilhadas, os segmentos em proclive.

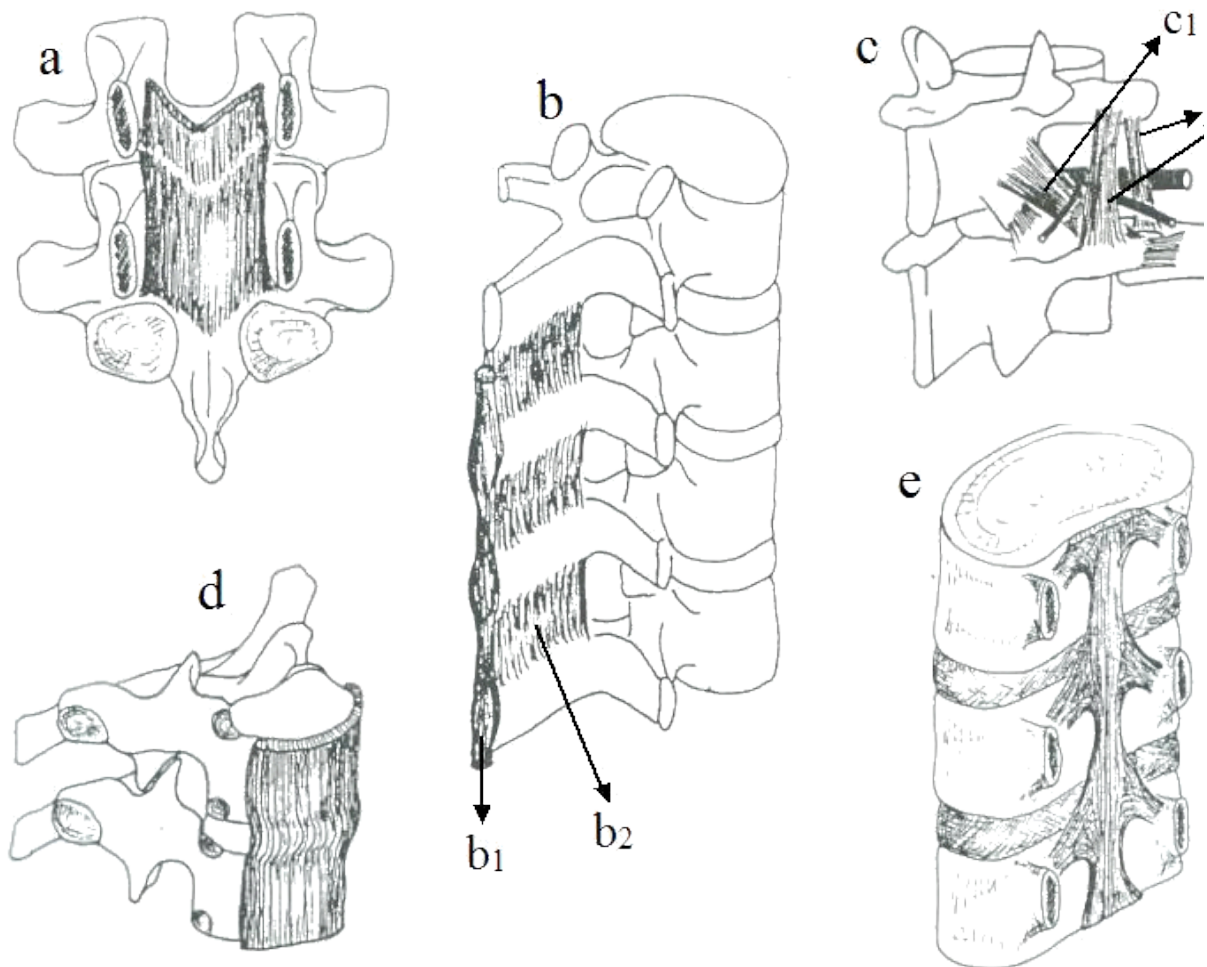


**Figura 7:** Desenho esquemático da divisão da coluna vertebral pela orientação das linhas que cruzam o centro das articulações zigapofisárias onde é possível identificar as vértebras ápices das curvaturas sagitais ou os segmentos declives e proclives. Adaptado de Les Chaînes Musculaires et Articulaires Méthode GDS, 1997.



#### 4.1.2 Ligamentos

No pilar anterior da coluna encontram-se, além dos discos intervertebrais, alguns ligamentos que asseguram solidez à estrutura, contribuindo com sua resistência mecânica. Na face anterior dos corpos vertebrais, desde a base do crânio até o sacro, insere-se o ligamento longitudinal anterior (Figura 8d). Cobrindo a mesma extensão da coluna, porém na face posterior dos corpos vertebrais, dentro do canal vertebral, localiza-se o ligamento longitudinal posterior (Figura 8e). O ligamento longitudinal anterior evita a hiperextensão da CV enquanto que o posterior evita a hiperflexão e a protusão posterior do núcleo pulposo do disco intervertebral (Kapandji, 1980; Moore, 1994; Oliver e Middleditch, 1998).



**Figura 8:** (a) ligamentos amarelos, (b<sub>1</sub>) ligamentos supra-espinhais e (b<sub>2</sub>) interespinais, (c<sub>1</sub>) ligamentos interapofisários e (c<sub>2</sub>) intertransversários, (d) ligamento longitudinal anterior, (e) ligamento longitudinal posterior - Adaptado de Oliver e Middleditch, 1998.

Com o objetivo de proporcionar estabilidade no arco posterior, vários ligamentos asseguram a junção entre dois arcos vertebrais adjacentes. Os ligamentos amarelos (Figura 8a) proporcionam a união entre as lâminas vertebrais adjacentes auxiliando na preservação da curvatura normal e na sua retificação após a flexão. Os ligamentos interespinhais (Figura 8b<sub>2</sub>) situam-se entre os processos espinhosos enquanto que os ligamentos supra-espinhais (Figura 8b<sub>1</sub>) conectam-se às extremidades desses mesmos processos, os ligamentos intertransversários (Figura 8c<sub>2</sub>) inserem-se nos dois lados do vértice de cada apófise transversa e, por fim, os ligamentos interapofisários (Figura 8c<sub>1</sub>) encontram-se no nível das articulações interapofisárias auxiliando no reforço das cápsulas articulares (Kapandji, 1980; Moore, 1994; Oliver e Middleditch, 1998).

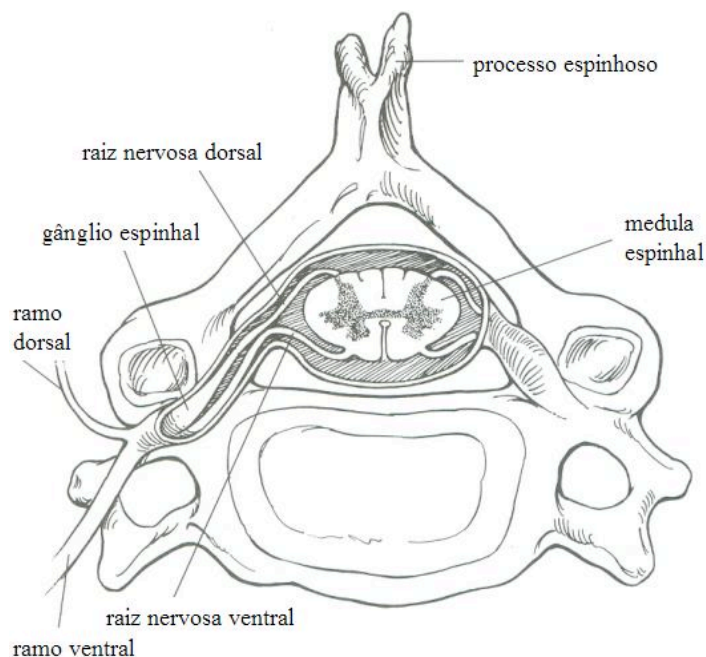
Pode-se considerar que a forma e orientação das facetas articulares, a tensão das cápsulas articulares, a resistência dos ligamentos e músculos do dorso, a espessura dos discos intervertebrais, além da presença, na região torácica, das costelas, são responsáveis por restringir alguns movimentos da coluna (Rasch e Burke, 1977; Moore, 1994) podendo ser responsáveis por diferenças na ativação muscular entre os vários níveis vertebrais.

## **4.2 A MEDULA ESPINHAL E OS NERVOS RAQUIDIANOS**

Entre o corpo vertebral e o arco posterior de cada vértebra encontra-se o forame vertebral, a sucessão deles forma o canal vertebral que contém, entre outras estruturas, a medula espinhal e os nervos raquidianos. A medula espinhal preenche todo este espaço desde o colo do bulbo raquidiano até a altura da segunda vértebra lombar, abaixo deste nível encontra-se o filamento terminal e a cauda eqüina. Os nervos raquidianos, em um total de trinta e um pares, originam-se da junção das raízes anteriores e posteriores que emergem da medula e saem do canal vertebral pelos forames de conjugação. As raízes anteriores se constituem por fibras motoras e as raízes posteriores, por fibras sensitivas, desta forma, cada par de nervos raquidianos destina-se a determinados territórios sensitivos ou motores. Os nervos raquidianos se dividem, novamente, em um ramo anterior (ventral) e outro posterior (dorsal) (Figura 9). O ramo ventral inerva os músculos e a pele das paredes anterior do tronco, já o ramo dorsal, os músculos e a pele da porção posterior do tronco. Cada nervo raquidiano apresenta um território sensitivo, um motor e um neuro-

vegetativo. Os territórios radiculares motores, conhecidos como miótomos, recebem inervação pelas raízes anteriores dos nervos raquidianos. No pescoço e no tronco os miótomos se dispõem em áreas anulares (Contu e Osório, 1972; Moore, 1994; Hislop e Montgomery, 1995; Esperança Pina, 2000).

Os nervos raquidianos distribuem-se simetricamente ao longo da CV e são identificados de acordo com a região da coluna de onde emergem. Desta forma os nervos cervicais recebem o nome da vértebra situada abaixo de sua emergência, sendo que o primeiro nervo cervical sai entre o occipital e C1; abaixo da sétima vértebra cervical encontra-se o oitavo nervo cervical e, a partir deste, os demais nervos raquidianos recebem o nome da vértebra imediatamente acima de sua emergência (Figura 10) (Contu e Osório, 1972; Moore, 1994; Hislop e Montgomery, 1995; Esperança Pina, 2000).



**Figura 9: Constituição de um nervo raquidiano – Adaptado de Hislop e Montgomery, 1995.**

Na Figura 11 é possível verificar a distribuição dos ramos motores das raízes nervosas referentes aos músculos póstero-mediais do tronco, conforme proposta de Hislop e Montgomery (1995).



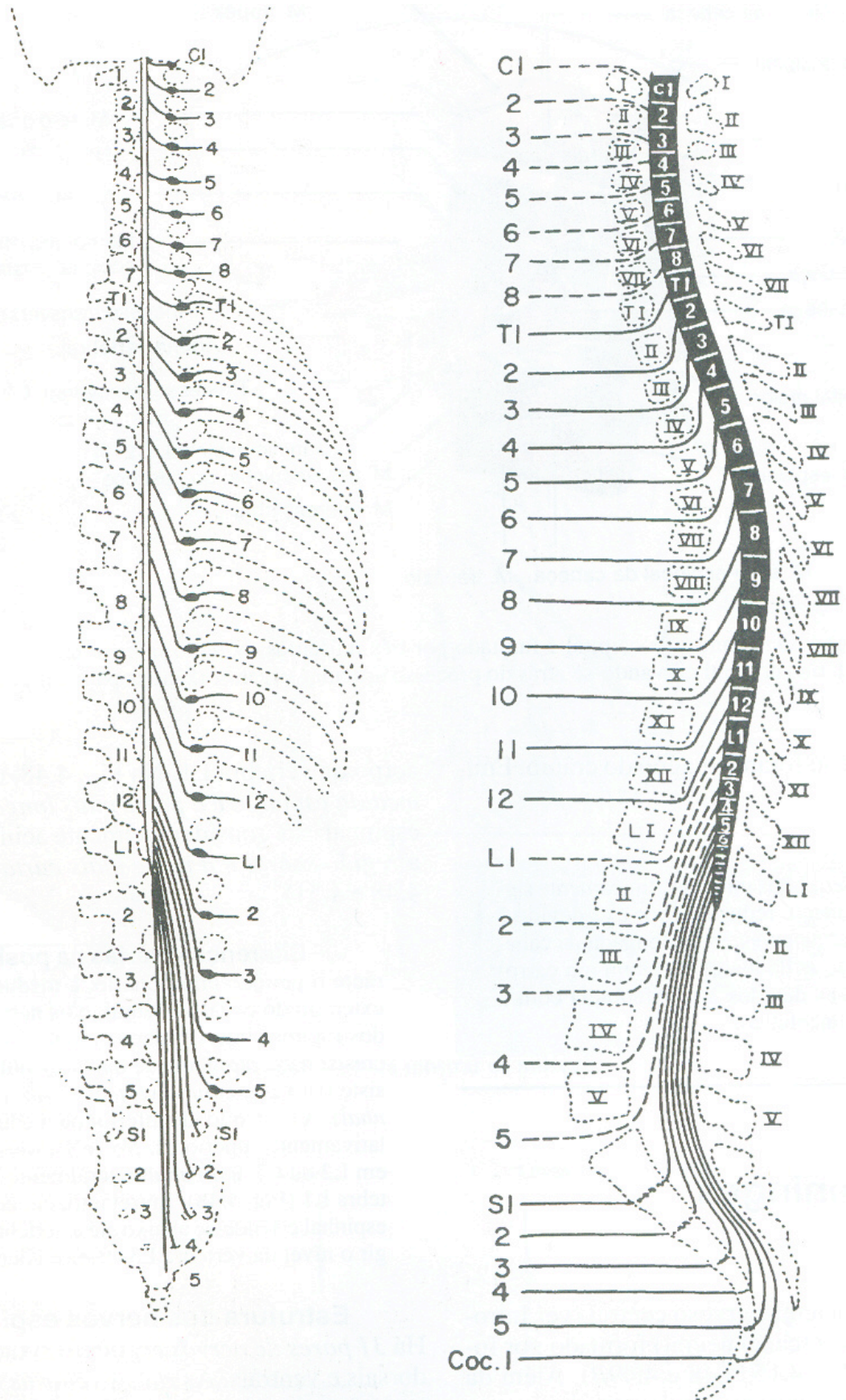


Figura 10: Distribuição dos nervos raquidianos – Extraído de Moore, 1994.

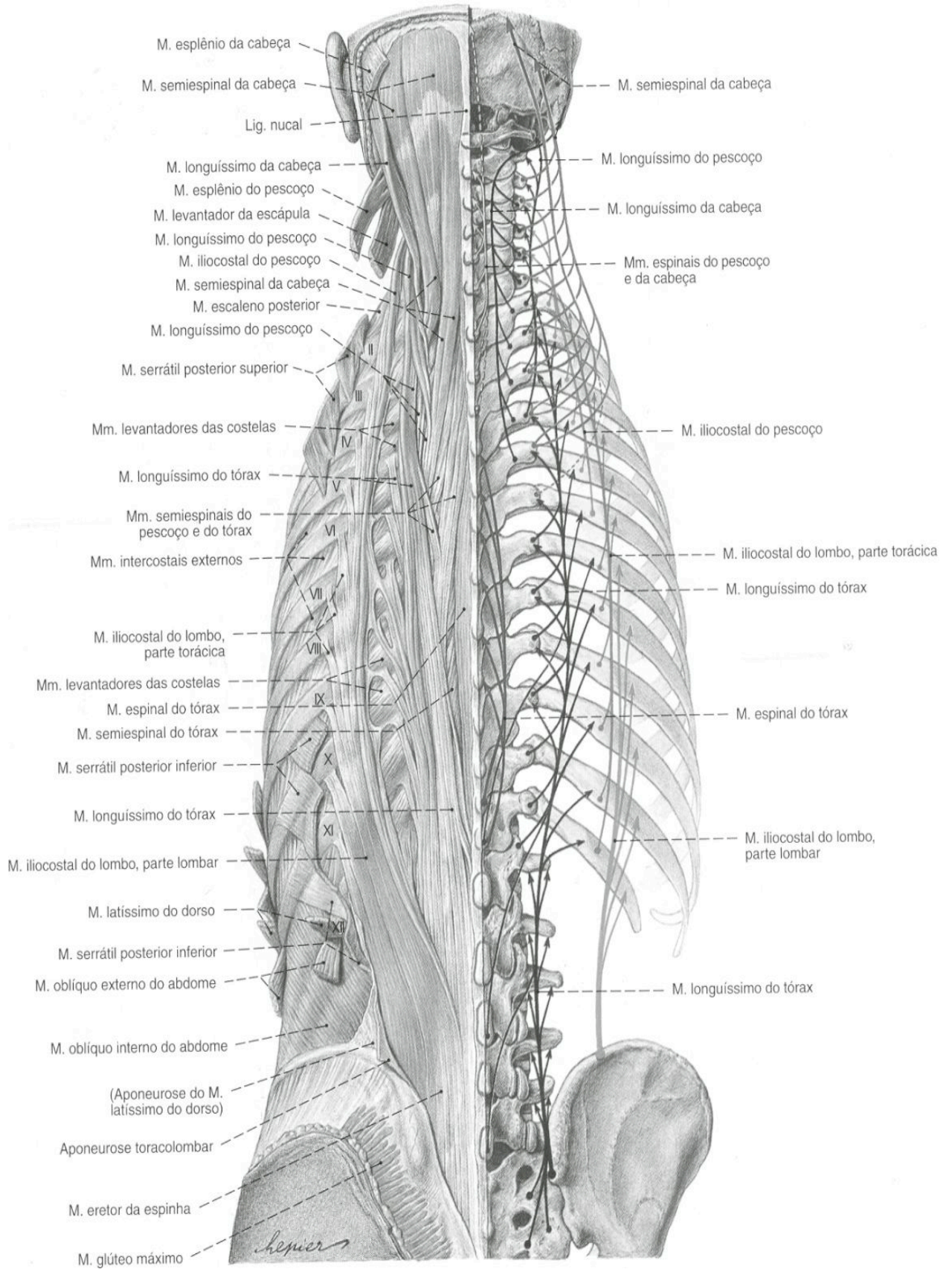
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	T1	T2	T3	T4 T5	T7	T8	T9 T10	T11	L1	L2	L3	L4	L5	S1	S2
Semi-espinhal da cabeça		D	D	D	D	D	D	D	D														
Semi-espinhal do pescoço		D	D	D	D	D	D	D															
Esplênio do pescoço		D	D	D	D	D	D	D															
Esplênio da cabeça			D	D	D	D																	
Longuissimo da cabeça			D	D	D	D	D	D															
Espinhal da cabeça			D	D	D	D	D	D	D														
Longuissimo do pescoço			D	D	D	D	D	D	D	D	D												
Espinhal do pescoço			D	D	D	D	D	D															
Interespinhal cervical			D	D	D	D	D	D															
Intertransversário cervical posterior			D	D	D	D	D	D															
Elevador da escápula			V	V	V																		
Serrátil anterior				V	V	V																	
Iliocostal cervical				D	D	D	D	D	D	D													
Longuissimo do tórax									D	D	D	D	D	D	D	D	D	D					
Espinhal torácico									D	D	D	D	D	D	D	D							
Semi-espinhal torácico									D	D	D	D	D	D	D	D							
Rotador torácico									D	D	D	D	D	D	D	D							
Interespinhal torácico									D	D	D	D	D	D	D	D							
Intertransversário torácico									D	D	D	D	D	D	D	D							
Iliocostal lombar																	D	D	D	D	D		
Rotador lombar																	D	D	D	D	D		
Interespinhal lombar																	D	D	D	D	D		
Intertransversário lombar																	D	D	D	D	D		
Multífido			D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D	D

**Figura 11: Distribuição do ramo dorsal (D) e ventral (V) das raízes anteriores nos músculos póstero-mediais do tronco que atuam na extensão do tronco – Adaptado de Hislop e Montgomery, 1995**

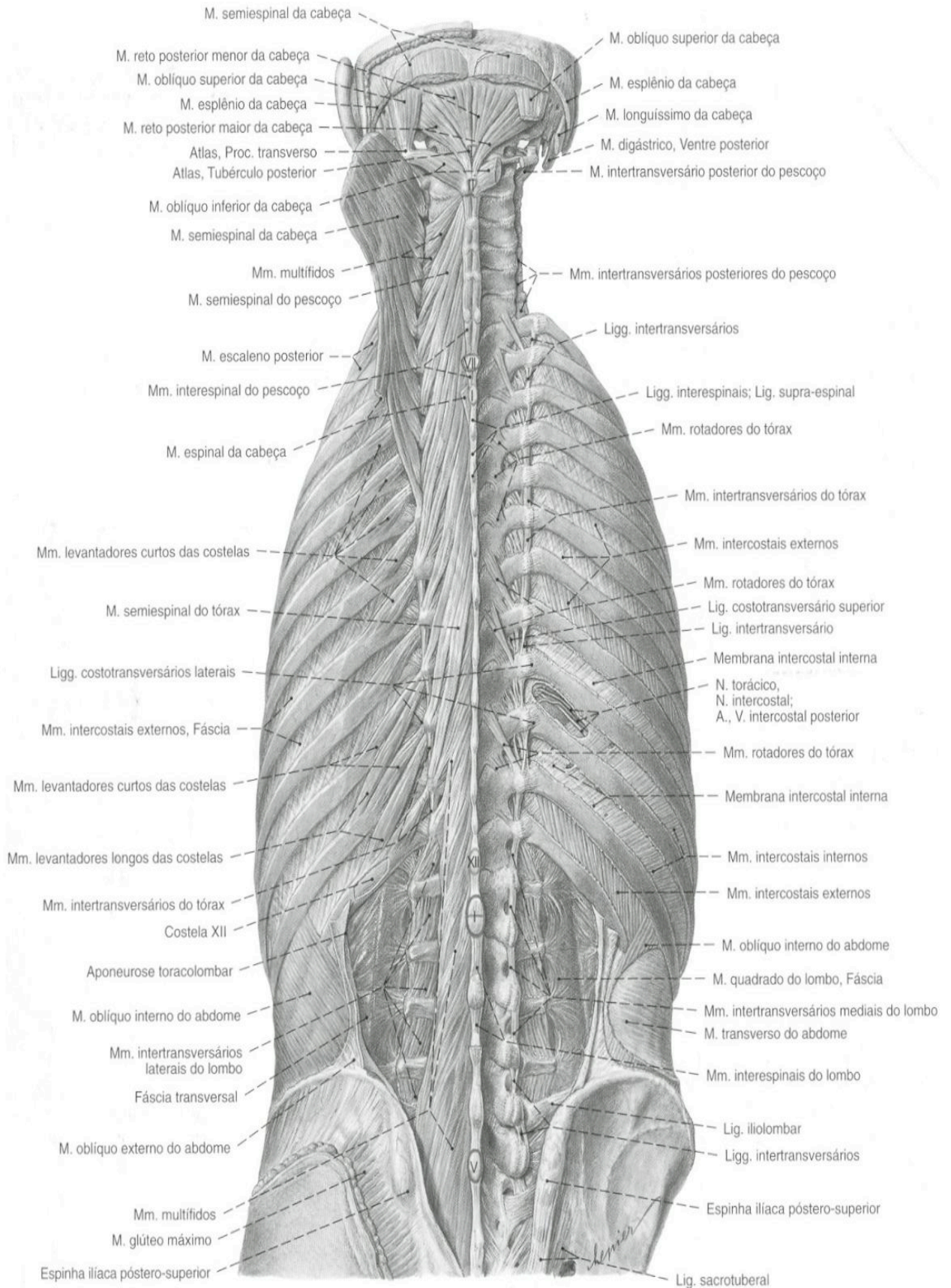
### 4.3 OS MÚSCULOS POSTERIORES DO TRONCO

Nem todos os músculos póstero-mediais do tronco que se originam e/ou se inserem na coluna atuam na extensão do tronco, movimento analisado neste trabalho, portanto eles não serão abordados nesta revisão. Entre eles pode-se citar o Elevador da Escápula, o Escaleno Posterior, os Rombóides Maior e Menor, o Latíssimo do Dorso, os Elevadores das Costelas, o Serrátil Posterior (superior e inferior). Os músculos póstero-mediais do tronco que auxiliam na extensão da CV são simétricos, alguns apresentam orientação vertical ao longo da coluna enquanto que outros correm oblíquos convergindo em direção cranial e média, como pode ser observado nas Figuras 12 e 13 (Putz e Pabst, 2000).





**Figura 12: Músculos das costas - camada medial superficial. Extraído de Putz e Pabst, 2000.**



**Figura 13: Músculos das costas - camada medial profunda. Extraído de Putz e Pabst, 2000.**

A origem e inserção de cada um dos músculos póstero-medias do tronco que atuam na extensão deste segmento seguem abaixo (Stone e Stone, 2006):

- o Esplênio da Cabeça origina-se na parte inferior do ligamento nugal, processos espinhais de C7 a T4 e insere-se no processo mastóide do osso temporal e na parte lateral da linha nugal superior;
- o Esplênio do Pescoço tem origem nos processos espinhosos de T3 à T6 e se insere nos processos transversos de C1 à C3;
- o Intertransversário Cervical Posterior parte do tubérculo posterior dos processos transversos do eixo até T1 e se insere no tubérculo posterior da vértebra superior;
- o Intertransversário Torácico origina-se dos processos transversos de T11 à L1 para se inserir nos processos transversos da vértebra superior;
- o Semi-espinhal da Cabeça<sup>1</sup> inicia nos processos articulares de C4 à C6, processo transverso de C7 à T7 para terminar entre as linhas nucais do occipital;
- o Semi-espinhal do Pescoço<sup>1</sup> origina-se dos processos transversos de T1 à T5 e se insere nos processos espinhosos de C6 à T4;
- o Semi-espinhal do Tórax<sup>1</sup> origina-se dos processos transversos de T6 à T10 para se inserir nos processos espinhosos de C6 à T4;
- os Multifídeos<sup>1</sup> apresentam origem diferenciada conforme a região de atuação, na região sacral partem ao longo dos forames sacrais até a espinha ílica pósterio-superior, na região lombar, dos processos mamilares das vértebras, na torácica, dos processos transversos, e na cervical, dos processos articulares de C4 à C7 para se inserirem nos processos espinhosos de duas a quatro vértebras superiores à origem;
- os Rotadores<sup>1</sup> (cervicais, torácicos e lombares) originam-se nos processos transversos de cada vértebra para se inserir no processo espinhoso da vértebra imediatamente superior;

---

<sup>1</sup> o Transversoespinhal é composto pelos músculos Semi-espinhal, Rotadores e Multifídeos, eles apresentam orientação oblíqua, de baixo para cima e de fora para dentro. Encontram-se profundamente em relação aos eretores da espinha;



- o Espinhal da Cabeça<sup>2</sup> tem origem e inserção similar a parte medial do semi-espinhal da cabeça;
- o Espinhal do Pescoço<sup>2</sup> tem origem junto ao ligamento nugal e processos espinhosos de C7 e inserção no processo espinhoso do eixo;
- o Espinhal do Tórax<sup>2</sup> se origina dos processos espinhosos de T11 à L2 e se insere nos processos espinhosos de T1 à T8;
- o Longuíssimo da Cabeça<sup>2</sup> origina-se dos processos transversos de T1 à T5 e processos articulares de C5 à C7 para se inserir na parte posterior do processo mastóide do osso temporal;
- o Longuíssimo do Pescoço<sup>2</sup> tem origem junto aos processos transversos de T1 à T5 e inserção nos processos transversos de C2 à C6;
- o Longuíssimo do Tórax<sup>2</sup> tem origem ampla, das cristas sacrais medias e laterais, processos espinhosos e ligamento supra-espinhal de T11 à L5 e parte medial das cristas ilíacas e insere-se nos processos transversos de todas vértebras torácicas;
- o Iliocostal Lombar<sup>2</sup> origina-se nas cristas sacrais medial e lateral e parte lateral das cristas ilíacas e se insere nos ângulos das seis costelas inferiores (lateral ao iliocostal torácico);
- o Iliocostal Cervical<sup>2</sup> origina-se nos ângulos da terceira a sexta costela e insere-se nos processos transversos de C4 à C6;
- o Iliocostal Torácico<sup>2</sup> origina-se nos ângulos das seis costelas inferiores e insere-se nos ângulos das seis costelas superiores e processos transversos de C7;
- o Intertransversário Lombar (laterais e mediais) se origina dos processos transversos e mamilares de cada vértebra lombar e se insere nos processos transversos e acessórios da vértebra superior;
- o Interespinhal Cervical origina-se dos processos espinhosos de C3 à C7 e insere-se no processo espinhoso da vértebra imediatamente acima;

---

<sup>2</sup> o grupo Eretor da Coluna abrange os músculos Iliocostal, Longuíssimo e Espinhal.

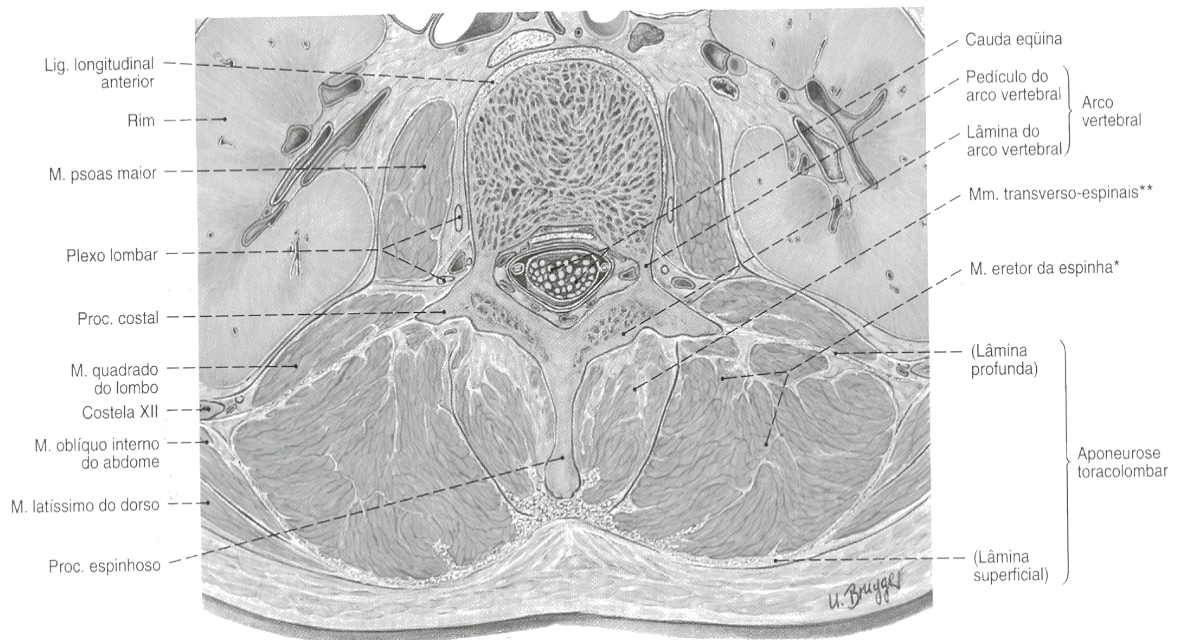
- o Interespinal Torácico origina-se dos processos espinhosos de T1, T2, T3, T11 e T12 e insere-se no processo espinhoso da vértebra imediatamente acima;
- o Interespinal Lombar origina-se dos processos espinhosos de L2 à L5 e insere-se no processo espinhoso da vértebra imediatamente acima;
- o Elevador da Escápula tem origem nos tubérculos posteriores dos processos transversos de C1 à C4 e se insere na espinha da borda medial da escápula.

A Fáscia Toracolombar (sobrejacente ao grupo Ereter da Coluna) é uma aponeurose cuja lâmina posterior da sua porção lombar medial recobre os músculos profundos do dorso prendendo-se aos processos espinhosos lombares enquanto que na região torácica recobre a superfície posterior dos músculos profundos do dorso fixando-se, medialmente, nos processos espinhosos das vértebras e, lateralmente, nos ângulos costais (Snell, 1984).

A extensão da CV ocorre, essencialmente, pela ação bilateral dos músculos intrínsecos da coluna, o grupo Ereter da Coluna (camada intermédia) e grupo Espinhal Posterior Profundo. Estes músculos possuem origem e inserção ao longo da CV e atuam como motores primários da extensão do tronco quando ativos bilateralmente, apenas os músculos Suboccipitais são considerados músculos acessórios da extensão da região cervical da CV (Rasch e Burke, 1977).

Na região mais superficial do dorso existem vários outros músculos que se originam, na sua maioria, dos processos espinhosos de várias vértebras, desde a cervical até a lombar, porém nenhum deles atua no gesto de extensão do tronco (Kapandji, 1980; Calais-Germain, 1991; Putz e Pabst, 2000).

Na Figura 14 é possível verificar a distribuição dos músculos posteriores do tronco em um corte transversal na altura da segunda vértebra lombar (L2). Observa-se que na região pósteromedial do tronco encontram-se, de superficial para profundo, os músculos Eretores da Coluna, os Transversoespinhais, o Longuíssimo do Tórax. Esta visualização da distribuição espacial propicia uma noção da importância do fator localização dos músculos em análises com EMG de superfície.



**Figura 14: Corte transversal do tronco na altura de L2 – Extraído de Putz e Pabst, 2000.**

#### 4.4 EMG DOS MÚSCULOS PÓSTERO-MEDIAIS DO TRONCO

A atividade elétrica dos músculos eretores da coluna é verificada, por alguns autores, com uso de eletrodos de profundidade, pois este tipo de eletrodo é o indicado para músculos profundos (Stein et al., 1993; Andersson et al., 1996). Porém existem muitos trabalhos que demonstram a possibilidade de verificar a atividade elétrica dos eretores da CV com o uso de eletrodos de superfície (Rosenburg e Seidel, 1989; Dolan e Adams, 1993; Potvin e Norman, 1993; Raschke e Chaffin, 1996; Leinonen et al., 2002; Gonçalves e Barbosa, 2005; Arjmand e Shirazi-Adl, 2006). Além disso, a EMG de superfície é mais bem indicada que a EMG de profundidade quando o objetivo é estudar gestos motores, uma vez que o sinal capturado pode ser considerado representativo da atividade total das fibras do músculo pois esta técnica registra a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas situadas abaixo do sensor (Correia et al., 1993; Konrad, 2005). Na CV os músculos são compostos por vários fascículos que atuam de forma sinérgica durante a mobilização deste segmento (Van Dieën apud Gonçalves e Barbosa, 2005), portanto a EMG de superfície torna-se bem indicada para a verificação de sua atividade elétrica.



Na existência dessa possibilidade, há muitos anos são realizadas pesquisas que utilizam a EMG de superfície para verificar a atividade elétrica dos músculos do tronco. No Anexo 1 é possível ter-se uma noção de alguns destes estudos, seus objetivos e quais os músculos, ou zonas, analisados.

Os objetivos da análise do sinal elétrico dos músculos do tronco são vários, entre eles podemos destacar a verificação das diferenças da ativação elétrica dos músculos posteriores do tronco com o uso de eletrodos de superfície em indivíduos saudáveis e em indivíduos que apresentam quadros algícos, sejam eles agudos ou crônicos, buscando compreender quais alterações a dor pode provocar no sinal eletromiográfico (Sherman, 1985; Nowen et al., 1987; Ahern et al., 1988; Alexiev, 1994; Ng et al., 2002; Healey et al., 2005). Vários outros estudos fazem uso da EMG de superfície para construção de modelos que visam estimar as cargas na CV e também procurando compreender em quais situações as estruturas vertebrais sofrem maior estresse (Andersson et al., 1977; Gallagher et al. 1997; Davis et al., 1998; Gagnon et al., 2001; Kingma et al., 2001). A fadiga muscular também é investigada por alguns autores bem como estudos que verificam o padrão eletromiográfico em patologias da coluna, o comportamento da EMG no pré e pós-cirúrgico, entre vários outros assuntos (Rosenburg e Seidel, 1989; Potvin e Norman, 1993; Raschke e Chaffin, 1996; Leinonen et al., 2002; Lu et al., 2002; Gaudreault, 2005; Gonçalves e Barbosa, 2005; Ferguson et al., 2005; Granata et al., 2005). A região cervical é muito pouco estudada (Owens Jr et al., 2006).

No que diz respeito a estudos que verificam a ativação eletromiográfica dos músculos posteriores da coluna vertebral durante várias atividades, entre elas a de levantamento, a maior parte concentra a atenção nos músculos da parede abdominal e nos eretores lombares da coluna vertebral, deixando em segundo plano a musculatura dorsal e cervical. Além disso, para as regiões torácica superior e cervical praticamente não existem estudos que as relacione com as sobrecargas causadas pelo levantamento de cargas (Andersson et al., 1977; Schultz et al., 1982; Dolan e Adams, 1993; Granata e Marras, 1995; Van Dieën e Kingma, 1999; Blüthner et al., 2001; Dannels et al., 2001; Hermann e Barnes, 2001; Souza et al., 2001; Sparto e Parnianpour, 2001; Stokes, 2005; Arjmand e Shirazi-Adl, 2006).

Neste sentido, um estudo que avalie, simultaneamente, a coluna em toda sua extensão durante uma tarefa de levantamento, parece preencher uma lacuna da literatura. O conhecimento do comportamento da ativação da musculatura pósterio-

medial do tronco ao longo da tarefa de levantamento será útil não somente para uma descrição cinesiológica mais precisa do movimento, como também para aperfeiçoar modelos biomecânicos que procuram ser representativos da coluna na execução desta tarefa.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

- Tarefa de Levantamento (TL) – Ato de pegar um objeto com tamanho fixo a partir de uma altura e massa pré-determinadas para cada indivíduo utilizando-se das duas mãos, movê-lo verticalmente, sem assistência mecânica, até a posição ereta e devolvê-lo ao chão. Neste trabalho a TL foi realizada mantendo sempre os joelhos estendidos.

- Fases – cada uma das etapas de uma TL que compreende uma série de modificações. A TL da carga foi realizada em quatro fases distintas:

- fase 1: Movimento de descida sem carga (o indivíduo partiu da posição ereta e inclinou o tronco anteriormente, através da flexão do quadril, até alcançar a carga situada no solo);
- fase 2: Movimento de subida com carga (o indivíduo retornou à posição ereta através da extensão do quadril, sustentando a carga com as duas mãos);
- fase 3: Movimento de descida com carga (o indivíduo iniciou na posição ereta sustentando a carga com as duas mãos, de forma simétrica, e inclinou o tronco anteriormente, através da flexão do quadril, até que a carga repousasse no solo);
- fase 4: Movimento de subida sem carga (o indivíduo retornou à posição ereta realizando a extensão do quadril, após ter largado a carga no chão).

Neste trabalho foi avaliada apenas a fase 2 da TL.

- Postura - Diz respeito ao posicionamento do corpo durante a TL. Neste trabalho foi avaliada apenas uma postura que consistiu na execução da TL com a manutenção da extensão dos joelhos e cotovelos além das curvaturas fisiológicas da CV durante todas as fases. Apenas o quadril deveria ser flexionado (fase 2 e fase 3) ou estendido (fase 1 e fase 4).

- Peso da Carga (PC) – Peso do objeto manuseado. Foi obtido através do cálculo do limite de peso recomendado (LPR) do Guia de Práticas de Trabalho para

o Manuseio de Cargas do National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) (Waters et al., 1994) (Anexo 2). Neste trabalho o peso foi equivalente a um Índice de Levantamento (IL) de 1,5.

- Velocidade de execução - É a taxa de movimento em que foi realizada a tarefa de levantamento. Neste trabalho a velocidade de execução da TL foi determinada previamente à coleta dos dados, durante o treino do gesto, obedecendo a algumas orientações fornecidas pela pesquisadora: o gesto não deveria ser realizado de forma abrupta, os gestos de descida e subida deveriam ocorrer de forma contínua, não deveria ser utilizado tempo inferior a 10 segundos ou superior a 15 segundos por postura (neste tempo estava previsto o repouso entre uma execução e a outra). Sendo assim, cada fase teve duração aproximada entre 2,5 e pouco menos de 4 segundos.

- Contração voluntária máxima (CVM) - Contração ativa máxima realizada isometricamente. Seu valor, registrado por EMG em milivolts, é utilizado como referência para fins de “normalização” da atividade muscular. A CVM dos músculos póstero-mediais do tronco foi realizada com o indivíduo em decúbito ventral e resistência manual fornecida na região posterior de sua cabeça. Nestas condições o indivíduo foi orientado a realizar uma hiperextensão da coluna com duração de três segundos. A CVM foi realizada com estímulo verbal da pesquisadora.

- Níveis vertebrais – O nível vertebral caracteriza a região da coluna a ser avaliada. Foi definido a partir da região distal dos processos espinhosos de determinadas vértebras. Foram analisados sete níveis vertebrais: C7, T3, T6, T9, L1, L3 e L5.

- Segmentos vertebrais – O segmento vertebral foi caracterizado pelo agrupamento de níveis vertebrais adjacentes do segmento móvel da coluna. No presente estudo foram propostos dois diferentes agrupamentos com três segmentos cada um. O primeiro considerou a divisão da coluna por suas curvaturas em lordose e cifose (C7, T3-T9 e L1-L5) e o outro considerou as linhas retas formadas pela união do centro das articulações zigapofisárias ( C7-T6, T9-L1 e L3-L5).

- Ativação eletromiográfica – Representa o nível de ativação elétrica do músculo. Neste trabalho foi obtida com eletrodos de superfície. Foi computado o valor *Root Mean Square* (RMS) da fase 2 normalizado pela CVM.

- Lado – Representa a região lateral do corpo. Neste trabalho foram avaliados separadamente os lados direito e esquerdo em cada um dos sete níveis vertebrais.

## **5.2 VARIÁVEIS INDEPENDENTES**

Níveis Vertebrais

Lados

Fase

## **5.3 VARIÁVEIS DE CONTROLE**

Peso da carga

Velocidade de execução

Postura

## **5.4 VARIÁVEIS INTERVENIENTES**

Temperatura do ambiente

Capacidade física individual

Estratégia motora utilizada

Impedância da pele

## **5.5 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA**

Esta pesquisa foi do tipo transversal *ex-post-facto* com delineamento descritivo comparativo.

## **5.6 AMOSTRA**

A amostra foi composta por dezesseis indivíduos de ambos sexos (dez homens e seis mulheres) com idade média de 25,3 ( $\pm 4,3$ ) anos, estatura média de 170,8 ( $\pm 10,4$ ) cm e massa corporal média de 67,0 ( $\pm 12,5$ ) kg. O tamanho da amostra foi determinado através de cálculo amostral no programa WINPEPI (PEPI for Windows) com nível de significância de 0,05 e poder de previsão de 80% utilizando

dados oriundos de estudo piloto. Entre os sujeitos que aceitaram participar da amostra e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, foram excluídos aqueles que apresentaram queixas de dor na coluna ou articulações adjacentes no dia da coleta além daqueles em que foi verificado, durante a palpação dos processos espinhosos no momento da identificação dos níveis vertebrais, um desvio lateral da CV no plano frontal.

## **5.7 PROCEDIMENTO PARA SELEÇÃO DA AMOSTRA**

A amostra foi do tipo voluntária. Graduandos e pós-graduandos da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul foram convidados, através de comunicação verbal, a participar da pesquisa, comparecendo em data e horário pré-estabelecidos.

## **5.8 TERMO DE CONSENTIMENTO**

Todos os participantes da pesquisa assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido contendo informações pertinentes ao experimento e assegurando também sua privacidade (Anexo 3). Este estudo está registrado sob o número 2007692 no Comitê de Ética e Pesquisa da Pró-reitoria de Pesquisa da UFRGS e foi aprovado em 30 de agosto de 2007 na reunião nº 13, ata nº 93.

## **5.9 INSTRUMENTOS DE COLETA**

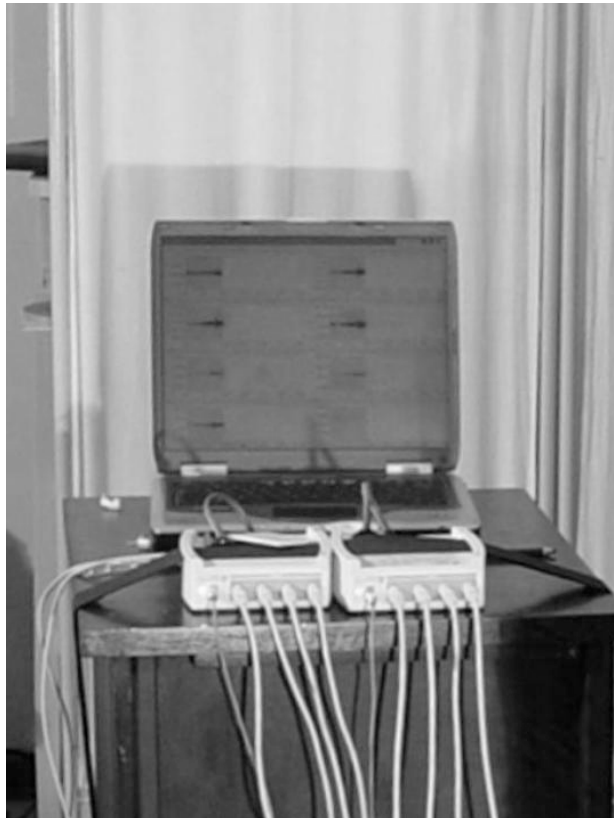
### **5.9.1 Eletromiógrafo**

Para aquisição dos dados eletromiográficos foram utilizados quatro eletromiógrafos da marca Miotec, modelo Miotool 400 (Figura 15a). Cada equipamento possui quatro canais analógicos de entrada com taxa de amostragem de 2000 Hz por canal, conversor A/D de 14 Bits, modo de rejeição comum de 110db, alimentado por bateria recarregável e conexão com o computador via porta USB. Os cabos utilizados foram do modelo SDS 500 com pré-amplificador com ganho de 100 e possibilidade de regulagem da distância entre os eletrodos (Figura 15b). O programa Miograph 2.0 Alpha 9 Build 5 foi utilizado para coleta e armazenagem dos dados. O sistema de coleta eletromiográfica foi composto por dois eletromiógrafos

conectados a um único computador através das portas USB (Figura 16). Este estudo utilizou dois sistemas de coleta eletromiográfica simultaneamente, cada sistema coletou o sinal eletromiográfico de um lado da coluna.



**Figura 15:** (a) Eletromiógrafo Miotool 400 e (b) sensor SDS 500 com distância regulável entre os eletrodos.



**Figura 16:** Sistema de coleta eletromiográfica - composto por 2 eletromiógrafos, de quatro canais cada um, conectados a um único computador.

### 5.9.2 Eletrodos

Foram utilizados trinta eletrodos auto-adesivos de superfície Ag/AgCl com configuração bipolar, diâmetro de 30 mm (*Tyco Healthcare, Mini MediTrace 100 - Kendall*) para cada indivíduo da amostra (quatorze canais e um eletrodo terra para cada sistema eletromiográfico). A distância intereletrodos foi de 25 mm.

### 5.9.3 Câmera de vídeo

Foram utilizadas duas câmeras de vídeo digitais da marca JVC, modelo GR-DVL9800, uma para filmagem no plano sagital, para determinação do início e final de cada fase de todas as execuções da postura, e outra no plano frontal, posicionada com seu eixo ótico a aproximadamente 45° do plano horizontal, posteriormente ao indivíduo, para verificação da simetria do gesto. Cada câmera, acompanhada por um holofote, estava conectada a um computador (Figura 17), os computadores estavam interligados através de rede interna (intranet) para possibilitar a captura remota. A taxa de amostragem de cada câmera foi de 50 Hz.

### 5.9.4 Unidade de sincronismo

Para sincronizar os dados provenientes de cada um dos sistemas de coleta eletromiográfica e do sistema de coleta de cinemetria, que possuíam taxa de amostragem diferente, foi utilizado um sincronismo manual (Loss et al., 1997). O dispositivo é composto por um circuito elétrico ligado simultaneamente a um canal de um dos eletromiógrafos de cada sistema de coleta eletromiográfica. Quando o dispositivo de sincronismo era ativado ocorria uma mudança no nível de tensão elétrica, registrado em um canal de cada sistema de coleta além de acender um *led* que pôde ser visto na filmagem da câmera sagital. O sincronismo inter-câmeras ocorreu automaticamente através da ferramenta de captura remota do programa Dvideow (Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits – desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomecânica FEF e Instituto de Computação da UNICAMP) (Figueiroa et al., 2003) que possibilita o início de filmagem simultânea entre as câmeras conectadas a computadores interligados por intranet (sistema de cinemetria).



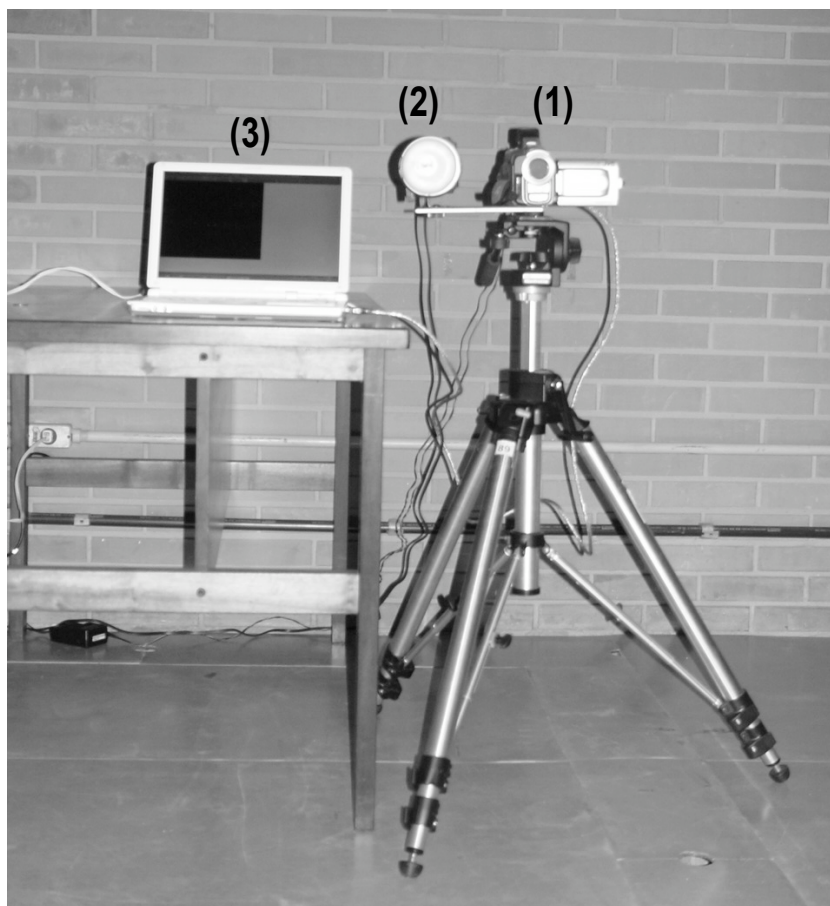


Figura 17: (1) Câmera de vídeo JVC GR-DVL 9800, (2) holofote e (3) computador.

### 5.9.5 Marcadores reflexivos

Para identificar o processo espinhoso de T1 e o ângulo inferior da escápula direita e esquerda, foram utilizados três marcadores esféricos de isopor com 1 cm de diâmetro revestidos com fita reflexiva.

### 5.9.6 Calibrador

Foi utilizado um calibrador tridimensional *Peak Performance* (*Peak Performance Technologies Inc.*, Englewood, USA) no padrão *standart*, com 9 pontos. Apenas os quatro pontos mais distantes do centro do calibrador, dispostos em um mesmo plano, foram utilizados para reconstrução bi-dimensional das imagens digitalizadas da câmera frontal, utilizadas para verificação da simetria do gesto.

### 5.9.7 Balança e Estadiômetro

Para medir a massa corporal e estatura dos participantes da amostra e para a escolha das anilhas, foi utilizado um equipamento da marca Urano, modelo PS-180, com resolução de 100 gramas para a balança e de 1 mm para o estadiômetro.

### 5.9.8 Carga manuseada

Para facilitar o manuseio da carga, foi utilizada uma estrutura de ferro com dispositivo para prender anilhas a fim de adequar o peso da carga para cada participante da amostra (Figura 18).



Figura 18: Estrutura de metal com peso ajustável.

### 5.9.9 Microcomputador

Foram utilizados cinco computadores: dois para a aquisição e armazenagem do sinal eletromiográfico, outros dois para a aquisição e armazenamento das imagens de vídeo e um quinto equipamento utilizado para o cálculo da carga que cada participante deveria manusear através de uma rotina desenvolvida no programa Matlab 5.3. Os equipamentos foram três *notebooks*, um Averatec com processador AMD Turion 64™ de 1.6 GHz e um Hewlett-Packard com processador AMD Athlon 64™ de 1.99 GHz, ambos com 512 MB de memória RAM e HD de 80 GB utilizados para a eletromiografia e um Acer com processador Celeron de 2.40 GHz com 256 MB de memória RAM e HD de 40 GB para processar a rotina de cálculo do IL com auxílio do programa Matlab, e dois computadores de mesa com

processador Pentium IV de 1.80 GHz, 256 MB de memória RAM e HD de 160 GB, conectados as câmeras de vídeo e interligados por intranet.

Na Figura 19 é apresentada, de forma esquemática, a distribuição dos equipamentos de coleta e suas respectivas conexões.

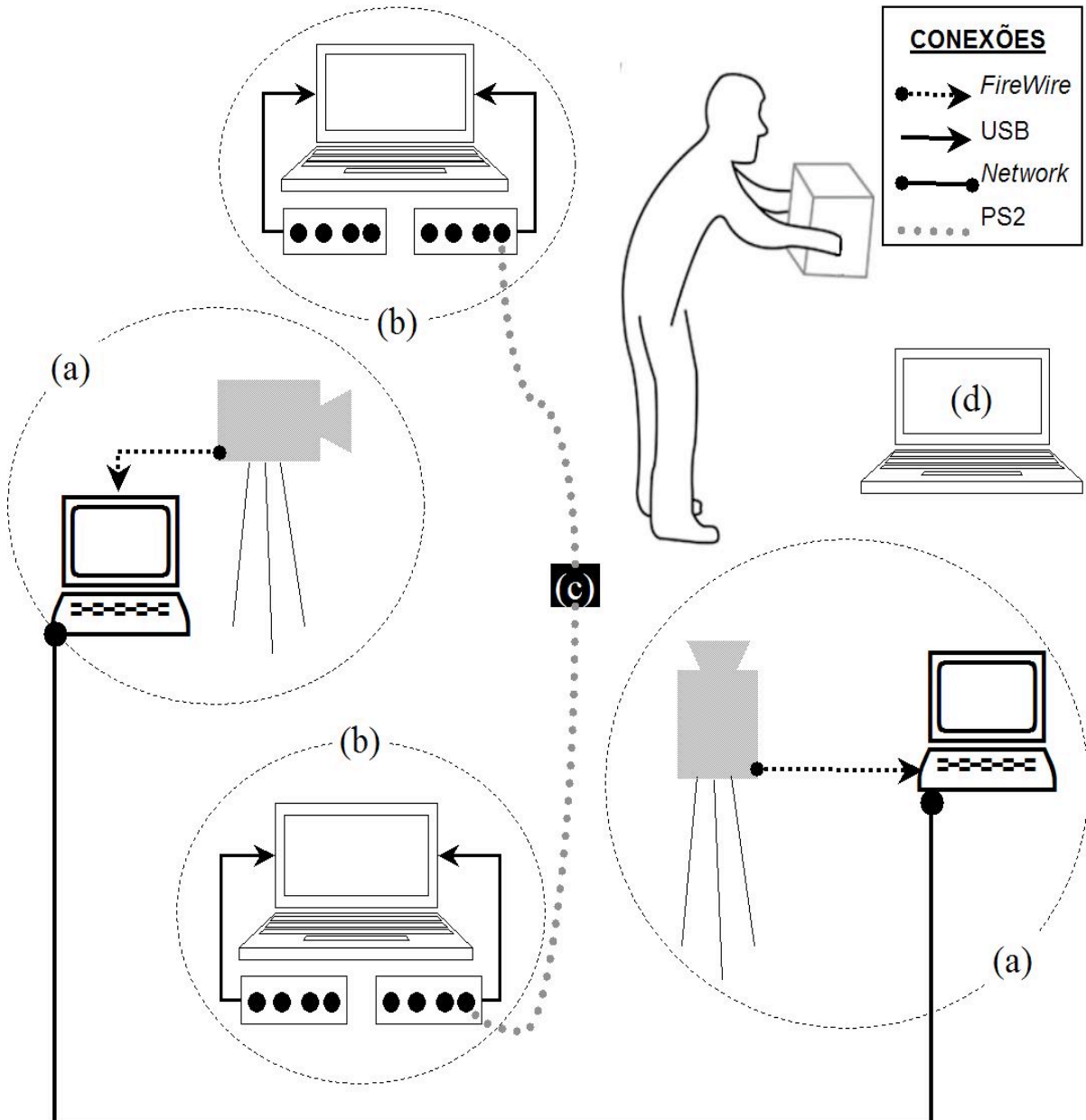


Figura 19: Desenho esquemático dos equipamentos de coleta e suas conexões onde é possível observar (a) as câmeras de vídeo conectadas aos computadores, (b) os sistemas de coleta eletromiográfica, (c) a unidade de sincronismo e (d) o *notebook* utilizado para o cálculo da carga.

## 5.10 PROTOCOLO

Previamente à chegada dos participantes, foi realizada a captura da imagem do calibrador pela câmera frontal para posterior reconstrução bi-dimensional da imagem. Ao chegar à sala de coleta, foi entregue ao participante o termo de consentimento livre e esclarecido onde constavam informações sobre a pesquisa, após o aceite em participar do estudo foram verificadas sua massa corporal e estatura.

Após a mensuração antropométrica, foi realizada uma explicação da atividade seguida da realização de uma série de execuções para verificar a altura da pega da caixa até o chão, a distância entre o centro geométrico da caixa e os tornozelos do indivíduo, a distância vertical que suas mãos percorriam desde a posição de pega da caixa até a postura ortostática além de verificar o ritmo preferido de execução, de posse destes dados foi calculada a carga equivalente a um IL de 1,5 (Anexo 2) com o uso de rotina desenvolvida para este fim.

Na seqüência foi realizada, para a colocação de eletrodos auto-adesivos, uma leve abrasão para remoção das células mortas da pele e a limpeza da pele com algodão embebido em álcool precedida, quando necessária, da raspagem dos pêlos das costas com uma lâmina descartável seguindo as normas do Projeto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles). Os pares de eletrodos foram posicionados longitudinalmente à CV com seu centro a 3 cm da região distal dos processos espinhosos de C7, T3, T6, T9, L1, L3 e L5, bilateralmente, conforme sugerido por Basler et al. (1997). Foram utilizados dois eletrodos de referência, um para cada sistema de coleta eletromiográfica, fixados nas espinhas ilíacas ântero-superiores. Para melhorar a fixação dos eletrodos e diminuir o ruído dos cabos, foi disposto sobre eles fita auto-adesiva Micropore. A distância inter-eletrodos foi de 25 mm (Figura 20).

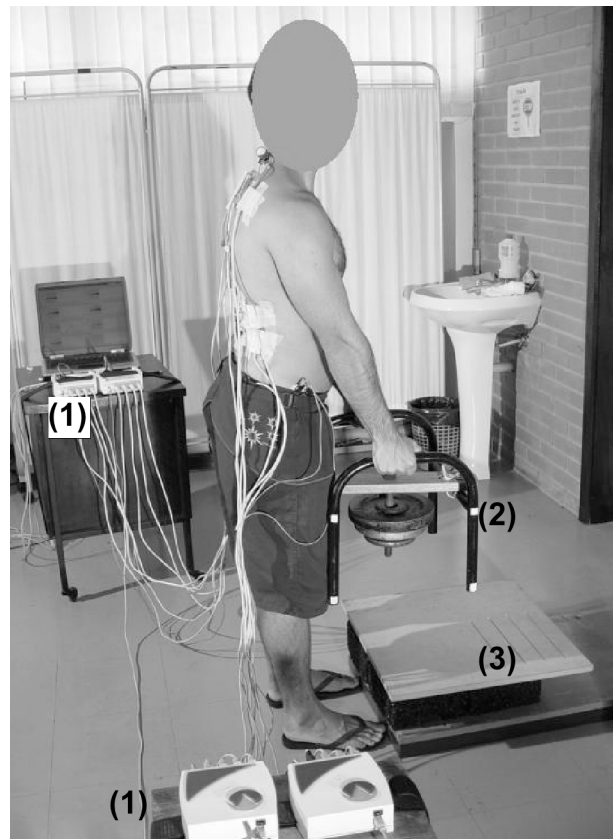
Para a captura do sinal eletromiográfico da CVM os participantes foram posicionados sobre uma maca com o tronco apoiado em uma cadeira posicionada a sua frente, suas pernas foram fixadas com o uso de tiras de velcro, uma resistência manual foi imposta na região posterior de sua cabeça e solicitada a contração máxima por três segundos, estando o tronco alinhado com os membros inferiores. A CVM foi realizada duas vezes, com intervalo de dois minutos entre cada execução a fim de evitar os efeitos da fadiga.

Terminada a série de duas CVMs, com o indivíduo em pé, foram colocados os marcadores reflexivos no processo espinhoso de T1 e ângulo inferior das escápulas direita e esquerda. A carga foi posicionada à sua frente em altura e distância horizontal pré-determinada durante o treino do gesto.

Na seqüência, após repouso de no mínimo um minuto, foram iniciadas as capturas de imagem e sinal EMG, a unidade de sincronismo foi acionada com o *led* direcionado para a câmera sagital e foi dada a ordem para os indivíduos realizarem a primeira série de dez repetições da atividade de levantamento simétrico da carga (Figura 21). A segunda série de execuções foi realizada após repouso de, no mínimo, um minuto.



**Figura 20:** Posicionamentos dos 14 pares de eletrodos ao longo da coluna vertebral.



**Figura 21:** Imagem obtida pela câmera sagital durante execução da atividade simétrica de levantamento de carga onde podem ser vistos (1) os eletromiógrafos, (2) a estrutura de metal com anilhas e (3) o aparato para adequar a altura vertical da estrutura metálica .

## 5.11 ANÁLISE DOS DADOS

As imagens de vídeo foram digitalizadas com o programa Dvideow (Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits – desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomecânica FEF e Instituto de Computação da UNICAMP) (Figuroa et al., 2003). Este processo consiste na localização de determinados pontos quadro a quadro para identificar sua trajetória no decorrer da imagem e assim determinar suas coordenadas espaciais. Estas coordenadas são fornecidas em *pixels*, unidade adimensional da tela do monitor.

Das imagens da câmera sagital foi digitalizado o marcador reflexivo posicionado em T1 e das imagens da câmera frontal foram digitalizados os marcadores posicionados sobre o ângulo inferior da escápula direita e esquerda. Os dados referentes à posição do marcador de T1 no eixo x e y foram importados para o programa SAD32 [(versão 2.61.07mp, 2002) ([www.ufrgs.br/lmm](http://www.ufrgs.br/lmm))] e submetidos ao filtro digital média móvel com frequência de corte de ordem 1. Foi aplicada ferramenta para localização de picos máximos e mínimos na curva do eixo x e então foram identificados e anotados os quadros de início e fim da fase 2 de cada execução (Figura 22a e 22b).

Foi realizada a reconstrução bi-dimensional das imagens já digitalizadas da câmera frontal, com este procedimento ocorre a conversão das coordenadas adimensionais em coordenadas métricas. Os arquivos reconstruídos fornecem uma matriz de três colunas, a primeira referente ao número do quadro da imagem, a segunda, ao eixo x e a terceira, ao eixo y. Nesta matriz foram recortados os quadros referentes à fase 2 de cada gesto e verificada a simetria da execução, conforme estudo desenvolvido previamente (Krumholz et al., 2007). No estudo de Krumholz et al. (2007) foram comparados, em reconstruções tridimensionais e bidimensionais, gestos considerados simétricos e gestos considerados assimétricos, sendo verificado que a reconstrução bidimensional seria suficiente para assegurar a simetria quando o coeficiente de correlação de produto-momento de Pearson ( $r$ ) entre a movimentação dos pontos que identificavam os ângulos inferiores da escápula tivesse valores positivos e iguais ou maiores que 0,8 (Anexo 4). No presente estudo optou-se por um critério menos rigoroso e adotou-se um  $r \geq 0,6$ .

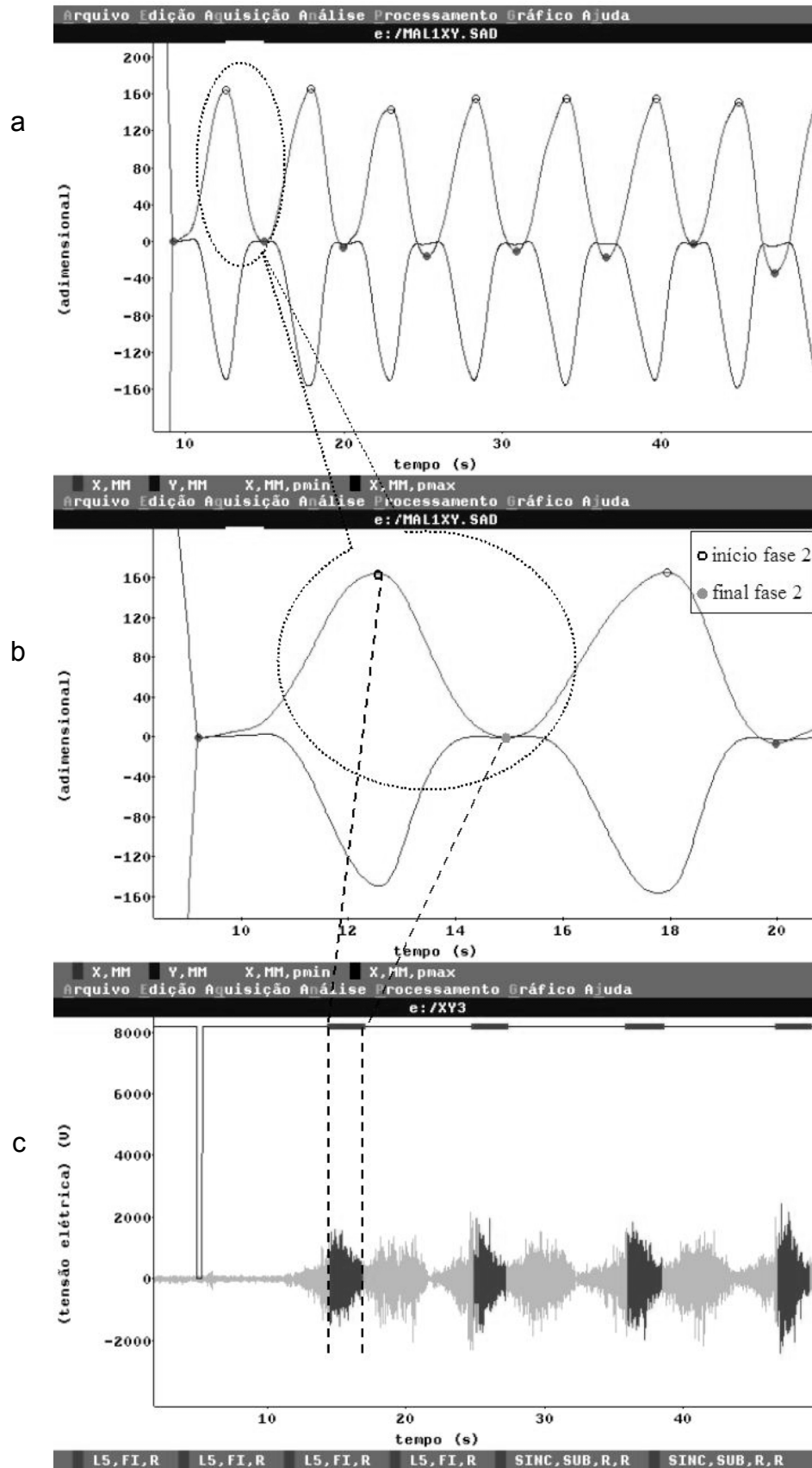


Figura 22: (a) identificação do início e final de cada fase, (b) identificação do início e final da fase 2, (c) recorte do sinal emg referente à fase 2. procedimentos realizados no programa sad32.

Os arquivos da EMG da CVM e das vinte execuções do gesto capturados com o uso do programa Miograph foram tratados no programa SAD32. As curvas foram submetidas a tratamento posterior à coleta, sendo aplicado filtro digital ideal passa-banda com frequência de corte mínima de 20 Hz e máxima de 500 Hz. Foi realizada uma análise no domínio da frequência com o uso da Transformada Rápida de *Fourier* (FFT) para detecção de possíveis ruídos em frequências específicas.

Foi recortado um intervalo de um segundo da região central do sinal eletromiográfico da CVM que atingiu maior amplitude. O valor RMS máximo da curva recortada foi utilizado para posterior normalização dos dados. No sinal eletromiográfico das execuções, o canal referente ao sincronismo foi sub-amostrado para ficar com taxa de amostragem igual a da cinemetria e, então, foram recortadas, nesta curva, todas as execuções da fase 2 que apresentaram simetria quando verificado pelo coeficiente de correlação produto-momento de Pearson ( $r$ ) nos arquivos reconstruídos da cinemetria. Realizados estes recortes foi possível recortar o sinal eletromiográfico apenas das execuções simétricas da fase de interesse (Figura 22c). O valor RMS de cada um destes recortes foi normalizado com o valor RMS da CVM com auxílio do programa Microsoft® Excel 2000.

## 5.12 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para a análise estatística foram utilizados os programas Microsoft® Excel 2000 e SPSS 14.0.

As seguintes análises foram realizadas durante a fase 2 da atividade de levantamento:

- verificação da simetria cinemática;
- verificação da simetria da ativação elétrica entre os lados direito e esquerdo;
- comparação da ativação elétrica entre os níveis vertebrais;
- comparação da ativação elétrica entre os segmentos vertebrais adjacentes.

Das 320 execuções realizadas (20 repetições de 16 indivíduos), foram analisadas, inicialmente, 302, essa diferença ocorreu devido à necessidade do descarte de duas séries de dez execuções, cada uma referente a um participante e a duas execuções realizadas a mais por um terceiro indivíduo. A perda da imagem



capturada pela câmera sagital, responsável pela origem dos dados para seleção da fase 2 do gesto, e a perda do sinal elétrico dos níveis inferiores por deslocamento dos eletrodos foram as causas para esses descartes.

A simetria cinemática de execução da fase 2 da atividade de levantamento simétrico de carga do solo foi verificada, entre as 302 execuções, pelo coeficiente de correlação produto-momento de Pearson, das coordenadas x e y da reconstrução bidimensional dos pontos do ângulo inferior das escápulas direita e esquerda, sendo consideradas simétricas 198 execuções. Para todas as demais análises foram excluídas as execuções que não ocorreram de forma simétrica.

Para todas as análises referentes à ativação muscular, foram utilizados os valores normalizados pela CVM dos dados eletromiográficos dos músculos pósteromediais do tronco durante a fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga do solo apenas das 198 execuções que foram consideradas simétricas.

Foi verificada a equivalência das variâncias (teste de Levene) e não-normalidade dos dados (Kolmogorov-Smirnov) do sinal eletromiográfico. Procurou-se, através de uma transformação logarítmica, enquadrar os dados em uma distribuição normal. Porém, mesmo após a transformação logarítmica algumas variáveis ainda apresentavam comportamento não-normal.

Para a verificação da simetria do sinal eletromiográfico de cada nível vertebral, entre os lados direito e esquerdo, foi realizado o Teste de Wilcoxon.

Para comparação da ativação elétrica entre os níveis vertebrais, cada nível foi representado pela média dos lados direito e esquerdo. Esse procedimento foi necessário pela ausência de simetria. Embora os dados não apresentassem uma distribuição normal sendo indicado o teste de Kruskal-Wallis, foi levada em consideração a robustez do teste de Análise de Variância, mesmo quando os dados não apresentam uma distribuição normal (Callegari-Jacques, 2004), sendo realizada uma ANOVA para dados paramétricos e para identificar eventuais diferenças entre os níveis, um teste *post-hoc* de Tukey.

Na tentativa de identificar segmentos de comportamento elétrico similar foram também analisadas duas combinações de agrupamento entre os níveis adjacentes, cada uma delas divididas em três segmentos. Um primeiro agrupamento analisou os níveis de C7, T3 a T9 e L1 a L5 e o segundo agrupamento analisou os níveis de C7 a T6, T9 a L1 e L3 a L5. Foi realizada, da mesma forma que para a comparação

entre níveis adjacentes, uma análise de variância para as comparações da atividade eletromiográfica entre os agrupamentos.

O nível de significância adotado para todos os testes foi de  $p < 0,05$ .

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados referentes à ativação elétrica estão agrupados conforme as diferentes avaliações realizadas: comparação entre o lado direito e esquerdo nível a nível, comparação entre os diferentes níveis vertebrais, e comparações entre segmentos adjacentes.

### 6.1 SIMETRIA DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

A simetria do sinal eletromiográfico da fase 2 foi avaliada através da média de todas as execuções consideradas simétricas pela reconstrução bidimensional. Na Tabela 1 e na Figura 23 é possível verificar as médias e desvios padrão de todos os níveis da fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga.

**Tabela 1: Médias e desvios padrão da ativação eletromiográfica das execuções simétricas da fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga do solo (valores expressos em percentual da CVM).**

C7		T3		T6		T9		L1		L3		L5	
D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E	D	E
18,26	25,45	25,69	32,80	32,04	34,60	30,64	29,31	33,80	34,66	31,71	28,19	35,30	32,14
(±7,93)	(±12,85)	(±16,44)	(±24,83)	(±17,06)	(±18,48)	(±12,65)	(±12,53)	(±10,66)	(±12,47)	(±10,27)	(±7,91)	(±10,87)	(±11,68)
*		*		*		*				*			

\*  $p < 0,05$

Como pode ser observado, quando comparados, nível à nível, os lados direito e esquerdo da ativação elétrica dos músculos póstero-mediais do tronco, apenas foi verificada simetria nos níveis L1 e L5. Na Figura 24 é possível verificar a comparação entre os lados da ativação elétrica no nível L1 para um indivíduo típico.

O objetivo maior em investigar uma eventual simetria da ativação elétrica da musculatura estava baseado na possibilidade de monitorar apenas um dos lados da coluna, como fazem diversos estudos que assumem “simetria no sinal eletromiográfico”. Nas bases de dados pesquisadas, são poucos os estudos realizados que visam verificar a simetria da ativação elétrica dos músculos do tronco. No que diz respeito aos músculos póstero-mediais da coluna, a maioria deles diz respeito apenas à região lombar.(Nowen et al., 1987; Wolf et al., 1991; Alexiev,

1994; Mannion et al., 1997; Van Diën e Kingma, 1999; Dannels, 2001; Gonçalves e Barbosa, 2005).)

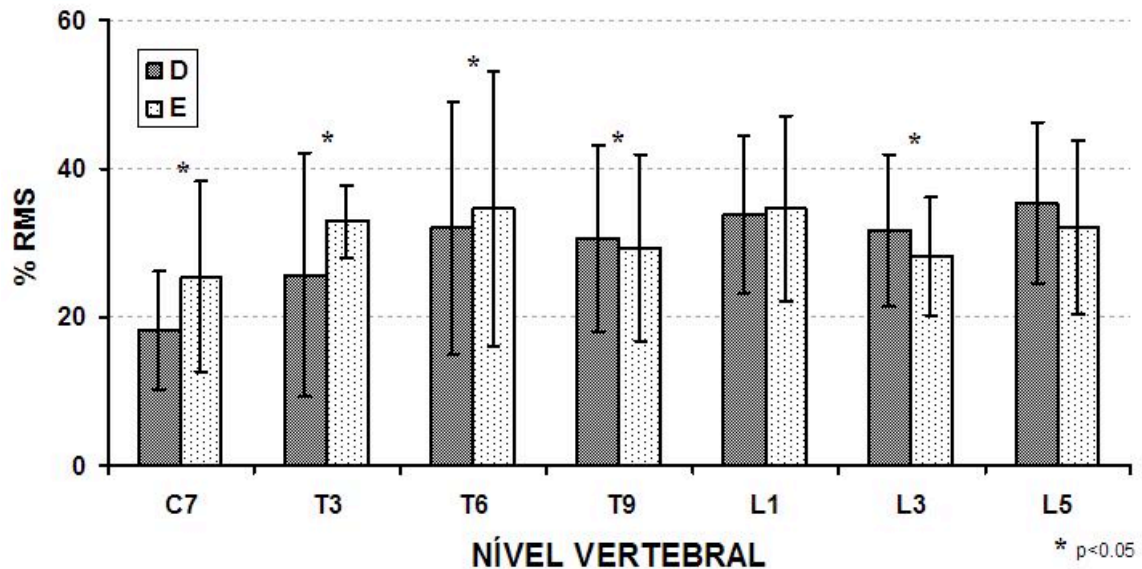


Figura 23: Médias e desvios padrão do sinal eletromiográfico das execuções simétricas da fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga do solo.

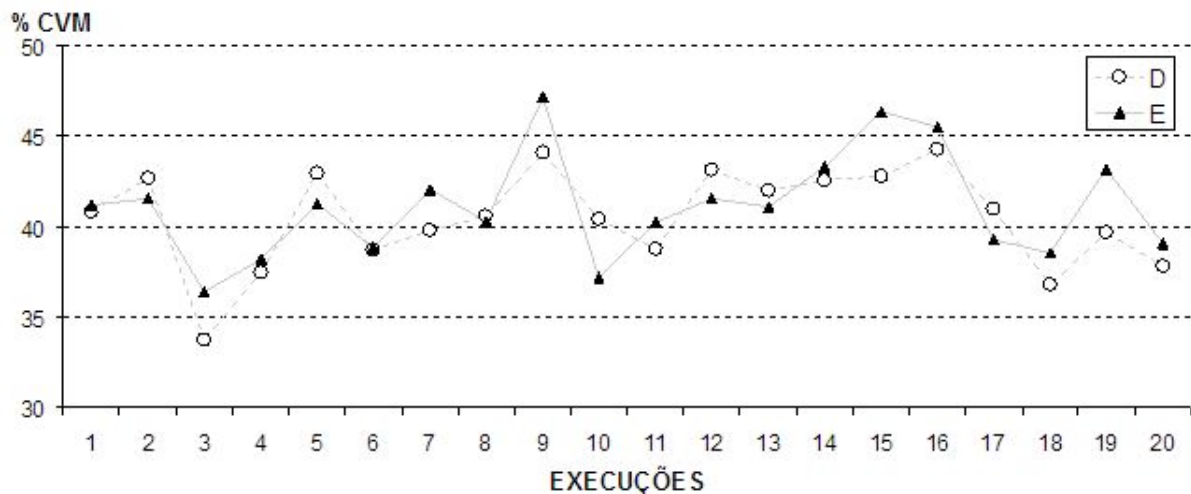


Figura 24: Relação da atividade eletromiográfica entre os lados direito e esquerdo de um indivíduo, no nível L1, referente as 20 execuções da fase 2 do gesto de levantamento simétrico de carga do solo.

Nowen et al. (1987) verificaram que a ativação elétrica nos níveis L1-L2 e L4-L5 em atividade simétrica ocorreu de forma assimétrica, porém outros autores verificaram padrões simétricos de ativação em seus estudos: Wolf et al. (1991) em estudo com eletrodos de superfície e de profundidade em indivíduos saudáveis no

nível L4-L5, Alexiev (1994) verificando o sinal no nível de L3 durante atividade isométrica, Basler et al. (1997) em duas posturas distintas nos níveis de C3-C4, T1, T6, T9 e L3, Lu et al. (2002) estudando os níveis T3-T4, T10-T11 e L2-L3 durante a postura em pé e na inclinação anterior do tronco e Gonçalves e Barbosa (2005) em estudo para identificação de fadiga nos níveis L2-L3 e L4-L5. Mannion et al. (1997) realizaram testes submáximos de indução à fadiga onde analisaram a mediana da frequência nos níveis T10 e L3, bilateralmente em isometria, e verificaram que a taxa média de mudança da mediana da frequência entre os lados foi similar apresentando coeficiente de correlação superior a 0,73 para o nível torácico e superior a 0,62 para a lombar.

Apenas Nowen et al. (1987) encontraram atividade elétrica assimétrica, porém cabe ressaltar que este foi o único estudo, similar ao presente, que verificou o sinal EMG durante atividade dinâmica livre, todos os demais obtiveram o sinal elétrico durante atividades isométricas ou dinâmicas com restrições ao movimento (Wolf et al., 1991; Alexiev, 1994; Basler et al., 1997; Mannion et al., 1997; Van Diën e Kingma, 1999; Dannels, 2001; Lu et al., 2002; Gonçalves e Barbosa, 2005).

Credita-se essa variedade de achados, incoerentes entre eles, à diversidade dos protocolos dos estudos citados e a relativa liberdade permitida no presente estudo durante a execução da atividade proposta. Não obstante, o principal resultado desta avaliação aponta para a impossibilidade de medição de apenas um dos lados da coluna vertebral supondo uma ativação simétrica.

## **6.2 COMPORTAMENTO DO SINAL ELÉTRICO NOS DIFERENTES NÍVEIS DA COLUNA VERTEBRAL**

Foram realizadas as médias de todas as execuções simétricas, de todos os indivíduos, por nível vertebral. Na Tabela 2 podem ser verificados os valores médios e os respectivos limites inferior e superior do intervalo de confiança organizados por níveis.

Apesar dos valores médios serem bastante parecidos, na Tabela 3 é possível verificar os níveis que apresentam diferenças significativas avaliadas pelo teste de múltipla comparação de Tukey. Observando-se os níveis adjacentes, apenas não ocorreu diferença significativa na ativação elétrica entre os níveis T6-T9 e L3-L5.

Ainda referindo-se apenas aos níveis adjacentes, o nível de L1 apresentou a maior ativação (34,28 % da CVM) seguido dos níveis L3-L5 e T6-T9. Os níveis situados nas regiões mais superiores, C7 e T3, foram os que apresentaram menores magnitudes de ativação, respectivamente.

Não foram achados na literatura dados que comparassem as ativações entre tantos níveis vertebrais. Apenas Gonçalves e Barbosa (2005) realizaram um estudo de indução à fadiga com eletrodos nos níveis L2-L3 e L4-L5 e verificaram maior nível de fadiga na região mais inferior (multífidos), porém eles não relacionaram esse achado com um maior grau de ativação elétrica, mas sim a um predomínio de fibras musculares menos resistentes à fadiga.

**Tabela 2: Médias e intervalos de confiança da atividade eletromiográfica, normalizada pela CVM, nos sete níveis vertebrais para todas as execuções simétricas da fase 2.**

NIVEL	Média	Intervalo de Confiança de 95%	
		Limite Inferior	Limite
<b>C7</b>	21,91	20,05	23,66
<b>T3</b>	29,30	27,44	31,05
<b>T6</b>	33,40	31,52	35,13
<b>T9</b>	30,02	28,17	31,78
<b>L1</b>	34,28	32,42	36,03
<b>L3</b>	29,99	28,15	31,76
<b>L5</b>	33,75	31,91	35,52

**Tabela 3: Teste de múltiplas comparações de Tukey dos valores médios de ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral nível a nível. Em destaque estão marcados os níveis adjacentes que apresentam diferença.**

	<b>T3</b>	<b>T6</b>	<b>T9</b>	<b>L1</b>	<b>L3</b>	<b>L5</b>
<b>C7</b>	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
<b>T3</b>	-	0,029*	0,998	0,003*	0,998	0,011*
<b>T6</b>	-	-	0,135	0,993	0,130	1,000
<b>T9</b>	-	-	-	0,019*	1,000	0,062
<b>L1</b>	-	-	-	-	0,018*	1,000
<b>L3</b>	-	-	-	-	-	0,059

\*  $p < 0.05$

É possível perceber que não há um padrão em relação a ativação elétrica média entre os níveis. O nível mais superior, C7, é o único que se destaca ficando

abaixo dos 25 % da CVM e apresentando diferença significativa em relação a todos os demais níveis, os níveis de T3 a L5 apresentam ativação entre 29 e 35 % da CVM. Embora os níveis lombares tenham apresentado alta atividade, como era previsível, em T6 os valores também foram elevados. Porém o músculo Rombóide Maior tem sua inserção sobre o processo espinhoso da quinta vértebra torácica, e desta forma algum efeito de *cross-talk* pode estar ocorrendo, pela necessidade de estabilizar as escápulas. Mas, por outro lado, curiosamente, é aproximadamente nessa região que se encontra o ápice da cifose torácica. Em contra-partida, no ápice da curvatura lombar, L3, é justamente o nível que apresenta, entre os níveis lombares, a menor ativação, porém nessa região encontra-se o ápice de uma curvatura com convexidade oposta à torácica, como pode ser observado na Figura 25.

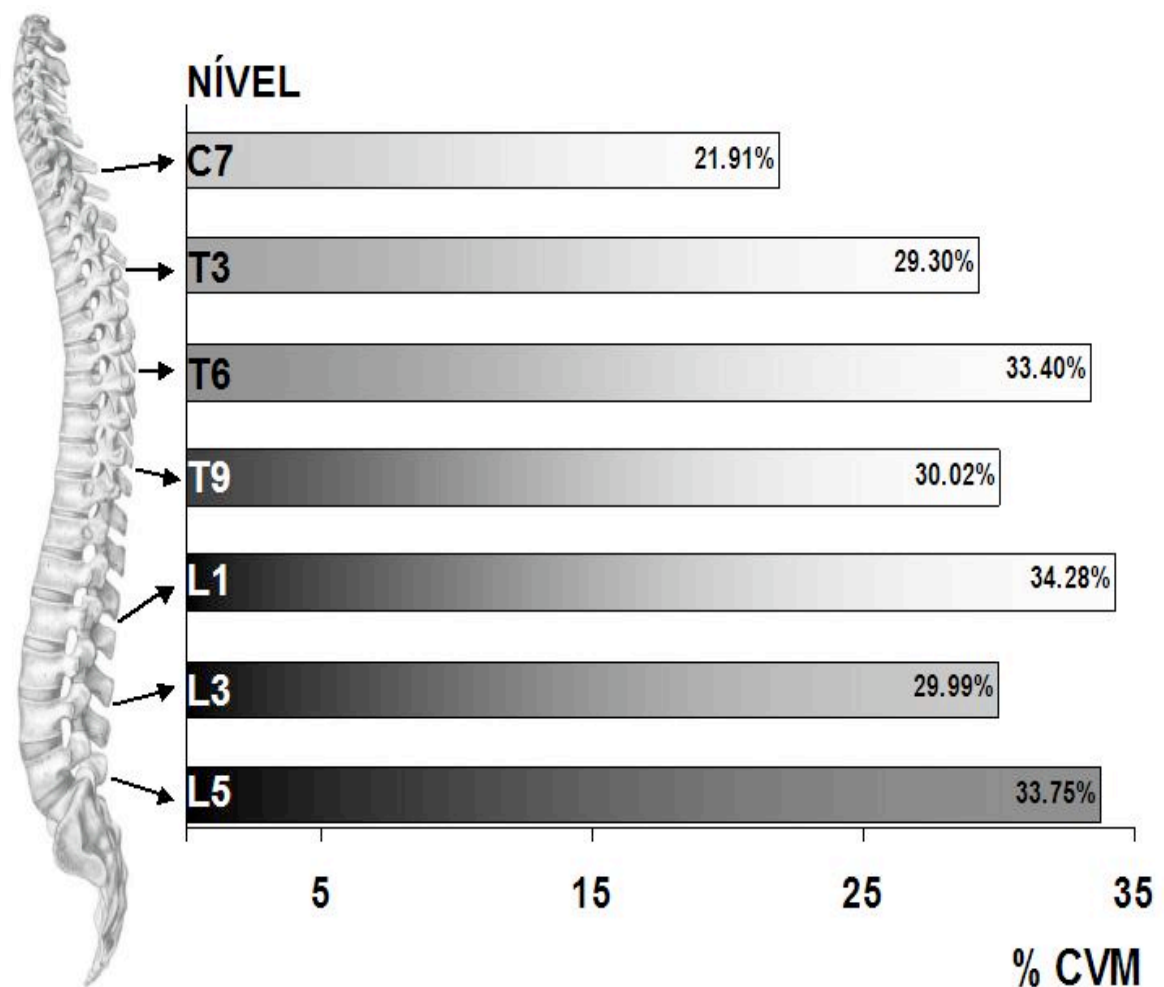


Figura 25: Ativação elétrica média entre os lados direito e esquerdo, nos sete níveis vertebrais, para todas as execuções simétricas da fase 2 e sua relação com as curvaturas sagitais da coluna.

### 6.3 DESCRIÇÃO DO COMPORTAMENTO ELÉTRICO DOS DIFERENTES SEGMENTOS DA COLUNA VERTEBRAL

Na tentativa de encontrar um padrão na ativação elétrica, foram realizadas duas combinações de agrupamentos dos níveis analisados da CV baseadas em diferentes propostas de divisão dessa estrutura. A primeira divisão deu origem a três segmentos que se diferenciaram pelo grau de mobilidade da coluna: o segmento cervical, o torácico e o lombar. Esta divisão é a classicamente utilizada por todos os profissionais da área da saúde e é, inclusive, comum a várias espécies de animais. A segunda divisão deu origem, também, a três segmentos, porém nesta proposta a coluna foi compartimentada pela orientação das linhas que unem as articulações zigapofisárias: pelos segmentos proclive superior, declive inferior e proclive inferior compostos, respectivamente, pelos níveis de C7 à T6, de T9 à L1 e de L3 à L5. Esse comportamento deve-se à adaptação da coluna à postura ortostática, sendo exclusividade do ser humano.

Primeiramente, analisando a divisão clássica baseada na nomenclatura anatômica da coluna em segmento de lordose cervical, cifose torácica e lordose lombar foram encontradas diferenças significativas entre todas as zonas adjacentes. Na Tabela 4 estão listadas as médias de cada segmento e na Tabela 5, o resultado do teste de múltipla comparação de Tukey.

**Tabela 4: Média dos valores da ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral, agrupados em três segmentos: cervical, torácico e lombar.**

Agrupamento por zonas	Média	Intervalo de Confiança de 95%	
		Limite Inferior	Limite Superior
<b>C7</b>	21,85	20,03	23,67
<b>T3 T6 T9</b>	30,85	29,80	31,90
<b>L1 L3 L5</b>	32,63	31,58	33,68

É possível verificar que, além da ativação elétrica diferir entre as zonas adjacentes, ela é crescente de cima para baixo, isto é, o nível de ativação elétrica é



maior quando comparado uma zona inferior com a zona localizada imediatamente acima dela.

**Tabela 5: Teste de múltiplas comparações de Tukey dos valores de ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral agrupados nos segmentos cervical, torácico e lombar.**

<b>Segmentos</b>	<b>Segmentos</b>	<b>p</b>
<b>C7</b>	<b>T3 T6 T9</b>	<b>.000 *</b>
	<b>L1 L3 L5</b>	<b>.000 *</b>
<b>T3 T6 T9</b>	<b>C7</b>	<b>.000 *</b>
	<b>L1 L3 L5</b>	<b>.048 *</b>
<b>L1 L3 L5</b>	<b>C7</b>	<b>.000 *</b>
	<b>T3 T6 T9</b>	<b>.048 *</b>

\* p<0,05

O segmento cervical apresentou ativação bem inferior aos demais, porém deve-se levar em consideração que a musculatura desta região apresenta muito pouca interferência na atividade proposta nesse estudo.

Partindo do mesmo princípio, pode-se sugerir que a média da região torácica pode ter sido influenciada pela atividade elétrica de outros músculos envolvidos com a tarefa proposta, além dos extensores da CV, como, por exemplo, os Rombóides que podem ter sido ativados por uma possível adução escapular, ou mesmo uma estabilização da escápula durante o levantamento com carga. Isso justificaria uma média de ativação elétrica próxima a da região lombar visto que era de se esperar maior diferença entre esses dois segmentos.

É possível verificar uma semelhança no agrupamento muscular a partir da inervação motora conforme a proposta de Hislop e Montgomery (1995) com esta primeira análise. Isso pode ser analisado na Figura 11 (Cap. 2).

A segunda proposta de divisão da CV em zonas, que teve como princípio os segmentos proclives e declives, agrupou os níveis vertebrais em três conjuntos: o primeiro contendo os três níveis superiores (C7, T3 e T6) e os outros dois agrupando dois níveis cada (T9 com L1 e L3 com L5). Nas Tabelas 6 e 7 encontram-se as médias e o teste de múltipla comparação, respectivamente.

Portanto, quando a coluna é dividida conforme as linhas retas que unem as articulações zigapofisárias, agrupadas pelos segmentos proclives e declives, e são

comparadas as médias e realizado o teste de múltipla comparação, apenas são encontradas diferenças significativas entre as duas zonas superiores, como pode ser observado nas Tabelas 6 e 7.

**Tabela 6:** Média dos valores da ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral, agrupados em três segmentos: de C7-T6, T9-L1 e L3-L5.

Agrupamento por zonas	Média	Intervalo de Confiança de 95%	
		Limite Inferior	Limite Superior
<b>C7 T3 T6</b>	28,14	27,06	29,22
<b>T9 L1</b>	32,10	30,78	33,42
<b>L3 L5</b>	31,84	30,51	33,15

**Tabela 7:** Teste de múltiplas comparações de Tukey dos valores da ativação elétrica dos músculos póstero-mediais da coluna vertebral agrupados em três segmentos (C7-T6, T9-L1 e L3-L5). Em destaque estão marcados os segmentos adjacentes que apresentam diferença significativa na ativação elétrica.

Segmentos	Segmentos	p
<b>C7 T3 T6</b>	<b>T9 L1</b>	,000 *
	L3 L5	,000 *
<b>T9 L1</b>	<b>C7 T3 T6</b>	,000 *
	L3 L5	,958
<b>L3 L5</b>	C7 T3 T6	,000 *
	T9 L1	,958

\*  $p < 0,05$

Acreditava-se que essa proposta de divisão da coluna fosse apresentar diferenças significativas entre todos os níveis adjacentes, pois ela parece apresentar uma lógica biomecânica no que diz respeito ao funcionamento e ao tipo de esforço que os músculos devem realizar. Isto é, durante a flexão anterior do tronco os segmentos proclives apresentam, teoricamente, uma tendência maior ao deslizamento anterior da vértebra superior em relação à vértebra que localizada imediatamente abaixo dela devido a orientação espacial que as facetas articulares assumem. Portanto, os músculos posteriores dessas regiões, principalmente os Multífidos, os Interespinhosos e os Intertransversários, estariam mais atuantes. Somado a isso, se formos analisar o grau de ativação muscular baseado na

distância perpendicular (considerando o centro de cada vértebra como eixo instantâneo de rotação), a região declive inferior (T9-L1) apresenta uma distância perpendicular menor se comparado à região proclive inferior (L3-L5). Portanto a primeira deveria realizar menor esforço e, conseqüentemente, menor ativação elétrica que a segunda. Seguindo esse raciocínio, a região proclive inferior deveria apresentar maior ativação elétrica do que a região declive inferior, porém os resultados desse estudo não demonstraram isso.

Deve ser levado em consideração também que, devido a característica de captura da EMG de superfície o fenômeno *cross-talk* pode ter ocorrido. Além dos Eretores da Coluna, o sinal eletromiográfico obtido pode estar “contaminado” pela ativação de outros músculos, mais superficiais do que aqueles de interesse nesse trabalho, como o Trapézio, os Rombóides, o Latíssimo do Dorso (através da aponeurose toracolombar), o Serrátil Posterior.

Além disso, apesar da tentativa de padronizar ao máximo a postura e a velocidade de execução através de instruções verbais e treino prévio da atividade, da identificação da altura confortável para cada indivíduo da amostra alcançar a estrutura metálica que fornecia boa qualidade de pega e estabilidade da carga, sendo esta considerada adequada pelos participantes, não foi fornecido nenhum limitador físico para que o gesto ocorresse sempre da mesma maneira, apenas o *feed-back* verbal da pesquisadora quando achasse necessário para adequar, principalmente, a velocidade de execução. Sendo assim, os participantes tinham um grande número de possibilidades de estratégia para a execução do gesto o que pode ter influenciado nos resultados. Cabe ressaltar que o objetivo da determinação da altura vertical da estrutura metálica foi de evitar movimentos da cintura pélvica ocasionados, por exemplo, devido a encurtamentos musculares.

## **CONCLUSÕES**

Apesar de ter sido encontrada simetria na ativação elétrica nos níveis L1 e L5 na tarefa de levantamento simétrico de carga do solo, não se pode afirmar que exista concordância entre a ativação quando comparados os lados, pois nos demais cinco níveis analisados sempre houve diferença significativa. Este achado tem sua importância, pois muitos estudos eletromiográficos do dorso, ao analisar gestos simétricos, posicionam os eletrodos apenas de um lado da coluna acreditando que o sinal capturado será representativo de todo trabalho naquele nível. Pondera-se, com os resultados obtidos, uma possibilidade de avaliação unilateral quando o objeto de estudo for a região lombar.

Quando analisadas tanto nível a nível como por zonas, as regiões superiores da CV apresentaram menor nível de ativação quando comparadas às regiões mais inferiores. Foi também possível verificar a presença de três segmentos com comportamento distinto entre eles.

Esses achados podem justificar aqueles trabalhos que verificam a carga total da coluna baseados apenas nos níveis mais inferiores, porém fornecem subsídios a estudos futuros, que poderão predizer, em conjunto com outras informações oriundas da literatura, como o ângulo médio de inserções musculares e as áreas de seção transversa dos músculos, as sobrecargas impostas à CV, considerando-a compartimentada em três segmentos, durante a elevação de carga.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, M.A.; DOLAN, P. Recent Advances in Lumbar Spinal Mechanics and their Clinical Significance. **Clinical Biomechanics**. Vol. 10, n. 1, p. 3-19, 1995.

AHERN, D.K; FOLLICK, M.J.; COUNCIL, J.R.; LASER-WOLSTON, N.; LITCHMAN, H. Comparison Of Lumbar Paravertebral emg Patterns In Chronic LowBack Pain Patients And Non-Patient Controls. **Pain**. Vol. 34, p. 153-160, 1988.

ALEXIEV, Assen R. Some Differences of the Electromyographic Erector Spinae Activity Between Normal Subjects and Low Back Pain Patients During the Generation of Isometric Trunk Torque. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**. Vol. 34, p. 495-499, 1994.

ANDERSON, C.K.; CHAFFIN, D.B.; HERRIN, G.D.; MATTHEWS, L.S.A. Biomechanical Model of the Lumbosacral Joint during Lifting Activities. **Journal of Biomechanics**. Vol. 18, n. 8, p. 571-584, 1985.

ANDERSSON, G.B.J.; ÖRTENGREN, R.; NACHEMSON, A. Intradiscal Pressure, Intra-abdominal Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity Related to Posture and Loading. **Clinical Orthopaedics and Related Reserch**. Vol. 129, p. 156-164, nov.-dez. 1977.

ANDERSSON, E.A.; ODDSSON, L.I.E.; GRUNDSTRAM, H.; NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. EMG Activities of the Quadratus Lumborum and Erector Spinae Mucles During Flexion-Relaxationand Other Motor Tasks. **Clinical Biomechanics**. Vol. 11, n. 7, p. 392-400, 1996.

ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Model and In Vivo Studies on Human Trunk Load Partitioning and Stability In Isometric Forward Flexions. **Journal of Biomechanics**. Vol. 39, p. 510-521, 2006.

BASLER, Heinz Dieter; KELLER, Stefan; HERDA, Christoph. Good Postural Habits: a Pilot Investigation Using EMG Scanning of the Paraspinals. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**.Vol. 22, n.3, p. 171-182, 1997.

BASMAJIAN, J.V.; De LUCA, C.J. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**. 5<sup>a</sup> ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BLÜTHNER, R.; SEIDEL, H.; HINZ, B. Examination of the Myoelectric Activity of Back Muscles During Random Vibration – Methodical Approach and First Results. **Clinical Biomechanics**. Vol. 16, n. 1, p. S25-S30, 2001.

CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento, volume 1: Introdução à Análise das Técnicas Corporais**. São Paulo: Manole, 1991.

CALLEGARI-JACQUES, Sidia M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2004

CHAFIN, Don B.; ANDERSSON Gunnar B.J.; MARTIN ernard J. **Biomecânica Ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo, 2001.

CLARK, B.C.; MANINI, T.M.; PLOUTZ-SNYDER, L.L. Derecruitment of the Lumbar Musculature with Fatiguing Trunk Extension Exercise. **Spine**. Vol. 28, n. 3, p. 282-287, 2003.

CONTU, Paolo e OSÓRIO, Paulo A. **Anatomia Funcional do Sistema Nervoso**. Porto Alegre: UFRGS, 1972.

CORREIA, P.P.; SANTOS, P.M-H.; VELOSO, A. **Electromiografia. Fundamentação Fisiológica. Métodos de Recolha e Processamento. Aplicações Cinesiológicas**. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana, 1993.

Curso de Cadeias Musculares e Articulares G.D.S. **Apostila do Módulo III – Coluna Vertebral**. São Paulo: Escola de Reeducação do Movimento Ivaldo Bertazzo, 1995

DANNELS, L.A.; CAGNIE, B.J.; COOLS, A.M.; VANDERSTRAETEN, G.G.; CAMBIER, D.C.; WITVROUW, E.E.; De CUYPER, H.J. Intra-Operator and Inter-Operator Reliability of Surface Electromyography in the Clinical Evaluation of Back Muscles. **Manual Therapy**. Vol. 6, n. 3, p. 145-153, 2001.

DAVIS, Kermit G.; MARRAS, William S.; WATERS, Thomas R. Evaluation of Spinal Loading During Lowering and Lifting. **Clinical Biomechanics**. Vol. 13, n. 3, p. 141-152, 1998.

DOLAN, Patricia; ADAMS, Michael A. The Relationship Between EMG Activity and Extensor Moment Generation In The Erector Spinae Muscles During Bending and Lifting Activities. **Journal of Biomechanics**. Vol. 26, n. 4/5, p. 513-522, 1993.

DOLAN, Patricia; KINGMA, Idsart; Van DIEEN, Jaap; De LOOZE, Michiel P.; TOUSSAINT, Hub M.; aten, Chris T.M.; ADAMS, Michael A. Dynamic Forces Acting on the Lumbar Spine During Manual Handling – can they be estimated using electromyographic techniques alone? **Spine**. Vol. 24, n. 7, p. 698-703, 1999.

ERVILHA, U.F.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo do Padrão da Intensidade do Sinal Eletromiográfico e da Variação Angular do Joelho Durante a Marcha Humana Dentro e Fora da Água no Domínio Temporal. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Florianópolis, p. 471-476, 1999.

ESPERANÇA PINA, J. A. **Anatomia Humana da Relação**. Lisboa: Lidel, 2000.

EXELBY, Linda. Mobilisations with Movement – A Personal View. **Physiotherapy**. Vol. 81, n. 12, p. 724-729, 1995.

FERGUNSON, Sue A.; MARRAS, William S.; BURR, Deborah. Workplace Design Guidelines for Asymptomatic vs. Low-Back-Injured Workers. **Applied Ergonomics**. Vol. 36, p. 85-95, 2005.

FIGUEROA, P.J.; LEITE, N.J.; BARROS, R.M. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Comput Methods Programs Biomed**. Vol. 72, n. 2, p. 155-165, oct. 2003.

GAGNON, Denis; LARIVIÈRE, Christian; LOISEL, Patrick. Comparative Ability of EMG, Optimization and Hybrid Modelling Approaches to Predict Trunk Muscle Forces and Lumbar Spine Loading During Dynamic Sagittal Plane Lifting. **Clinical Biomechanics**. Vol. 16, p. 359-372, 2001.

GALLAGHER, S. Trunk Extension Strength and Muscle Activity in Standing and Kneeling Postures. **Spine**. Vol. 22, n. 16, p. 1864-1872, ago. 1997.

GAUDREAU, Nathaly; ARSENAUL, A. Bertrand; LARIVIÈRE, Christian; DeSERRES, Sophie J.; RIVARD, Charles-Hilaire. Assessment of the Paraspinal Muscles of Subjects Presenting an Idiopathic Scoliosis: an EMG pilot study. **BMC Musculoskeletal Disorders**. 2005; 6(14) Disponível em: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2474-6-14.pdf> em 29/05/2007.

GONÇALVES, Mauro e BARBOSA, Fernando Sérgio Silva. Análise dos Parâmetros de Força e Resistência dos Músculos Eretores da Espinha Lombar Durante a Realização de Exercício Isométrico em Diferentes Níveis de Esforço. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. Vol. 11, n.2, p. 109-114, mar.-abr. 2005.

GRANATA, K.P.; MARRAS, W.S. An EMG-Assisted Model Of Trunk Loading During Free-Dynamic Lifting. **Journal of Biomechanics**. Vol. 28, n. 11, p. 1309-1317, 1995.

GRANATA, Kevin P.; LEE, Patrick E.; FRANKLIN, Timothy C. Co-Contraction Recruitment and Spinal Load During Isometric Trunk Flexion and Extension. **Clinical Biomechanics**. Vol. 20, p. 1029-1037, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HEALEY, E.L.; FOWLER, N.E.; BURDEN, A.M.; McEWAN, I.M. The Influence of Different Unloading Positions Upon Stature Recovery and Paraspinal Muscle Activity. **Clinical Biomechanics**. Vol. 20, p. 365-371 2005.

HERMANN, Karl M.; BARNES, William S. Effects of Eccentric Exercise on Trunk Extensor Torque and Lumbar Paraspinal EMG. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Vol. 33, n. 6, p. 971-977, 2001.

HERZOG, W.; SOKOLOSKY, J.; ZHANG, Y.T.; GUIMARÃES, A.C.S. EMG-Force Relation in Dynamically Contracting Cat Plantaris Muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 8, p. 147-155, 1998.

HISLOP, Helen J.; MONTGOMERY, Jacqueline. **Daniels and Worthingham's Muscle Testing: techniques of manual examination**. 6a ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1995.

KAPANDJI, I.A. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana – v. 3 – tronco e coluna vertebral**. São Paulo: Manole, 1980.

KINGMA, Idsart; BATEN, Chris T.M.; DOLAN, Patricia; TOUSSAINT, Huub M.; Van DIEËN, Jaap H.; LOOZE, Michiel P.; ADAMS, Michael A. Lumbar Loading During Lifting: a Comparative Study of Three Measurement Techniques. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 11, p. 337-345, 2001.

KONRAD, Peter; SCHMITZ, Klaus; DENNERT, Achim. Neuromuscular Evaluation of Trunk-Training Exercises. **Journal of Athletic Training**. Vol. 36, n. 2, p. 109-118, 2001.

KONRAD, P. **The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Version 1.0. USA: Noraxon INC., April 2005.

KRUMHOLZ, F.M.; CANTERGI, D.; La TORRE, M.; PASINI, M.; MELO, M.O.; CANDOTTI, C.T. & LOSS, J.F. Padrão EMG Da Musculatura Pósterio-Medial Do Tronco Nas Regioes Da Coluna Vertebral Durante Levantamento. **Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Águas de São Pedro, p. 650-655, 2007.

LAKATOS, E.M.; MARCONI, M.A. **Fundamentos de Metodologia Científica**. 3ª. ed. São Paulo: Atlas; 1995.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. The Influence of trunk modelling in 3D biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. **Clinical Biomechanics**. Vol. 14, p. 449-461, 1999.

La TORRE, M.; AGUIAR, T.M.C.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F. Cálculo das Forças Internas na Coluna Lombar Durante Levantamento de Carga Através da Dinâmica Inversa. **Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica**. João Pessoa. Textos completos em CD Room, 2005.

Les Chaînes Musculaires et Articulaires Méthode GDS. **Apostila do Módulo I**. Bélgica: Institut de Chaînes Musculaires e Techniques GDS, 1997.

LEE, Patrick J.; ROGERS, Ellen L.; GRANATA, Kevin P. Active trunk stiffness increases with co-contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**.; Vol. 16, n. 1, p. 51-57, 2005.

LEHMAN, Gregory J. Clinical considerations in the use of surface electromyography: three experimental studies. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**. Vol. 25, n. 5, p. 293-299, 2002.

LEINONEN, Ville; KANKAANPÄÄ, Markku; HÄNNINEN, Osmo; AIRAKSINEN, Olavi; TAIMELA, Simo. Paraspinal Muscle Responses During Sudden Upper Limb Loading. **European Journal Applied Physiology**. Vol. 88, p. 42-49, 2002.



LOSS, J.F.; SILVA, L.M.R.; ZARO, M.; GUIMARÃES, A.C.S. Sincronismo entre eletromiografia e cinemetria. **VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Campinas, p. 453-456, 1997.

LU, William W.; HU, Yong; LUK, Keith D.K.; CHEUNG, Kenneth M.C.; LEONG, John C.Y. Paraspinal Muscle Activities of Patients With Scoliosis After Spine Fusion. **Spine**. Vol. 27, n. 11, p. 1180-1185, 2002.

MADELEINE, P.; BAJAJ, P.; SOGAARD, K.; ARENDT-NIELSEN, L. Mechanomyography and Electromyography Force Relationship during Concentric, Isometric and Eccentric Contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. Vol. 11, p. 113-121, 2001

MANNION, Anne F.; CONNOLY, Beth; WOOD, Kherrin; DOLAN, Patricia. The use of Surface EMG Power Spectral Analysis in the Evaluation of Back Muscles Function. **Journal of Rehaillitation Research and Development**. Vol. 34, n. 4, p. 427-439, 1997.

MOORE, Keith L. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 3ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1994.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J.M. In vivo measurements of intradiscal pressure. **Journal of Bone and Joint Surgery [Am]**. Vol. 46-A, n. 5, p. 1077-1092, 1964.

NG, J.K-F.; KIPPERS, V.; PARNIANPOUR, M.; RICHARDSON, C.A. EMG Activity Normalization For Trunk Muscles In Subjects With And Whitout Back Pain. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. Vol. 34, n. 7, p. 1082-1086, 2002.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2003.

NOUWEN, Arie; Van AKKERYEKEN, Pieter F.; VERSLOOT, Jeannette M. Patterns of Muscular Activity During Movement in Patients with Chtonic Low Back Pain. **Spine**. Vol. 12, n. 8, p. 777-782, 1987.

OLIVEIRA, A.S.; GUARATINI, M.I.; CASTRO, C.E.S. Fundamentação Teórica para Iontoforese. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. Vol. 9, n. 1, p. 1-7, 2005.

OLIVER, J.; MIDDLEDITCH, A. **Anatomia Funcional da Coluna Vertebral**. Rio de Janeiro: Revinter, 1998.

OWENS Jr, Edward F.; HOSEK, Ronald S. The Flexion/Relaxation Phenomenn Detected in the Cervical Spine Using Surface EMG at Static End-Range of Motion. Disponível em: <http://w3.palmer.edu/owens/eowens/cr.html/31owens.html> em 31/01/2006.

POTVIN, J.R.; NORMAN, R.W. Quantification of Erector Spinae Muscle Fatigue During Prolonged, Dynamic Lifting Tasks. **European Journal of Applied Physiology**. Vol. 67, p. 554-562, 1993.

PUTZ, R.; PABST, R. **Atlas de Anatomia Humana Sobotta - v.2: Tronco, Visceras e Extremidade Inferior**. 21ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

RASCH, P.J.; BURKE, R.K. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada - A Ciência do Movimento Humano**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1977.

RASCHKE, Ulrich; CHAFFIN, Don B. Support for a Linear Length-Tension Relation of the Torso Extensor Muscles: an Investigation of the Length and Velocity EMG-Force Relationships. **Journal of Biomechanics**. Vol. 29, n. 12, p. 1597-1604, 1996.

ROSENBURG, Ronald and SEIDEL, Helmut. Electromyography of Lumbar Erector Spinae Muscles – Influence of Posture, Interelectrode Distance, Strength, and Fatigue. **European Journal of Applied Physiology**. Vol. 59, p. 104-114, 1989.

SANTA MARIA, Adriana Simões Lopes. **Aspectos Metodológicos Para a Determinação de Cargas Internas na Coluna Vertebral**. São Carlos: USC, 2001. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia), Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo. Universidade de São Carlos, 2001.

SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles, Disponível em: <http://www.seniam.org/> em 15/09/2006.

SCHULTZ, Albert; ANDERSSON, Gunnar; ÖRTENGREN, Roland; HADERSPECK, Karol; NACHEMSON, Alf. Loads on the Lumbar Spine. Validation of a Biomechanical Analysis by Measurements of Intradiscal Pressures and Myoelectric Signals. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. Vol. 64, p. 713-720, 1982.

SHERMANN, Richard A. Relationships Between Strength of Low Back Muscle Contraction and Reported Intensity of Chronic Low Back Pain. **American Journal of Physical Medicine**. Vol. 64, n. 4, p. 190-200, 1985.

SMITH, L.K.; WEISS, E. L.; DON LEHMKULH, L. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5ª ed. São Paulo: Manole, 1997.

SNELL, R.S. **Anatomia**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1984

SOUZA, Gary M.; BAKER, Lucinda L.; POWERS, Christopher M. Electromyographic Activity of Selected Trunk Muscles During Dynamic Spine Stabilization Exercises. **Arch Phys Med Rehabil**. Vol. 82, p. 1551-1557, 2001.

SPARTO, P.J.; PARNIANPOUR, M. Generalizability of Trunk Muscle EMG and Spinal Forces. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**. p. 72-81, nov.-dec. 2001.

STEIN, J.; AKER, E; PINE, Z.M. Medial Paraspinal Muscle Electromyography: technics of examination. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. Vol. 74, p. 497-500, 1993.

STOKES, Ian A. F. Relationships of EMG to Effort in the Trunk Under Isometric Conditions: force-increasing and decreasing effects and temporal delays. **Clinical Biomechanics**. Vol. 20, p. 9-15, 2005.

STONE, Robert J.; STONE, Judith A. **Atlas Musculoesquelético**. 5ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

STRAIT, L.A.; INMAN, V.T.; RALSTON, H.J. Sample Illustrations of Physical Principles Selected from Physiology and Medicine. **American Journal of Physics**. ; Vol. 15, n. 5, p. 375-382, sep. 1947.

Van DIEËN, J.H.; KINGMA, I. Total Trunk Muscle Force and Spinal Compression are Lower in Asymmetric Moments as Compared to Pure Extension Moments. **Journal of Biomechanics**. Vol. 32, p. 681-687, 1999.

WATERS, T.R.; PUTZ-ANDERSON, V.; GARG, A. **Applications Manual For the Revised NIOSH Lifting Equation**. DHHS (NIOSH) Publication No. 94-110, 1994.

WATKINS, J. **Estrutura e função do sistema musculoesquelético**. Porto Alegre: ArtMed, 2001.

WILKE, H-J.; NEEF, P.; CAIMI, M.; HOOGLAND, T.; CLAES, L.E. New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life. **Spine**. Vol. 24, n. 8, p. 755–762, 1999.

WOLF, Lois B.; SEGAL, Richard L.; WOLF, Steven L.; NYBERG, Richard. Quantitative Analysis of Surface and Percutaneous Electromyographic Activity in Lumar Erector Spinae of Normal Young Women. **Spine**. Vol. 16, n. 2, p. 155-161, 1991.

## ANEXO 1

Artigos que utilizam eletrodos de superfície para verificar sinal elétrico dos músculos posteriores do tronco (EC – eretor da coluna, IL – iliocostal lombar, LT - longuíssimo do tórax, OE – obliquo externo, OI – obliquo interno, RA – reto abdominal).

AUTOR ANO	OBJETIVO	LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS
ANDERSSON ET AL. 1977	Mensurar simultaneamente a pressão intradiscal, a pressão intra-abdominal e a atividade mioelétrica dos músculos posteriores das costas.	T4; T8; L1; L3 e L5
SCHULTZ ET AL. 1982	Examinar a validade da análise biomecânica das forças internas do tronco.	T8; L1; L3; L5; RA e OE
SHERMAN 1985	Verificar o padrão da EMG de indivíduos sem histórico de dor nas costas, com histórico de dor nas costas e com dor crônica.	L4
NOWEN ET AL. 1987	Comparar padrões da atividade EMG dos músculos paravertebrais e dos abdominais em pacientes com lombalgia e indivíduos sem dor durante movimentos simétricos e assimétricos.	L1-L2; L4-L5 e OE
AHERN ET AL. 1988	Examinar os padrões EMG dos músculos paravertebrais lombares em pacientes com lombalgia crônica em posturas dinâmicas e estáticas, quando comparados a indivíduos saudáveis.	L3-L4 e L4-L5
ROSENBERG & SEIDEL 1989	Obter informações EMG dos músculos eretores lombares da coluna em diferentes distâncias intereletrodos e diferentes posturas durante contrações isométricas fatigantes com força constante, da relação entre EMG e força extensora em diferentes posturas, e das mudanças na EMG durante contrações isométricas fatigantes em diferentes posturas e forças.	L4
DOLAN & ADAMS 1993	Relacionar a EMG e a geração do momento extensor dos eretores da coluna em condições isométricas e concêntricas.	T10 e L3
POTVIN & NORMAN 1993	Método para quantificar a fadiga do eretor da coluna resultante de levantamento dinâmico repetitivo no plano sagital.	IL (L3 e T9); LT (L3 e T9) e OE

ALEXIEV 1994	Comparar o nível da atividade isométrica e EMG do eretor da coluna em indivíduos normais e com lombalgia durante contrações isométricas máximas e sub-máximas do tronco.	L3
GRANATA & MARRAS 1995	Demonstrar que a atividade EMG pode ser utilizada para representar as forças musculares durante atividades dinâmicas livres além de desenvolver um modelo válido, pouco complexo e passível de repetição, da mecânica da lombar para prever os momentos do tronco e as cargas na coluna durante levantamento dinâmico, livre e suave.	Latíssimo do dorso; EC; RA; OI e OE
RASCHKE & CHAFFIN 1996	Investigar as relações comprimento-tensão e força-velocidade dos músculos extensores das costas.	EC (L3/L4); LT; RA e OE
BASLER ET AL. 1997	Verificar que a mudança de hábitos posturais pobres para hábitos posturais bons podem ser identificadas através de padrões específicos da atividade dos músculos paravertebrais.	Paravertebral cervical; trapézio superior; T1; T6; T10 e L3
GALLANGHER ET AL. 1997	Avaliar cargas na coluna associadas com levantamento e suspensão de cabo pesado em várias posturas através de modelo assistido por EMG.	Latíssimo do dorso; EC; RA; OI e OE
DAVIS ET AL. 1998	Estimar as cargas na coluna vertebral durante tarefas de levantamento e agachamento.	Latíssimo do dorso; EC; RA; OI e OE
DOLAN ET AL. 1999	Avaliar as forças inerciais que não podem ser detectadas apenas pela EMG.	T10 e L3
VAN DIEËN & KINGMA 1999	Testar a premissa que cargas assimétricas no tronco requerem uma força muscular total maior e conseqüentemente gera uma maior força compressiva na coluna se comparado a cargas simétricas.	Longuíssimo (L1); IL (L2); RA; OE e OI
BLÜTHNER ET AL. 2001	Respostas EMG dos músculos posteriores durante vibração corporal.	IL; LT; Multifído e Trapézio inferior
DANNELS ET AL. 2001	Verificar a atividade EMG durante exercícios de coordenação, estabilização, balanço e força.	IL e Multifído
GAGNON ET AL. 2001	Comparar a capacidade de três abordagens modeladoras para compreender as forças musculares e articulares em um modelo da coluna lombar durante levantamento dinâmico no plano sagital.	Eretor lombar; eretor torácico; LD; RA; OE; OI
HERMANN & BARNES 2001	Determinar o efeito agudo e crônico do exercício excêntrico na performance dos músculos paravertebrais lombares.	IL (L2) e Multifído (L5)

KINGMA ET AL. 2001	Comparar os resultados de três técnicas usadas simultaneamente para mensurar torques na articulação lombo-sacral durante inclinações anteriores e tarefas de levantamento.	EC (T10 e L3)
KONRAD ET AL. 2001	Avaliar o perfil de ativação neuromuscular dos músculos do tronco comumente usados nos exercícios de força em ginástica.	EC (T12 e L3); Trapézio Médio; RA; OE e Glúteo Maximo, Semimembranoso; Semitendinoso e Reto Femoral
SOUZA ET AL. 2001	Comparar a atividade EMG dos músculos do tronco durante exercícios de estabilização da coluna e avaliar mudanças na atividade muscular em exercícios com incremento nos níveis de dificuldade.	L3; Glúteo máximo; Oblíquo abdominal e RA
SPARTO & PARNIANPOUR 2001	Verificar a reprodutibilidade da EMGS dos músculos do tronco e estimar as forças atuantes no disco L3/L4 durante a extensão isocinética do tronco.	LT (T9); EC (L3); RA; OE e OI
LEINONEN ET AL. 2002	Investigar a latência e a magnitude da resposta reflexa nos músculos paravertebrais após carga esperada e inesperada nos membros superiores.	EC; T12-L1 e L5- S1
LU ET AL. 2002	Investigar através da EMGs as mudanças funcionais nos músculos paravertebrais de indivíduos escolióticos antes e após a fusão da coluna, comparando com indivíduos saudáveis.	T3-T4; T10-T11 e L2-L3
NG ET AL. 2002	Examinar a amplitude EMG de músculos do tronco durante contrações isométricas voluntárias máximas nos três planos cardinais e determinar a ação apropriada a ser usada para obter a melhor representação da máxima ativação para aplicações da EMG normalizada em indivíduos saudáveis e com dor nas costas.	Latíssimo do dorso; IL; Multifido; RA; OI e OE
FERGUNSON ET AL. 2005	Desenvolver um método de levantamento para que trabalhadores com lombalgia retornem ao trabalho.	Latíssimo do dorso; EC; RA; OI e OE
GAUDREAU ET AL. 2005	Estuda a EMG em escoliose idiopática.	T10; L1; L3 e L5
GONÇALVES & BARBOSA 2005	Verificar a possibilidade de identificar a fadiga pela análise dos parâmetros de força e resistência isométrica obtidos por dinamometria e eletromiografia de superfície dos músculos eretores da coluna lombar.	IL (L2-L3) e Multifido (L4-L5)

GRANATA ET AL. 2005	Quantificar a co-contração dos músculos do dorso e a compressão durante execuções de flexões do tronco comparadas com dados gravados durante execuções de extensões do tronco em níveis de força similar.	RA e Paraespinhal lombar (L3) OI e OE
HEALEY ET AL. 2005	Determinar se a atividade da musculatura paravertebral de indivíduos com e sem lombalgia crônica pode ser alterada com diferentes posturas sem carga e se esta atividade tem algum impacto na estatura dos indivíduos.	EC; L1-L2 e L4-L5
STOKES 2005	Determinar a relação empírica entre o esforço e o sinal EMG em condições isométricas.	LT; Iliocostal; RA; OI; OE; Multifido* e L2-L4*
ARJMAND & SHIRAZI- ADL 2006	Determinar o papel das cargas externas e dos ângulos de flexão do tronco na ativação muscular, cargas nos ligamentos internos e estabilidade do sistema (cruciais para compreender o risco de doenças nas costas nas tarefas de levantamento); quantificar a margem de estabilidade do tronco nas tarefas de flexão anterior devido a alterações na rigidez passiva da coluna; investigar o papel relativo dos componentes ativos e passivos no suporte do momento líquido nas posturas de flexão no levantamento de carga.	LT (L1); IL (L1); Multífido (L5); OE e RA
OWENS JR ET AL. 2006	Verificar a ocorrência do fenômeno flexão-relaxamento na região cervical.	C2, C5, C7 e T1

---

\* eletrodos de profundidade

## ANEXO 2

O Guia de Práticas de Trabalho para o Manuseio de Cargas do NIOSH (1994) forneceu um método quantitativo para determinar qual o peso que pode ser levantado de maneira segura sem exceder os limites biomecânicos, psicofísicos ou fisiológicos do indivíduo em uma determinada situação.

As seguintes normas foram respeitadas:

- as forças máximas de compressão estimadas sobre o disco L5/S1 não devem exceder 3400N;
- a taxa de dispêndio energético encontra-se entre 2,2 e 4,7 Kcal/min, variando de acordo com a duração do levantamento e a altura inicial do objeto a ser levantado;
- 75% das mulheres e 99% dos homens (90% dos homens e mulheres) são capazes de realizar o esforço.

São considerados, neste cálculo:

- a distância horizontal em centímetros do centro geométrico do local de pega do objeto e do ponto médio no solo entre os dois tornozelos (H);
- a distância vertical em centímetros, no início do levantamento, do centro geométrico do local de pega do objeto em relação ao solo (Vc);
- a distância vertical em centímetros percorrida pelas mãos do ponto de origem ao destino do objeto (Dc);
- a frequência média do levantamento no período de uma ou de oito horas, em número de levantamento por minuto (F);
- o ângulo de assimetria, medido do centro de massa da carga ao ponto médio no plano sagital do corpo (A);
- a qualidade da pega entre as mãos e a possibilidade da carga se movimentar dentro do recipiente (Qp).



De posse destes dados é possível calcular o Limite de Peso Recomendado (LPR) através da equação:

$$LPR = Cc \times FDH \times FAV \times FDVP \times FRLT \times FFL \times FQPC$$

Onde:

Cc é a constante carga, estabelecida em 23kg;

FDH é o fator distância horizontal da carga (25/H);

FAV é o fator altura vertical da carga (1-(0,003|Vc-75|));

FDVP é o fator distância vertical percorrida (0,82+(4,5/Dc));

FRLT é o fator rotação lateral do tronco (1-(0,0032 A));

FFL é o fator frequência de levantamento (Tabela 1);

FQPC é o fator qualidade da pega da carga (Tabela 2 e 3).

Determinado o LPR para a situação específica, ele é comparado ao peso real da carga a ser manuseada (PR):

$$IL = \frac{PR}{LPR}$$

Onde o índice de levantamento (IL) representa o risco à lesão.

Segundo o Guia do NIOSH, versão de 1981, e Waters et al., em 1993, um IL superior a 3,0 representa risco significativo de lesão para a maioria dos trabalhadores, enquanto que um IL inferior a 1,0 é considerado seguro.

Neste trabalho, devido ao baixo número de execuções e a pausa oferecida aos executantes, foi utilizado um IL de 1,5 buscando uma atividade eletromiográfica expressiva porém segura.

Tabela A1: Tabela da frequência de levantamento

Frequência de levantamento/ minuto (F)*	Duração do Trabalho					
	≤ 1 hora		> 1 e ≤ 2 horas		> 2 e ≤ 8 horas	
	Vc < 75cm	Vc ≥ 75cm	Vc < 75cm	Vc ≥ 75cm	Vc < 75cm	Vc ≥ 75cm
≤ 0,2	1,00	1,00	0,95	0,95	0,85	0,85
0,5	0,97	0,97	0,92	0,92	0,81	0,81
1	0,94	0,94	0,88	0,88	0,75	0,75
2	0,91	0,91	0,84	0,84	0,65	0,65
3	0,88	0,88	0,79	0,79	0,55	0,55
4	0,84	0,84	0,72	0,72	0,45	0,45
5	0,80	0,80	0,60	0,60	0,35	0,35
6	0,75	0,75	0,50	0,50	0,27	0,27
7	0,70	0,70	0,42	0,42	0,22	0,22
8	0,60	0,60	0,35	0,35	0,18	0,18
9	0,52	0,52	0,30	0,30	0,00	0,15
10	0,45	0,45	0,26	0,26	0,00	0,13
11	0,41	0,41	0,00	0,23	0,00	0,00
12	0,37	0,37	0,00	0,21	0,00	0,00
13	0,00	0,34	0,00	0,00	0,00	0,00
14	0,00	0,31	0,00	0,00	0,00	0,00
15	0,00	0,28	0,00	0,00	0,00	0,00
> 15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

\* Para frequência menor que um levantamento a cada 5 minutos, considerar o fator 1,0

Tabela A2: Classificação da qualidade da pega

Boa	Razoável	Pobre
<p>1. Para <i>containers</i> de configuração ideal, tais como algumas caixas, caixotes, etc., uma “boa” pega seria definida como alças ou corte para pega também de configuração adequada.</p> <p>2. Para peças soltas ou objetos irregulares, que não são freqüentemente encaixotados, tais como peças fundidas, de reposição, uma “boa” pega seria definida como preensão manual confortável na qual a mão pudesse facilmente envolver o objeto.</p>	<p>1. Para <i>containers</i> de configuração ideal, uma pega “razoável” seria definida como alças ou cortes para pega na caixa de configuração abaixo da ideal.</p> <p>2. Para <i>containers</i> de configuração ideal sem alças ou cortes para a pega ou para peças soltas ou objetos irregulares, uma pega “razoável” é definida como preensão na qual os dedos da mão podem dobrar-se próximos de 90°.</p>	<p>1. <i>Containers</i> de configuração abaixo da ideal, ou peças soltas, objetos irregulares volumosos, difíceis de manusear ou que tenham quinas vivas.</p> <p>2. Levantando sacos não rígidos (isto é, sacos que cedem no meio).</p>

Tabela A3: Fator qualidade da pega da carga

Pega	Multiplicador	
	Vc < 75 cm	Vc ≥ 75 cm
Boa	1,00	1,00
Razoável	0,95	1,00
Pobre	0,90	0,90

### ANEXO 3

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Este documento é parte integrante de um Projeto de Pesquisa que vem sendo desenvolvido no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. O presente estudo se propõe a identificar níveis vertebrais com comportamento elétrico similar da musculatura pósteromedial do tronco.

Para a realização do trabalho será necessário que indivíduos, sem dor na coluna vertebral ou articulações adjacentes e sem patologias e/ou alterações posturais na coluna vertebral, realizem a tarefa de levantamento com manuseio simétrico de uma carga equivalente a um Índice de Levantamento igual a 1,5. O indivíduo será submetido a três blocos de 10 execuções cada da situação proposta. Serão verificadas, previamente, medidas para determinação da carga a ser manuseada, além de ser realizado treino do gesto. Serão utilizados 14 pares de eletrodos de superfície posicionados bilateralmente ao longo da coluna vertebral.

Durante a execução da tarefa de levantamento serão realizadas filmagens no plano frontal e sagital, além da captura do sinal eletromiográfico.

Em todos os procedimentos os pesquisadores responsáveis estarão presentes ao lado do avaliado a fim de evitar qualquer intercorrência, oferecer qualquer assistência que seja necessária, bem como esclarecer qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa.

Pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declaro que autorizo a minha participação voluntária nesta pesquisa, pois fui informado, de forma clara e detalhada, livre de qualquer forma de constrangimento e coerção, dos objetivos, da justificativa, dos riscos, desconfortos e benefícios e dos procedimentos aos quais serei submetido.

Fui, igualmente, informado:

- da garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento ou qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa;

- da liberdade de retirar meu consentimento, a qualquer momento, e deixar de participar do estudo, sem nenhum tipo de penalidade;
- da garantia de que não serei identificado quando da divulgação dos resultados e que as informações obtidas serão vinculadas à presente pesquisa;
- do compromisso de proporcionar informação atualizada, obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar minha vontade em continuar participando do projeto;
- da disponibilidade de tratamento médico e indenização, conforme esclarecido a legislação, caso existam danos a minha saúde, diretamente causado por esta pesquisa;
- de que se existirem gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa;
- de que não receberei dinheiro algum pela minha participação neste estudo.

Os Pesquisadores Responsáveis por esta pesquisa são Jefferson Fagundes Loss (telefone: 3308.5822) e Fábila Milman Krumholz (telefone: 3308.5822).

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

---

Nome e assinatura do Voluntário

---

Nome e assinatura do Responsável pela obtenção do presente consentimento

## ANEXO 4

# AVALIAÇÃO DA SIMETRIA DO TRONCO A PARTIR DE INFORMAÇÕES CINEMÁTICAS

(Trabalho apresentado no XII Congresso Brasileiro de Biomecânica)

Fábia Milman Krumholz<sup>1</sup>, Débora Cantergi<sup>1</sup>, Maicon Pasini<sup>2</sup>, Marcelo La Torre<sup>2</sup>, Mônica de Oliveira Melo<sup>1</sup>, Cláudia Tarragô Candoti<sup>2</sup>, Jefferson Fagundes Loss<sup>1</sup>

1 Escola de Educação Física – Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS – Porto Alegre – RS

2 Curso de Educação Física - Laboratório de Biomecânica - UNISINOS – São Leopoldo - RS

**Resumo:** O objetivo deste estudo foi estabelecer um critério quantitativo que permita determinar o grau de simetria dos movimentos do tronco, a partir de variáveis cinemáticas bi e tri-dimensionais. Marcadores reflexivos foram colocados sobre o acrômio e o ângulo inferior da escápula, bilateralmente, em sete indivíduos que realizaram uma série de movimentos simétricos e assimétricos com o tronco. Duas câmeras de vídeo posicionadas posteriormente no plano frontal, com seus eixos óticos posicionados com diferença de 45°, registraram simultaneamente as variáveis cinemáticas, possibilitando reconstruções 2D e 3D. Os valores das coordenadas dos lados direito e esquerdo foram submetidos ao teste de Correlação de Pearson, com significância de 0,05. Os resultados demonstraram que os movimentos esperados assimétricos foram confirmados em 100% e que aqueles esperados simétricos foram confirmados em 94% dos casos, sugerindo que a avaliação da simetria do tronco no plano frontal pode ser realizada com apenas uma câmera de vídeo.

**Palavras chaves:** cinemática, simetria, tronco

*Abstract: The aim of this study was established a quantitative criterion to order the symmetry rate of the trunk movement using 2D and 3D kinematics variable. Reflective marks were arranged on both acromium and lower angle of both scapulae of seven subjects that perform a set of symmetric and asymmetric trunk movements. Two video cameras were placed posterior in the frontal plane, and its optical axis arranged with difference of the 45°, registering simultaneously the kinematics variables. 2D e 3D reconstructions were performed. The coordinate values of right and left sides were submitted to Pearson Correlate test with significance of the 0.05. The results showed that the movements expected asymmetric were confirmed in 100% and that those expected symmetric were confirmed in 94% of the cases, suggesting that the assessment of the trunk symmetry on frontal plane can be performed using just a single camera.*

*Keyword:* Kinematic, simmetry, trunk.

## INTRODUÇÃO

A coluna é provavelmente a estrutura mais complexa do sistema músculo-esquelético, composta principalmente por tecidos ósseos, cartilagens, componentes fibro-cartilagosos, ligamentos e músculos. Suas principais funções mecânicas são o fornecimento de suporte, proteção, amortecimento e mobilidade. Sob uma perspectiva biomecânica, diversas

abordagens tem sido utilizadas na busca de um melhor entendimento do seu funcionamento. Alterações causadas pelas mais diversas atividades [1,2], avaliação das cargas sobre os discos vertebrais [3,4,5], avaliação da dor [6,7], modelamento [8,9], avaliação durante atividades vida diária (AVDs) como a marcha [10,11,12], são alguns dos estudos reportados na literatura. As técnicas utilizadas nestes casos

incluem dinamometria, cinemetria e eletromiografia para as medições diretas, além de ferramentas computacionais para as medições indiretas, em abordagem que podem ser bi (2D) ou tri-dimensionais (3D).

Independente da técnica utilizada ou do objetivo do estudo é extremamente comum considerar o movimento do tronco dentro de uma perspectiva simétrica. Quando se assume a situação simétrica, algumas simplificações são possíveis, como a filmagem em um único plano ou a monitoração de músculos de apenas um lado do corpo, uma vez que esse tipo de gesto deve apresentar igualdade temporal e espacial quando comparados os dois hemisferos. Embora em muitos casos a simetria do movimento do tronco possa ser uma característica, uma forma objetiva de quantificar o grau de similaridade entre os lados considerados parece ser um recurso fundamental para descartar eventuais situações que possam comprometer os resultados dos estudos.

Recorrendo a literatura disponível, não foi localizado nenhum método que permita esta avaliação. Sendo assim, o objetivo deste estudo é estabelecer um critério quantitativo que permita determinar o grau de simetria dos movimentos do tronco, a partir de variáveis cinemáticas em situações 2D e 3D.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

### **Amostra**

Foram avaliados sete indivíduos do sexo masculino, destros e saudáveis, cujas médias da idade, estatura e massa corporal foram,

respectivamente,  $24,7 \pm 3,6$  anos,  $197 \pm 10$  cm e  $81,5 \pm 12,9$  kg. Todos os indivíduos participaram voluntariamente e estavam cientes que poderiam retirar-se do estudo a qualquer momento, se assim o desejassem.

### **Materiais**

Foram utilizadas duas câmeras de vídeo (JVC GR-DVL 9800 – *JVC Company of América*, Wayne, New Jersey, USA), duas fitas mini DV, 2 holofotes, 1 calibrador tridimensional *Peak Performance* (*Peak Performance Technologies Inc.*, Englewood, USA).

### **Coleta dos dados**

Inicialmente, foram colocados quatro marcadores reflexivos no dorso dos participantes: dois nos acrômios, direito e esquerdo, e dois no ângulo inferior da escápula direita e esquerda (Figura 1).

A cinemetria foi realizada com taxa de amostragem de 50Hz com as duas câmeras posicionadas no plano frontal. A câmera 1 estava no mesmo nível do indivíduo enquanto que a câmera 2 estava posicionada em um nível superior, com seu eixo ótico aproximadamente à  $45^\circ$  da primeira. Um sinal sonoro foi usado para a sincronização das duas câmeras [13].

### **Protocolo do teste**

Para iniciar o teste, os indivíduos permaneciam na postura ortostática e de costas para as câmeras e, ao final da filmagem, deveriam estar no mesmo local e postura do início da coleta. O teste consistiu na realização sete movimentos: (1) deslocamento com um passo ântero-posterior (AP), (2) deslocamento

com um passo látero-lateral (LL), (3) agachamento (AG), (4) flexão anterior do tronco (FA), (5) adução-abdução das escápulas (AA), (6) inclinação lateral do tronco (IL), bilateralmente, e (7) rotação lateral do tronco (RL), também bilateralmente. Os movimentos IL e RL, que envolvem rotações do tronco nos eixos longitudinais e ou ântero-posterior foram considerados assimétricos. Os movimentos AP, LL, AG, FA e AA, que não envolvem rotação do tronco ou que as rotações ocorrem somente em torno do eixo látero-lateral, foram considerados simétricos.

#### Análise dos dados

Para captura das imagens de vídeo utilizou-se o *software* Adobe Première Pro 1.5. O *software* Dvideow [14] utilizado para as reconstruções 3D, utilizando ambas as câmeras, e 2D, somente com a câmera 1, de todos os gestos, para todos os indivíduos. Um referencial local foi construído com base nos ângulos inferiores das escápulas de cada indivíduo. Adotou-se como origem do sistema o ponto médio situado entre os pontos representantes do ângulo inferior da escápula, quando o indivíduo encontrava-se parado, antes de iniciar o movimento. A direção e o sentido dos eixos podem ser observados na Figura 1.

Utilizando o *software* SPSS 14.0 os valores obtidos nas coordenadas 2D e 3D, para ambos lados, direito e esquerdo, foram submetidos ao teste de Correlação de Pearson, com objetivo de verificar o comportamento das variáveis cinemáticas. O comportamento antagônico de pelo menos uma das coordenadas resulta em valores negativos do coeficiente de

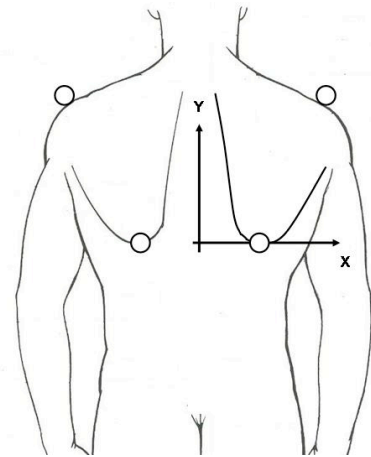


Figura 1 - Localização dos marcadores reflexivos e sistema de referência local individual. O eixo Z, não representado, penetra na página, no sentido pósterio-anterior.

correlação de Pearson (CCP), acusando um movimento assimétrico em relação ao plano sagital medial. Não obstante, valores positivos do CCP não necessariamente representam movimentos simétricos, pois as correlações, mesmo que significativas, podem ser muito baixas, incoerentes, portanto, com um movimento supostamente simétrico. Neste sentido, foi estipulado um valor mínimo de correlação para que o movimento seja considerado simétrico.

Com intuito de balizar a escolha do valor limite para o CCP e também testar a validade de utilização de apenas uma câmera para avaliar a simetria do tronco, foram utilizados os coeficientes de determinação (CD), definidos como o quadrado dos CCP. Os CD obtidos a partir da reconstrução 2D e 3D foram recodificados como variáveis dicotômicas, a partir de valores arbitrários pré-estabelecidos (0,50, 0,60, 0,70, 0,80, 0,90, 0,95 e 0,99). Quando inferior ao valor arbitrado, a variável



recebia valor zero e quando superior, recebia valor um. Este procedimento possibilitou verificar o grau de concordância entre os CCP obtidos pela reconstrução 2D e 3D. O valor arbitrado que obteve maior grau de concordância foi definido como valor limite para considerar o movimento simétrico. O nível de significância foi 0,05.

## RESULTADOS

A ocultação dos pontos do acrômio em alguns movimentos levou a opção pela análise apenas dos pontos das escápulas. A Tabela 1 apresenta os CCP, obtidos da relação entre os lados direito e esquerdo do tronco, das coordenadas 3D, dos ângulos inferiores da escápula. Os valores referentes às coordenadas X dizem respeito ao movimento médio lateral dos pontos, os valores das coordenadas Y referem-se ao movimento vertical, enquanto os valores das coordenadas Z representam o movimento ântero-posterior (Figura 1). Pode-se observar que muitos dos valores das CCP são 1,0 ou próximos de 1,0, sugerindo a presença de simetria nestes casos (Tabela 1). A inclinação lateral, nas coordenadas Y, e a rotação lateral, nas coordenadas Z, obtiveram, para todos os indivíduos, valores negativos de CCP, confirmando sua condição de movimentos tipicamente assimétricos (Tabela 1).

A Tabela 2 apresenta o resultado das ocorrências de concordância dos CD entre a reconstrução 2D e 3D. Pode-se observar que a maior quantidade de ocorrências em que a reconstrução 2D apresentou resultado similar a reconstrução 3D foi na faixa de 0,80.

Tabela 1 - Coeficientes de Pearson para a correlação entre os pontos (3D) do ângulo inferior esquerdo e direito da escápula.

Mov.		Indivíduos						
		1	2	3	4	5	6	7
AP	X	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	Y	0,93	0,76	0,84	0,81	0,92	0,92	-
	Z	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	-
AG	X	0,88	0,61	0,26	0,61	0,96	0,84	0,99
	Y	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Z	0,94	0,99	0,99	0,99	0,98	1,00	1,00
FA	X	0,80	0,88	0,53	0,92	0,78	-0,42	0,99
	Y	1,00	0,99	1,00	1,00	0,97	0,99	1,00
	Z	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
LL	X	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Y	0,93	0,87	0,86	0,87	0,57	0,61	0,43
	Z	0,88	0,54	0,90	0,32	0,98	0,86	0,97
IL	X	0,94	0,88	0,99	0,99	0,99	1,00	-
	Y	-0,95	-0,98	-0,86	-0,84	-0,97	-0,75	-
	Z	0,60	0,73	0,29	0,87	0,61	0,59	-
RL	X	0,78	0,88	0,75	0,80	0,94	0,94	0,92
	Y	0,68	0,43	0,22	-0,32	-0,70	0,68	0,54
	Z	-0,31	-0,64	-0,36	-0,16	-0,64	-0,42	-0,29
AA	X	-	-	-	-	-0,90	-0,86	-0,84
	Y	-	-	-	-	1,00	0,99	0,99
	Z	-	-	-	-	0,63	0,99	0,85

\* Todos os coeficientes foram estatisticamente significativos ( $p < 0,05$ )

Tabela 2 - Concordância entre os coeficientes de determinação nas reconstruções 2D e 3D.

valor arbitrado	número de ocorrências	
	discordantes	coincidentes
<b>0,50</b>	17	112
<b>0,60</b>	15	114
<b>0,70</b>	13	116
<b>0,80</b>	8	121
<b>0,90</b>	10	119
<b>0,95</b>	11	118
<b>0,99</b>	14	115

## DISCUSSÃO

Este estudo foi conduzido com o propósito de estabelecer um critério quantitativo para determinar o grau de simetria dos movimentos do tronco, a partir de variáveis cinemáticas. Os resultados mostram que os movimentos esperados assimétricos foram confirmados na sua totalidade (sistema 3D) e que aqueles esperados simétricos foram confirmados em 94% dos casos (concordância entre 2D e 3D) para o valor de CD arbitrado de 0,80 (CCP=0,89).

A localização espacial em três dimensões de marcadores colocados sobre a superfície do corpo pode ser realizada com grande acurácia através de técnicas de cinemetria que incluem pelo menos duas câmeras [15], sendo comumente utilizada para avaliação espacial de diferentes movimentos. Durante a execução de movimentos ditos simétricos espera-se que haja concordância entre os diferentes lados do plano de simetria considerado. Esta simetria pode ser quantificada pelo coeficiente de correlação de Pearson, entre os lados, que avalia o grau de concordância entre as variações do movimento de um lado contra o outro [16]. Nas situações notadamente assimétricas um coeficiente negativo, em pelo menos uma das coordenadas, aponta a assimetria do movimento, enquanto valores positivos precisam ser referenciados a um patamar mínimo, que indique uma “boa” correlação entre os pontos observados. A escolha deste valor limite, para considerar um determinado movimento simétrico ou não, depende do grau de rigidez que se pretende impor ao processo. Ao invés de simplesmente

estipular um valor arbitrário, este estudo procurou estabelecer um critério para a definição deste valor, concomitantemente a análise da situação com o uso de uma única câmera.

A verificação ou não da simetria é muitas vezes uma etapa marginal em uma coleta de dados, servindo apenas para descartar ou confirmar a utilização de uma determinada seqüência de dados. O uso de uma metodologia de análise cinemática 3D para simples conferência pode aumentar a complexidade de uma coleta de dados em biomecânica, na qual é comum a utilização de diversas técnicas de pesquisa, tais como eletromiografia, dinamometria e cinemetria [17]. Neste sentido, a utilização de apenas uma câmera simplifica convenientemente a análise, conferindo ao experimento um certo grau de rigor na medida em que estabelece um critério objetivo para o descarte ou a aceitação de execuções.

O uso de reconstrução 2D a partir de uma única câmera para localização de pontos é limitado aos movimentos que acontecem exclusivamente no plano óptico desta câmera [15]. Neste trabalho a localização dos pontos no espaço (2D) não foi utilizada de forma absoluta, na medida que procurou avaliar o comportamento da variação dos pontos ao longo do movimento. Sabendo-se a localização de cada ponto no espaço, e como variaram suas coordenadas 3D, foi possível verificar que quando o movimento era assimétrico havia baixa correlação entre os lados nos pontos reconstruídos com apenas uma câmera, e a correlação tornava-se alta nos movimentos simétricos. Um coeficiente de correlação igual a

1,0 indica uma relação plena ou perfeita entre as variáveis analisadas [16]. Ao se estabelecer um valor limite próximo da unidade para considerar o movimento simétrico, o número de concordâncias entre as situações 2D e 3D diminuiu (Tabela 2). De forma similar, se o limite fosse baixo a concordância também diminuía. O valor limite para o CD de 0,80, equivalente ao um CCP de 0,89 foi onde obteve-se maior concordância dos resultados encontrados com uma e duas câmeras. Um CCP entre 0,90 e 1,00 indica um grau de correlação “muito forte” entre as variáveis [16]. Neste sentido, a escolha deste patamar se justifica tanto pela classificação da literatura quanto pelos resultados obtidos neste estudo, entre as reconstruções 2D e 3D.

## CONCLUSÕES

A partir da localização espacial tridimensional de pontos situados bilateralmente no corpo é possível a determinação do grau de simetria de um movimento. O coeficiente de correlação de Pearson entre as coordenadas de dois pontos simetricamente colocados indica a simetria do movimento. O movimento deve ser considerado assimétrico quando, em pelo menos uma das coordenadas, o coeficiente de correlação for negativo ou menor que 0,89. O uso de uma única câmera permite a identificação da simetria do movimento mesmo quando este é realizado em um plano diferente do plano de filmagem.

## REFERÊNCIAS

- [1] Kiernan PJ, Monitoring Spinal Movement Relating to Back Pain. *Rheumatology and Rehabilitation*, 1981; 20: 143-147.
- [2] Stokes IAF and Gardner-Morse M. Muscle Activation Strategies and Symmetry of Spinal Loading in the Lumbar Spine With Scoliosis. *Spine*, 2004; 29(19): 2103-2107.
- [3] Rohlmann A, Claes LE, Bergmann G, Grainchen F, Neef P & Wilke H-J. Comparison of Intradiscal Pressures and Spinal Fixator Loads for Different Body Positions and Exercises. *Ergonomics*, 2001; 44(8): 781-794.
- [4] Wilke H-J, Neef P, Hhinz B, Seidel H & Claes L. Intradiscal Pressure Together With Anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 2001; 16(S1): S111-S126.
- [5] Schultz, A; Andersson, G; Ortengren, R; Haderspeck K & Nachemson, A., Loads on the Lumbar Spine. Validation of a Biomechanical Analysis by Measurements of Intradiscal Pressures and Myoelectric Signals. *Journal of Bone and Joint Surgery*. Jun. 1982; 64-A(5): 713-720.
- [6] Vogt L, Pfeifer K, Portschler M & Banzer W. Influences of Nonspecific Low Back Pain on Three-Dimensional Lumbar Spine Kinematics in Locomotion. *Spine*. 2001; 26(17): 1910-1919.
- [7] Candotti CT, Guimarães ACS & Cardoso MFS. Detection of Low-Back Pain in Volleyball Players and Non-athletes Using EMG. *Brazilian Journal of Biomechanics*. 2000; 1: 15-19.
- [8] La Torre, M; Aguiar, TMC; Candotti, CT E Loss, JF. *Cálculo das Forças Internas na Coluna Lombar Durante Levantamento de Carga Através da Dinâmica Inversa*. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2005. Textos completos em CD Room.
- [9] Arjmand N and Shirazi-Adl A. Model and In Vivo Studies on Human Trunk Load

- Partitioning and Stability in Isometric Forward Flexion. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39: 510-521.
- [10] Van Deursen DL, Van Deursen LL, Snijders CJ and Wilke HJ. Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20: 547-550.
- [11] Kakushima M, Miyamoto K and Shimizu K. The Effect of Leg Length Discrepancy on Spinal Motion During Gait. Three-Dimensional Analysis in Healthy Volunteer. *Spine*. 2003; 28(21): 2472–2476.
- [12] Lee RY and Turner-Smith A. The Influence of the Length of Lower-Limb Prosthesis on Spinal Kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003; 84: 1357-1362.
- [13] Barros, RML de; Russomanno, TG; Brenzikover, R & Figueroa, PJ. A method to synchronise video cameras using the audio band. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39: 776-780.
- [14] Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RM. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed*. Oct 2003;72(2):155-65.
- [15] Allard, P; Stokes, IAF; Blanche, JP. Three-dimensional analysis of human movement. *Human Kinetics*. 1995.
- [16] Callegari-Jacques S. *Bioestatística: princípios e aplicações*. Artmed Porto Alegre, 2003.
- [17] Ávila, AOV; Amadio, AC; Guimarães, ACS et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva. *Revista Brasileira de Biomecânica*. 2002; 4: 57-67.

**e-mail:**

fabia.milman@portoweb.com.br

jefferson.loss@ufrgs.br