

**unesp** UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

**“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

**CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**JOÃO ANDRÉ BERNINI MONTEIRO**

**ANÁLISE DA ROTAÇÃO OMBRO-QUADRIL E CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR  
DO TRONCO DURANTE UM MOVIMENTO DE ROTAÇÃO AXIAL COM  
MANUSEIO DE CARGA**

Guaratinguetá

2015

JOÃO ANDRÉ BERNINI MONTEIRO

ANÁLISE DA ROTAÇÃO OMBRO-QUADRIL E CO-CONTRAÇÃO MUSCULAR DO  
TRONCO DURANTE UM MOVIMENTO DE ROTAÇÃO AXIAL COM MANUSEIO DE  
CARGA

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Engenharia do Campus de Guaratinguetá,  
Universidade Estadual Paulista, para obtenção  
do título de Mestre em Engenharia Mecânica na  
área de projetos.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Co-orientador: Prof. Dr. Marcelo Sampaio Martins.

Guaratinguetá

2015

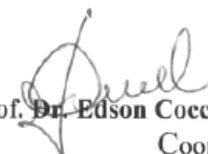
|       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
|-------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| M775a | <p>Monteiro, João André Bernini</p> <p>Análise da Rotação Ombro-quadril e Co-contração muscular do tronco durante um movimento de Rotação Axial com manuseio de carga. / JJoão André Bernini Monteiro– Guaratinguetá, 2015.</p> <p>115 f. : il.</p> <p>Bibliografia : f. 97-108</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2015.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata</p> <p>Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Sampaio Martins</p> <p>1. Biomecânica 2. Ergonomia I. Título</p> <p>CDU 612.766(043)</p> |
|-------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|

**JOÃO ANDRÉ BERNINI MONTEIRO**

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”**

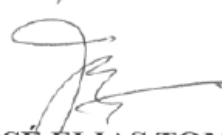
**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS**

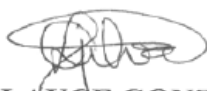
**APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO**

  
p/ **Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho**  
Coordenador

**BANCA EXAMINADORA:**

  
**Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA**  
Orientador / Unesp-Feg

  
**Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI**  
Unesp-Feg

  
**Prof. Dr. GLAUCE GONZAGA SILVA**  
UNITAU

*Julho de 2015*

## **DADOS CURRICULARES**

### **JOÃO ANDRÉ BERNINI MONTEIRO**

NASCIMENTO 03.12.1990 – LORENA/SP

FILIAÇÃO Altair Jonas Bernini Monteiro  
Maria Fausta de Tolosa Raposo Monteiro

2009/2012 Curso de Graduação em Educação Física  
Escola Superior de Cruzeiro – ESC/ESEFIC

2013/2015 Curso de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Engenharia  
Mecânica, nível de Mestrado, com área de concentração  
em Engenharia Biomédica, na Faculdade de Engenharia  
do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual  
Paulista.

Dedico, de modo muito especial, esse trabalho à minha mãe, Maria Fausta de Tolosa Raposo Monteiro, por ser essa muralha que sempre deu a segurança necessária para que essa pesquisa pudesse ser realizada. Muito obrigado, sou eternamente grato. Te amo.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço, primeiramente, à minha família pelo suporte sempre presente, e, em especial, ao meu irmão, Tiago Felipe Bernini Monteiro, pela imensa ajuda e contribuição.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Tamotsu Hirata, por toda a gentileza e calma que teve ao me escutar; pelas orientações acadêmicas e pela grande contribuição que me dá em nossas longas conversas sobre o ser humano, levando-me a refletir diferentemente: agradeço pelas imensuráveis contribuições, sou muito grato!

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Marcelo Sampaio Martins, pela amizade, pela ajuda e orientação, agradeço pela prontidão ao me ajudar.

Aos professores Dr. Mauro Pedro Peres, Dr. José Geraldo Trani Brandão, Dr. José Elias Tomazini, Dr. Guillaume Thomann, Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento pela ajuda e pelo conhecimento transmitido.

Ao amigo, Paulo José Moraes de Paula Santos, pela amizade que vem dos tempos da faculdade; pelas histórias que vem dos congressos; pela parceria nessa árdua jornada, desde a entrada no mestrado até hoje. Agradeço pela amizade!

Ao grande amigo, Walter Luiz Medeiros Tupinambá, por toda ajuda ao longo desse período do mestrado. Agradeço pela amizade transparente, pelo apoio contínuo, pela partilha dos dias no laboratório e por toda paciência que sempre tem comigo. Sou muito grato por tudo, “parsa”!

Ao amigo, Miguel de Omena Lucas Vieira, pelos momentos de descontração no laboratório, pelas piadas, pelas estórias, pela companhia: “tamo junto parsa”!

Agradeço a ajuda sempre pronta da desenhista Lúcia Heleno de Paula Coelho e da secretária Eliane da Silva Leite Paterniani Rita, sempre me auxiliando no departamento de Mecânica com muita prontidão, simpatia e carinho.

Aos meus amigos, Moacir Neres dos Santos Prestes Miléo e Ramon Filipe dos Santos Mendes, por toda a nossa amizade e por todo apoio ao longo desses anos: muito obrigado, família!

À Viviane Ferrão da Silva Gomes, meu amor. Te amo.

Agradeço a todos os voluntários que se prontificaram em me ajudar, nunca os esquecerei: muito obrigado pela ajuda de vocês.

Por fim, agradeço a todos que fizeram parte dessa pesquisa, auxiliando-me nessa jornada. Muito obrigado!

“Nós somos uma forma do Cosmos conhecer a si mesmo”

*CARL SAGAN*



MONTEIRO, J. A. B. **Análise da Rotação Ombro-quadril e Co-contração muscular do tronco durante um movimento de Rotação Axial com manuseio de carga.** 2015. 115 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

## RESUMO

As dores lombares acometem 80% da população em geral. Os levantamentos manuais ocupacionais e a rotação axial do tronco estão amplamente relacionados às dores e lesões lombares. A Rotação Axial sozinha é a causa de 33% de todas as lesões na coluna vertebral, mas pouco é sabido sobre ela e o carregamento manual. O objetivo do presente estudo foi analisar a atividade de músculos específicos do tronco e a relação entre a rotação do ombro e do quadril durante a rotação axial. Nove voluntários do sexo masculino (idade:  $22,4 \pm 1,06$  anos; IMC:  $20,79 \pm 2,23$  kg/m<sup>2</sup>; % gordura:  $9 \pm 3,84$  %), sem prévia de dor lombar, participaram da pesquisa, realizando o movimento de Rotação axial com o carregamento de uma caixa. Utilizou-se a eletromiografia de superfície (EMG) para a captação dos sinais dos músculos oblíquo interno ipsilateral, oblíquo externo contralateral e dos eretores lombares direito e esquerdo, todos agonistas do movimento de rotação, e cinemetria 2D para a análise do comportamento do tronco ao longo da tarefa. Para o tratamento estatístico dos dados obtidos, o teste de variância simples, *one-way* ANOVA foi selecionado para as comparações ( $p < 0,05$ ). Os resultados da eletromiografia apresentaram um padrão muscular diferente apenas para o ângulo de 90° de Rotação axial, principalmente em relação à ativação muscular médio-lateral esquerda ( $p=0.001$ ), co-ativação médio-lateral direita ( $p=0.004$ ), atividade muscular individual do músculo eretor contralateral ( $p=0.001$ ) e músculo oblíquo externo contralateral ( $p=0.01$ ). Os achados da cinemetria sugerem que 90° de rotação é a posição de maior potencial lesivo, uma vez que foi encontrada uma maior diferença entre a rotação do quadril e do ombro para esse ponto de referência ( $p=0.001$ ). Como conclusão, recomenda-se que sejam evitadas as angulações de 90° de Rotação Axial em tarefas de carregamento de carga.

**PALAVRAS-CHAVE:** Rotação Axial. Biomecânica da Coluna Lombar. Levantamento Manual Assimétrico.

MONTEIRO, J. A. B. **Analysis of shoulder-hip rotation and muscle co-contraction of the trunk during an axial rotation movement with manual loading**. 215. 115 f. Master Thesis (Master in Mechanical Engineering) - College of Guaratinguetá Campus Engineering, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2015.

## **ABSTRACT**

Back pain affect 80% of the general population. The manual occupational lifting are widely related to lumbar disorders as well as axial rotation of the trunk. The axial rotation of the trunk alone is the cause of 33% of all spinal injuries, a fact that needs to be better understood, especially when it is performed together with the manual loading. The aim of this study was to analyze the activity of the erector and abdominal muscles, the load-carrying task agonists with asymmetry, and the relationship between the rotation of the shoulder and hip during axial rotation. Nine male volunteers (age:  $22.4 \pm 1.06$  years; BMI:  $20.79 \pm 2.23$  kg / m<sup>2</sup>; % fat:  $9 \pm 3.84\%$ ), without low back pain participated in the survey performing the motion of the axial rotation of the trunk with loading a box in four different conditions by varying the loaded weight and speed of execution during the task. We used surface electromyography (EMG) to capture the signs of the ipsilateral internal oblique muscle, contralateral external oblique and lumbar erector spine right and left and 2D kinematics for the analysis of trunk behavior along the axial rotation of the trunk with manual loading. The statistical treatment of the data obtained, the simple variance test, one-way ANOVA was selected for the comparisons ( $p < 0.05$ ). The results of the electromyography showed a different muscle pattern only for the angle of  $90^\circ$  axial rotation, especially in relation to medium-lateral muscle activation ( $p = 0.001$ ), co-activation middle-right side ( $p = 0.004$ ), activity individual muscle of the contralateral erector muscle ( $p = 0.001$ ) and contralateral external oblique muscle ( $p = 0.01$ ). The findings of the kinematics suggest that  $90^\circ$  of rotation is the most injury potential position since we found a larger difference between the hip and shoulder rotation to this reference point ( $p = 0.001$ ). In conclusion, it is recommended that those angles of  $90^\circ$  in axial rotation are avoided in load carrying tasks.

**KEYWORDS:** Axial Rotation. Biomechanics of Lumbar Spine. Asymmetric Manual Lifting

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                     |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – Coluna Vertebral .....                                                                                                                   | 22 |
| Figura 2 – Curvatura fisiológica da Coluna em plano Sagital.....                                                                                    | 23 |
| Figura 3 – Estrutura padrão de uma vértebra .....                                                                                                   | 24 |
| Figura 4 – Disco Intervertebral.....                                                                                                                | 25 |
| Figura 5 – Núcleo e lâminas anulares do Disco Intervertebral.....                                                                                   | 26 |
| Figura 6 – Comparação entre o estudo de Wilke et al. e Nachemson. ....                                                                              | 27 |
| Figura 7 – Tensão compressiva no Disco Intervertebral .....                                                                                         | 28 |
| Figura 8 – Espessura dos Discos Intervertebrais .....                                                                                               | 29 |
| Figura 9 – Vista anterior e posterior da Coluna Lombar .....                                                                                        | 31 |
| Figura 10 – Eletromiografia em ensaio com o Levantamento Manual de Carga<br>Simétrico.....                                                          | 37 |
| Figura 11 – Técnicas de Levantamento Manual de Carga Simétrico e aplicação<br>da EMG.....                                                           | 38 |
| Figura 12 – Contração Voluntária Máxima no Levantamento Manual de Carga<br>Simétrico.....                                                           | 39 |
| Figura 13 – Levantamento Manual de Carga Simétrico sob análise de equilíbrio por meio<br>de dispositivo de incremento de carga repentino.....       | 43 |
| Figura 14 – Rotação Axial do Tronco .....                                                                                                           | 45 |
| Figura 15 – Bancada Experimental 1: esquema representativo da aquisição dos sinais<br>eletromiográficos e das imagens.....                          | 48 |
| Figura 16 – Bancada Experimental 2: esquema representativo da aquisição dos sinais<br>eletromiográficos durante a Contração Voluntária Máxima ..... | 49 |
| Figura 17 – Dimensões da Caixa de Transporte.....                                                                                                   | 52 |
| Figura 18 – Caixa de Transporte com as barras de alumínio .....                                                                                     | 53 |
| Figura 19 – Suporte Metálico fixo para a Contração Voluntária Máxima. ....                                                                          | 54 |
| Figura 20 - Suporte Metálico e Caixa de transporte durante os procedimentos da<br>Contração Voluntária Máxima .....                                 | 54 |
| Figura 21 – Célula de Carga em ‘S’: dimensões .....                                                                                                 | 55 |
| Figura 22 – Calibração da Célula de Carga.....                                                                                                      | 56 |
| Figura 23 – Curva de Calibração Ascendente .....                                                                                                    | 57 |
| Figura 24 – Condicionador de Sinais <i>Spider 8</i> – HBM® .....                                                                                    | 57 |

|                                                                                                          |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 25 - Contração Voluntária Máxima nas posições de 0°, 30°, 60° e 90°<br>de rotação de tronco ..... | 58 |
| Figura 26 – Suporte da Câmera para Cinemetria .....                                                      | 60 |
| Figura 27 – Posicionamento da Câmera em relação ao Voluntário .....                                      | 60 |
| Figura 28 – Cinto Pélvico .....                                                                          | 61 |
| Figura 29 – Sincronizador apagado e acesso em vista superior e frontal.....                              | 61 |
| Figura 30 – Mensuração da angulação de rotação do tronco com referência na caixa .....                   | 62 |
| Figura 31 – Mensuração do ângulo de rotação do quadril .....                                             | 63 |
| Figura 32 – Eletrodo <i>Meditrace</i> 100 Infantil.....                                                  | 65 |
| Figura 33 – Local de fixação dos eletrodos .....                                                         | 66 |
| Figura 34 – Média dos valores de pico e desvio padrão.....                                               | 74 |
| Figura 35 – Rotação do ombro, quadril e diferença: RAN.....                                              | 77 |
| Figura 36 – Rotação do ombro, quadril e diferença: RAC .....                                             | 78 |
| Figura 37 – RAN: Atividade Muscular Individual.....                                                      | 81 |
| Figura 38 – RAC: Atividade Muscular Individual .....                                                     | 85 |
| Figura 39 – Co-ativação muscular durante a RAN: média e desvio padrão.....                               | 89 |
| Figura 40 – Co-ativação muscular durante a RAC: média e desvio padrão.....                               | 90 |
| Figura 41 – Ativação Geral dos músculos do Tronco: médias e desvio padrão.....                           | 92 |
| Figura 42 – Ativação Médio-lateral direita: médias e desvio padrão.....                                  | 93 |
| Figura 43 – Ativação Médio-lateral esquerda: médias e desvio padrão.....                                 | 94 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                     |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – Configuração da câmera utilizada .....                                                   | 59 |
| Tabela 2 – Características do eletromiógrafo .....                                                  | 64 |
| Tabela 3 – Média dos dados antropométricos .....                                                    | 72 |
| Tabela 4 – Variáveis Peso e Velocidade .....                                                        | 73 |
| Tabela 5 – Média e desvio padrão da angulação do quadril e diferença em<br>0°, 30°, 60° e 90° ..... | 76 |
| Tabela 6 – RAN: Atividade Muscular Individual .....                                                 | 81 |
| Tabela 7 - RAC: Atividade Muscular Individual .....                                                 | 84 |
| Tabela 8 – Diferença entre a Atividade Muscular Individual: RAN .....                               | 86 |
| Tabela 9 – Diferença entre a Atividade Muscular Individual: RAC .....                               | 87 |

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

|        |                                          |
|--------|------------------------------------------|
| 2D     | Bidimensional                            |
| 3D     | Tridimensional                           |
| PID    | Pressão Intradiscal                      |
| LMC    | Levantamento Manual de Carga             |
| LMCS   | Levantamento Manual de Carga Simétrico   |
| LMCA   | Levantamento Manual de Carga Assimétrico |
| RAX    | Rotação Axial                            |
| EMG    | Eletromiografia                          |
| CVM    | Contração Voluntária Máxima              |
| ANOVA  | Análise de Variância                     |
| OI     | Oblíquo Interno                          |
| OE     | Oblíquo Externo                          |
| EE     | Eretor Esquerdo                          |
| ED     | Eretor Direito                           |
| RAN    | Rotação Axial Normal                     |
| RAC    | Rotação Axial com Carga                  |
| RAVN   | Rotação Axial Veloz Normal               |
| RAVC   | Rotação Axial Veloz com Carga            |
| AMI    | Atividade Muscular Individual            |
| Atv-G  | Ativação Geral                           |
| Atv-D  | Ativação Médio-lateral direita           |
| Atv-E  | Ativação Médio-lateral esquerda          |
| CoA-P  | Co-contração Ântero-posterior            |
| CoM-Ld | Co-contração Médio-lateral direito       |
| CoM-Le | Co-Contração Médio-lateral esquerdo      |

## SUMÁRIO

|              |                                                            |    |
|--------------|------------------------------------------------------------|----|
| <b>1</b>     | <b>INTRODUÇÃO</b>                                          | 18 |
| 1.1          | OBJETIVO GERAL                                             | 20 |
| 1.2          | OBJETIVOS ESPECÍFICOS                                      | 20 |
| 1.3          | DELIMITAÇÃO DA PESQUISA                                    | 20 |
| 1.4          | ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO                                   | 20 |
| <b>2</b>     | <b>REVISÃO DE LITERATURA</b>                               | 22 |
| 2.1          | COLUNA VERTEBRAL                                           | 22 |
| <b>2.1.1</b> | <b>Disco Intervertebral</b>                                | 24 |
| <b>2.1.2</b> | <b>Coluna Lombar</b>                                       | 30 |
| 2.2          | LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA                               | 32 |
| <b>2.2.1</b> | <b>Levantamento Manual de Carga Simétrico</b>              | 33 |
| 2.2.1.1      | Levantamento Manual de Carga Simétrico e Eletromiografia   | 34 |
| <b>2.2.2</b> | <b>Levantamento Manual de Carga Assimétrico</b>            | 40 |
| 2.2.2.1      | Levantamento Manual de Carga Assimétrico e Eletromiografia | 41 |
| 2.3          | ROTAÇÃO AXIAL                                              | 44 |
| <b>3</b>     | <b>MÉTODO</b>                                              | 48 |
| 3.1          | BANCADA EXPERIMENTAL                                       | 48 |
| <b>3.1.1</b> | <b>Protocolo Experimental</b>                              | 49 |
| <b>3.1.2</b> | <b>Análise Cinética</b>                                    | 52 |
| 3.1.2.1      | Caixa de Transporte                                        | 52 |
| 3.1.2.2      | Suporte Metálico                                           | 53 |
| 3.1.2.3      | Célula de Carga e Calibração                               | 55 |
| 3.1.2.4      | Condicionador de Sinais HBM® <i>Spider 8</i>               | 57 |
| 3.1.2.5      | Aquisição e tratamento de dados                            | 58 |
| <b>3.1.3</b> | <b>Análise Cinemática</b>                                  | 59 |
| 3.1.3.1      | Câmera                                                     | 59 |
| 3.1.3.2      | Cinto Pélvico                                              | 61 |
| 3.1.3.3      | Emissor de luz para sincronização                          | 61 |
| 3.1.3.4      | Análise dos dados da cinemetria                            | 62 |
| <b>3.1.4</b> | <b>Análise Eletromiográfica</b>                            | 64 |
| 3.1.4.1      | Eletromiógrafo                                             | 64 |
| 3.1.4.2      | Eletrodos e fixação                                        | 65 |

|              |                                                                       |            |
|--------------|-----------------------------------------------------------------------|------------|
| 3.1.4.3      | Músculos Analisados.....                                              | 66         |
| 3.1.4.4      | Contração Voluntária Máxima .....                                     | 67         |
| 3.1.4.5      | Aquisição e processamento do sinal eletromiográficos.....             | 67         |
| 3.1.4.6      | Atividade Muscular Individual, Ativação Muscular e Co-contração ..... | 68         |
| 3.2          | ASPECTOS ÉTICOS .....                                                 | 70         |
| 3.3          | DELINEAMENTO DA PESQUISA.....                                         | 71         |
| <b>3.3.1</b> | <b>Amostra .....</b>                                                  | <b>71</b>  |
| 3.4          | ANÁLISE ESTATÍSTICA.....                                              | 71         |
| <b>4</b>     | <b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>                                   | <b>73</b>  |
| 4.1          | DIFERENCIAÇÃO ESTATÍSTICA ENTRE AS VARIÁVEIS .....                    | 73         |
| 4.2.         | FORÇA OBTIDA DURANTE A CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA... 74              |            |
| 4.3          | OMBRO X QUADRIL.....                                                  | 75         |
| 4.4          | ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....                                      | 80         |
| <b>4.4.1</b> | <b>Atividade Muscular Individual .....</b>                            | <b>80</b>  |
| <b>4.4.2</b> | <b>Co-contração .....</b>                                             | <b>88</b>  |
| <b>4.4.3</b> | <b>Ativação muscular .....</b>                                        | <b>91</b>  |
| <b>5</b>     | <b>CONCLUSÃO.....</b>                                                 | <b>96</b>  |
|              | <b>REFERÊNCIAS .....</b>                                              | <b>97</b>  |
|              | <b>ANEXO A.....</b>                                                   | <b>109</b> |
|              | <b>ANEXO B.....</b>                                                   | <b>110</b> |
|              | <b>ANEXO C.....</b>                                                   | <b>111</b> |
|              | <b>APÊNDICE A .....</b>                                               | <b>113</b> |
|              | <b>APÊNDICE B.....</b>                                                | <b>114</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

Atualmente, estima-se que a taxa de prevalência da dor lombar esteja em torno de 80%, o que indica que mais da metade da população, pelo menos uma vez ao longo da vida, vai apresentar um caso de dor lombar (GREENLAND; MERRYWEATHER; BLOSWICK, 2013). Ao ano, calcula-se que um prejuízo de até 100 Bilhões de dólares acometa os Estados Unidos em tratamentos e perdas industriais devido às lesões lombares (KATZ, 2006).

Mesmo com os constantes avanços tecnológicos, principalmente nos países industrializados, as desordens lombares continuam sendo uma condição prevalente nos ambientes de trabalho, liderando o ranking das causas lesivas responsáveis pelo aumento do absenteísmo (OLSON; LI; SOLOMONOW, 2009). Muitas tarefas laborais ainda envolvem o Levantamento Manual da Carga (LMC), como na América do Norte, por exemplo, onde um terço de todo o serviço industrial contempla algum tipo de movimentação manual de carga (CHUNG et al., 1999).

Os levantamentos manuais ocupacionais têm sido apontados como a causa mais comum das lesões lombares (MARRAS et al., 2010; HOGAN; GREINER; O'SULIVAN, 2014), sendo responsáveis por até 60% das lesões nas costas (NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 2001), devido, principalmente, à alta sobrecarga que impõem à coluna vertebral (PLAMONDON et al., 2014).

Os levantamentos manuais podem ser classificados em função da tarefa realizada, existindo, basicamente, os levantamentos manuais simétricos e assimétricos.

Os levantamentos simétricos são aqueles realizados apenas em plano sagital, isto é, sem rotação significativa do tronco ou movimentação em plano transversal (NIOSH, 1994). Os levantamentos assimétricos, por sua vez, são os levantamentos que combinam movimentos do tronco em mais de um plano, com a carga sendo carregada além do plano sagital (SONG; QU, 2014). Chung et al. (1999) definem a assimetria no levantamento como uma relação entre o ângulo formado entre a caixa e o plano sagital, com o tronco se movimentando em plano transversal.

Ambos os tipos de levantamento apresentados estão amplamente associados às lesões lombares (ABDOLI-E; STEVENSON, 2008; FABER; KINGMA; VAN DIEEN, 2010; XU XU et al., 2012), principalmente às degenerações discais, como os prolapsos discais (NG et al., 2001), fato que evidencia a necessidade de um maior controle, principalmente em ambiente laboral. Além disso, só a Rotação Axial do tronco (RAX), componente presente nos

levantamentos com assimetria, está diretamente ligada à 33% de todas as lesões lombares, sendo sozinha um fator lesivo em potencial (KUMAN; NARAYAN; GARAND, 2002).

Assim, estudos biomecânicos que viabilizem o esclarecimento sobre os aspectos mecânicos da coluna sob essas condições encontradas em tarefas laborais, auxiliam no processo profilático industrial, ergonomia do trabalho, e também no processo de reabilitação dos pacientes que já possuem dor lombar.

A utilização da eletromiografia (EMG) tem auxiliado os estudos biomecânicos que envolvem os levantamentos manuais de forma geral, esclarecendo parte da mecânica do tronco composta pela ação dos músculos, seja em modelos matemáticos (DOLAN et al., 2001), em análises da atividade agonista e antagonista muscular, a co-contração (McCOOK; VICENZINO; HODGES, 2007) ou, ainda, em análise do comportamento muscular ao longo de uma movimentação específica do tronco (NG et al., 2001).

Além da EMG, a cinemetria tem também auxiliado os estudos biomecânicos dos levantamentos manuais, ajudando a elucidar padrões de movimentos do tronco, além de fornecer dados importantes necessários para os cálculos das forças internas que atuam na coluna (KINGMA et al., 2006; OLIVEIRA, 2014).

Os estudos conduzidos com os levantamentos manuais de carga, sejam de natureza simétrica ou assimétrica, tem resultado em recomendações ergonômicas que tem favorecido os trabalhadores, pacientes com dores lombares e indivíduos saudáveis (profilaxia), sendo um importante ramo da ergonomia e da biomecânica da coluna lombar.

Estudos biomecânicos da coluna lombar têm sido realizados objetivando-se o melhor entendimento da mecânica da coluna, seja em relação ao deslocamento e rotação vertebral ao longo da RAX (MONTGOMERY; BOOCOK; HING, 2011), relação entre ombro e quadril durante a RAX em sujeitos com e sem dor lombar (SONG et al., 2012) e atividade muscular durante a RAX sem movimentos combinados (NG et al., 2001).

No entanto, pouco se sabe sobre padrões de atividade muscular durante a RAX com carregamento, sem que haja o levantamento do solo, e sobre a relação entre a rotação do quadril e do ombro em sujeitos sem dor lombar durante a tarefa do carregamento de carga em RAX. Ainda, em diferentes angulações de assimetria, pouco se sabe sobre o comportamento do tronco, do quadril e da atividade muscular do tronco, o que sugere que novas pesquisas devam ser focadas nesses componentes para o melhor entendimento da natureza complexa dos movimentos da coluna vertebral.

Por isso, ressalta-se a importância da presente pesquisa ao estudar o comportamento muscular do tronco em RAX com o carregamento manual e a relação entre a rotação do ombro

e do quadril, uma vez que poderia auxiliar a ergonomia com novas recomendações profiláticas e no entendimento da mecânica da coluna em condição de assimetria, além de fornecer dados que podem favorecer os programas de reabilitação da coluna.

### 1.1 OBJETIVO GERAL

Analisar o comportamento muscular do tronco durante a RAX em quatro diferentes condições, com duas diferentes velocidades e duas diferentes cargas ao longo da Rotação Axial.

### 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analisar o comportamento dos músculos Oblíquo Externo contralateral (OE), Oblíquo Interno ipsilateral (OI) e Eretores direito e esquerdo (ED e EE, respectivamente) ao longo dos pontos de referência quando em movimento de Rotação Axial (RAX) com o carregamento;

- Analisar atividade individual e a co-contração muscular dos eretores lombares e de músculos oblíquos abdominais, verificando se existem indicativos de alterações significativas nos pontos de referência utilizados durante a RAX para todas as condições.

- Verificar a relação entre a rotação do ombro e do quadril na RAX com o carregamento manual de carga, verificando se existe diferença significativa entre as condições analisadas.

### 1.3 DELIMITAÇÕES DA PESQUISA

O presente trabalho é limitado apenas às observações biomecânicas que envolvem a EMG dos músculos abdominais agonistas da rotação axial e dos músculos eretores da coluna durante o carregamento em quatro diferentes condições; às observações cinemáticas da rotação do ombro e do quadril e à mensuração da força do tronco durante o procedimento da Contração Voluntária Máxima (CVM). Assim, aspectos epidemiológicos, fisiológicos e psicofísicos não foram os objetivos do presente estudo.

### 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.

No capítulo 1, objetiva-se os esclarecimentos das considerações iniciais, sendo apresentados o conceito, o problema, a justificativa, os objetivos da dissertação, bem como a sua estrutura.

No capítulo 2 é apresentado o arcabouço teórico dessa pesquisa, sendo enfocadas as estruturas que compõem a coluna vertebral, a biomecânica dos tipos de levantamento manuais e a rotação axial.

No capítulo 3, apresenta-se o conjunto que constitui todo o método utilizado na pesquisa, sendo descrito o critério de seleção dos voluntários, os procedimentos experimentais, a bancada construída para o estudo e os equipamentos de mensuração utilizados, além da forma como os dados obtidos foram tratados e analisados.

No capítulo 4, todos os dados da pesquisa são apresentados em formato de gráficos e tabela, sendo discutidos com os dados encontrados na literatura.

No capítulo 5, são apresentadas as conclusões do presente estudo de acordo com os objetivos iniciais.

Por fim, a literatura utilizada no presente estudo é apresentada, seguido dos anexos e apêndices.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

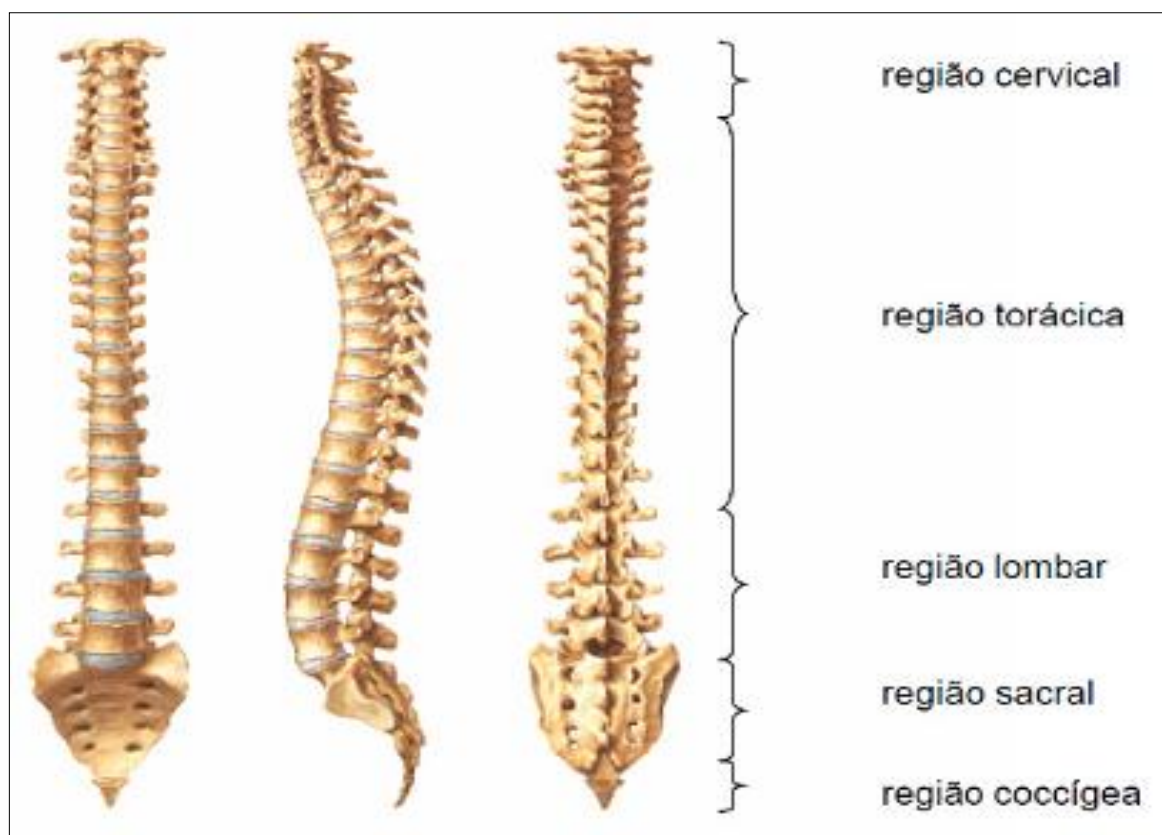
### 2.1 COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral, Figura 1, é o principal eixo do corpo humano (SPENCE, 1991), incumbida de conciliar dois efeitos mecânicos básicos: a rigidez e a flexibilidade (HALL, 2005), além de dar proteção à medula espinhal (TORTORA, 2000).

Situada no dorso, na linha mediana, a coluna vertebral é capaz de sustentar, amortecer e transmitir o peso corporal da cabeça e do tronco à pélvis, mantendo, ainda, um limiar de flexibilidade indispensável à sua movimentação (OLIVEIRA, 2014).

Em sua composição anatômica, a coluna vertebral possui 33 vértebras, das quais 24 possuem mobilidade e 9 são fixas, dispostas em cinco regiões: as móveis: 7 vértebras cervicais, 12 torácicas, 5 lombares; as fixas: 5 vértebras sacrais e 4 coccígeas (HAMILL, KNUTZEN, 1999; ROHEN; YOKOCHI; LUTJEN-DRECOLL, 2007).

Figura 1 – Coluna Vertebral.

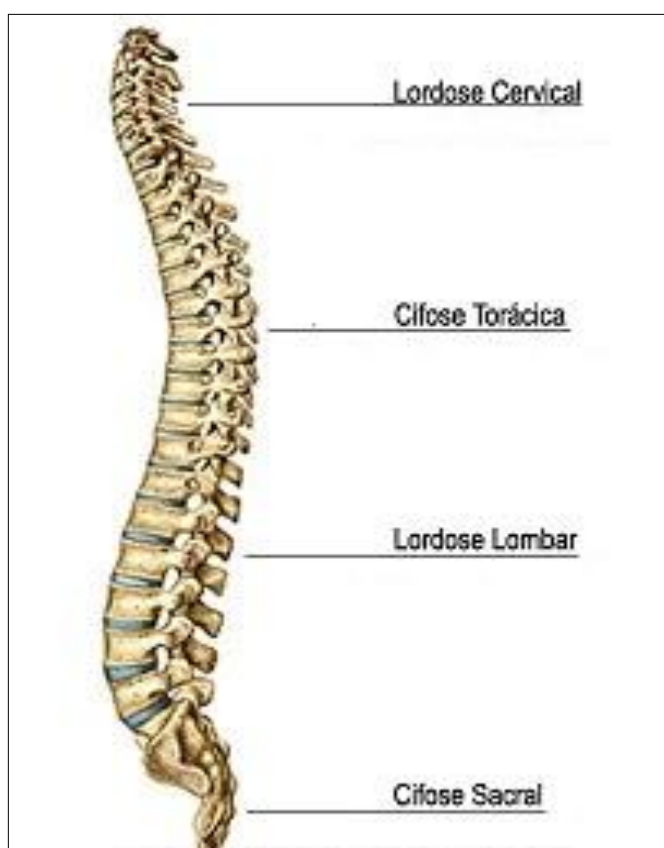


Fonte: Modificado de Netter (2003).

De modo peculiar, a coluna vertebral possui 4 curvaturas fisiológicas responsáveis por aumentar a sua resistência mecânica, principalmente aos esforços axiais, em até dez vezes quando em comparação a uma modelo de coluna retilíneo (KAPANDJI, 2000).

As curvaturas fisiológicas da coluna vertebral são classificadas conforme a convexidade e a concavidade existente na região analisada (Figura 2); de concavidade posterior, tem-se a lordose cervical e a lordose lombar; de convexidade posterior, tem-se a cifose torácica e de concavidade anterior, a cifose sacral.

Figura 2 – Curvaturas fisiológicas da coluna em plano sagital.



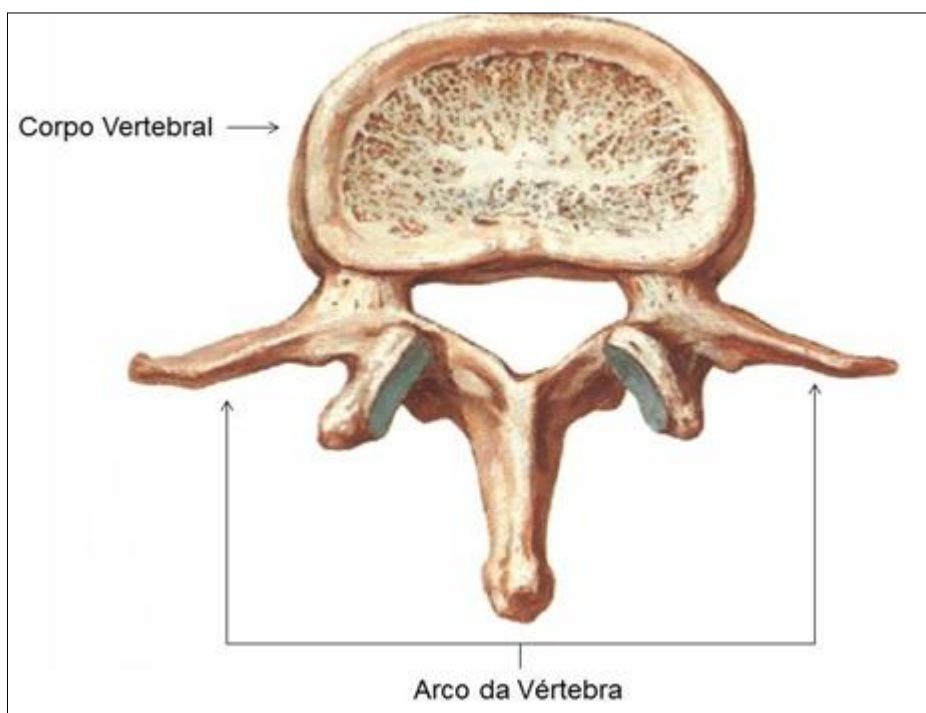
Fonte: Disponível em <http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/cifose/imagens/cifose-21.jpg>.

Acesso em: 11 de Abril de 2014

Outros segmentos, as vértebras, são estruturas com características morfológicas dependentes da sua localização na coluna vertebral. No entanto, é comum se encontrar um padrão, no qual se é observado um corpo vertebral, anterior e espesso, e um arco com os seus devidos processos (SPENCE, 1991; MALONE, MCPOIL, NITZ, 2000), conforme mostrado na Figura 3.

As vértebras são estruturas quase cilíndricas, extremamente fortes, sendo responsáveis pela distribuição das forças compressivas internas e de cargas externas (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997), suportando compressões axiais de até 600 kg (KAPANDJI, 2000). De acordo com Pellenz (2005), cada vértebra sustenta o peso dos segmentos superiores a ela, sendo as vértebras lombares as que mais estão sujeitas à sobrecarga compressiva, possuindo, por este motivo, um corpo maior.

Figura 3 – Estrutura padrão de uma vértebra



Fonte: Modificado de Netter (2003).

A articulação entre dois corpos vertebrais adjacentes é constituída por duas estruturas vertebrais unidas umas às outras por meio do disco intervertebral (GOSS, 1988; MIRANDA, 2000) que, embora não totalmente móveis, permitem movimentos limitados à coluna vertebral em três planos (RASCH, 1991).

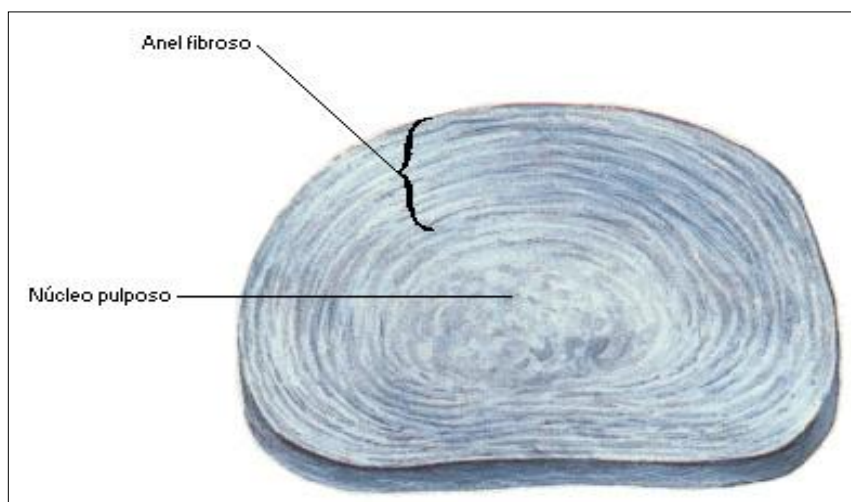
### 2.1.1 Disco Intervertebral

O disco intervertebral é uma estrutura formada por tecido fibroelástico e gelatinoso, com a função de amortecer choques e igualar tensões; possibilitar a mobilidade da coluna vertebral, bem como limitar o seu movimento, mantendo as vértebras unidas e alinhadas, possuindo uma

altura que varia entre 0,8 a 1 cm e um diâmetro médio de 4 cm, correspondendo, em média, a 25% do comprimento total da coluna vertebral (SHANKAR; SCARLETT; ABRAM, 2009).

O disco intervertebral possui uma extremidade laminar composta por fibrocartilagem, denominada anel fibroso (Figura 4), e outra interna formada à base de gel coloidal, o núcleo pulposo (ROHEN; YOKOCHI; LUTJEN-DRECOLL, 2007).

Figura 4 – Disco intervertebral



Fonte: Disponível em <http://www.auladeanatomia.com/artrologia/discointervertebral.jpg>.

Acesso em: 11 de abril de 2014.

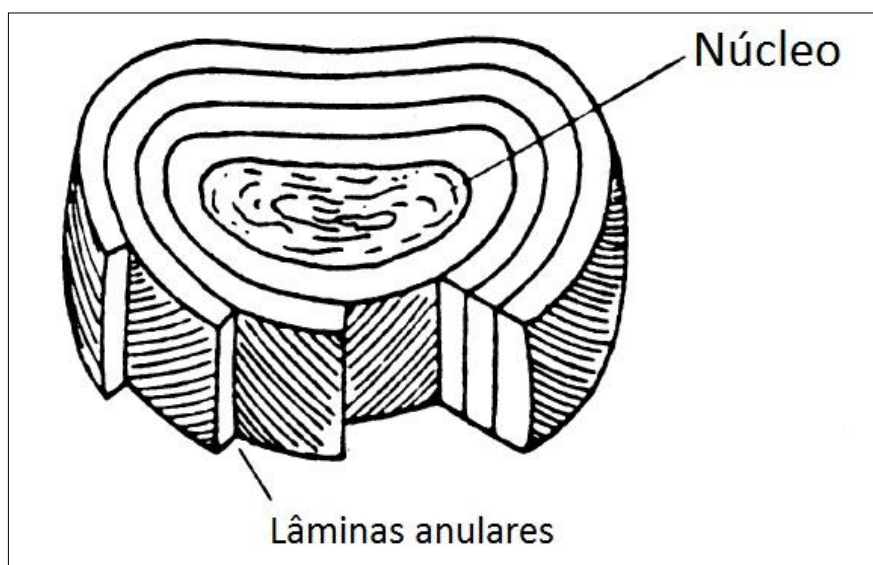
O anel fibroso é constituído por uma série de 15 a 25 lâminas, ou anéis concêntricos de colágeno (Figura 5), além de elastina no interior de cada espaço entre as lâminas. Essa composição permite ao disco, principalmente após movimentos de extensão e flexão de tronco, retornar à sua posição inicial (SHANKAR; SCARLETT; ABRAM, 2009).

O ângulo das fibras do anel fibroso, fibras anulares, varia conforme a sua relação com o centro: o ângulo fica mais agudo quando próximo à região central, promovendo uma taxa de ruptura diferente entre as fibras externas e mais internas do anel fibroso; essa taxa de variação angular determina a quantidade de fibras resistente às forças atuante na rotação, por exemplo, uma vez que o disco perde capacidade, em até 50%, de resistência devido ao alinhamento das fibras anulares: enquanto uma camada de fibra se alonga, a outra tende a permanecer relaxada (CAILLIET, 2001).

O anel fibroso do disco intervertebral age como um ligamento, resistindo às forças de cisalhamento (deslizamento), de tensão (alongamento) e de torção (rotação), restringindo o núcleo pulposo e conectando os corpos vertebrais (DURALL; MANSKE, 2005).

Farfan (1978) relata que as forças mais lesivas ao anel fibroso do disco vertebral são as de torção, sendo uma das principais causadoras da degeneração discal e do aumento da pressão intradiscal. Ueno <sup>1</sup>(1987 apud KINGMA et al., 1998, p. 533), após realizar uma pesquisa utilizando o método de elementos finitos em análise 3D, constatou que o número de fibras do anel fibroso usadas para resistir às sobrecargas de compressão é reduzido durante o movimento de torção da coluna vertebral.

Figura 5 – Núcleo e lâminas anulares do disco intervertebral.



Fonte: Modificado de Jensen (1980).

Muitas vezes, em movimento de rotação em combinação com uma flexão de tronco, um grande estresse é observado na estrutura fibrosa no disco intervertebral (DULGERIS, et al., 2014), fator que, de acordo com Burgess-Lamerick (2003), pode fazer com que as fibras do anel se rompam e venham a provocar o extravasamento do líquido contido em seu interior, o núcleo pulposo, desenvolvendo, em primeira análise, um prolapso no disco intervertebral.

Em geral, o disco é capaz de suportar forças de compressão, de tensão e de cisalhamento impostas à coluna, apresentando menor sensibilidade ao aumento da pressão hidrostática existente em seu interior (ADAMS; DOLAN, 2005) e maior sensibilidade à pressão rotacional (HALL, 2005). As fibras internas do anel fibroso e o núcleo pulposo comumente sofrem pressões hidrostáticas, reagindo metabolicamente quando uma pressão é imposta à coluna vertebral (ADAMS; DOLAN, 2005).

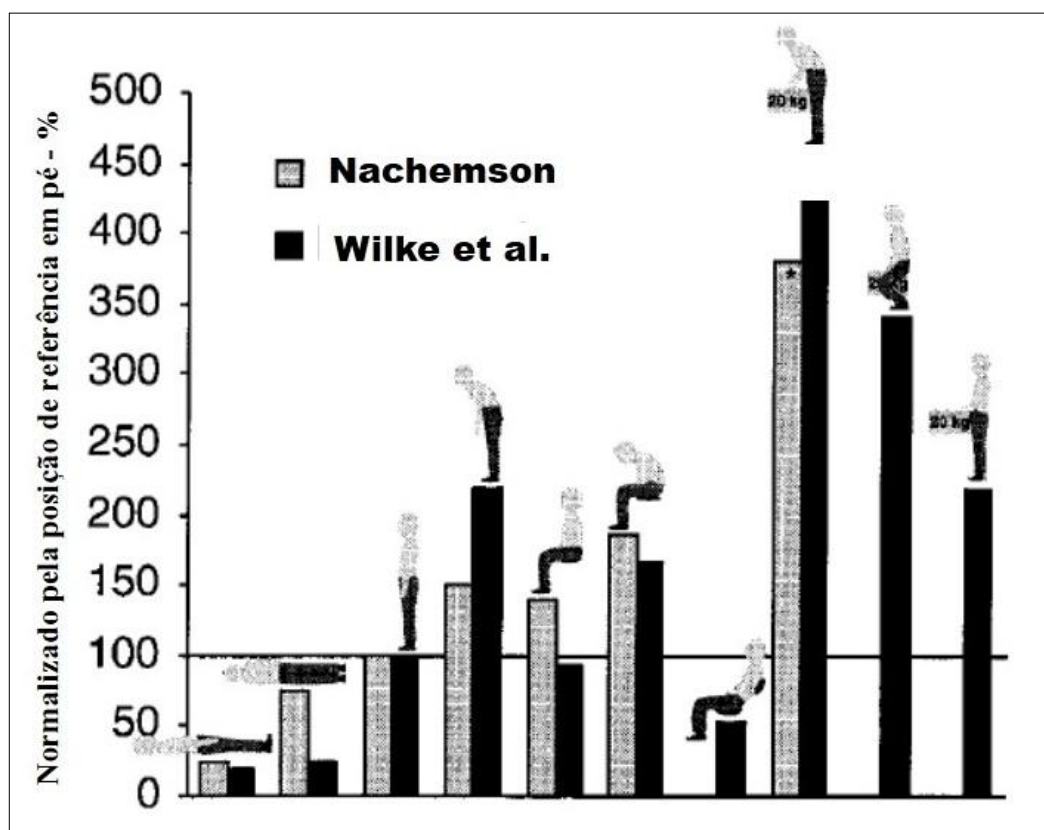
<sup>1</sup> UENO, K., 1987. A three-dimensional finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion. **Journal of Biomechanics** v. 109, p. 200 – 209, 1987 apud KINGMA, et al. Asymmetric low back loading in asymmetric lifting movements is not prevented by pelvic twist. **Journal Biomechanics**, v. 31, n. 6, p. 527 – 534, 1998.

Constituído por até 90% de água e rico em proteínas proteoglicanos e fibras de colágeno (SHANKAR; SCARLETT; ABRAM, 2009), o núcleo pulposo está localizado na região central do disco intervertebral, compondo cerca de 50 a 60% do volume total do disco, tendo como principal função o amortecimento e normalização das tensões impostas à coluna, recebendo 75% das cargas compressivas impostas (MIRANDA, 2000).

De acordo com Thompson e Floyd (2002), e Rasch (1991), o núcleo pulposo suporta receber as cargas de compressão, e também de torção, porque a sua disposição, envolto pelo tecido fibrocartilaginoso do anel fibroso, em conjunto com a sua composição de tecido elástico e água, favorece a distribuição de carga. Ocorre que com a imposição de sobrecarga à coluna vertebral, o núcleo pulposo tem a sua pressão intradiscal (PID) alterada e começa a produzir força sobre o anel elástico da porção fibrosa do disco (figura 5), fator que promove o estiramento do anel e a absorção da sobrecarga (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

Wilke *et al.* (1999) mensuraram a PID em L4/L5 *In Vivo* por meio de um transdutor alocado diretamente no núcleo pulposo do disco, encontrando dados importantes sobre a PID em determinadas posturas (Figura 6).

Figura 6 – Comparação entre os estudos de Wilke et al. e Nachemson.



Fonte: Modificado de Wilke et al. (1999).

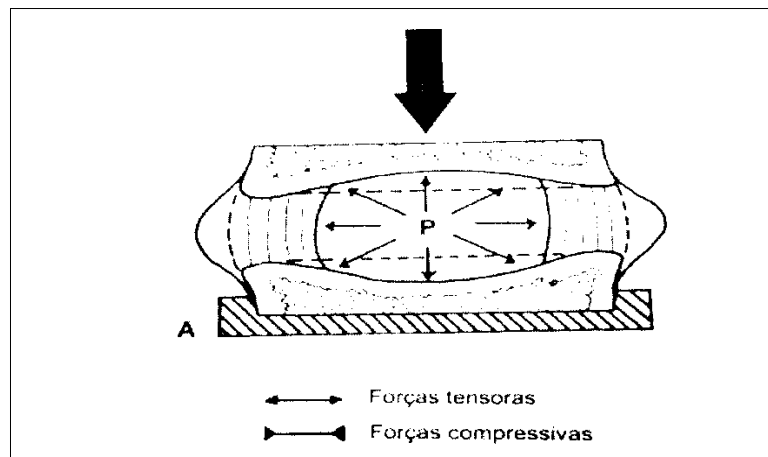
Nessa comparação publicada pelos pesquisadores, normalizou-se todas as PID encontradas em ambos os estudos, utilizando a PID da postura ereta como um total de 100% ou ponto de referência. Deste modo, percebe-se que durante a posição de flexão de tronco, sem sobrecarga externa, há um aumento relativo da PID, chegando a valores que sugerem mais de 200% do valor normalizado, enquanto que no movimento com flexão de tronco e carregamento de carga externa, os valores chegam a dobrar, sugerindo uma diferença de até 350 % do valor normalizado.

Outro estudo *In Vivo*, realizado por Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999), encontrou dados referentes aos valores da sobrecarga gerada no disco entre L4/L5, também por meio de um transdutor alocado diretamente no disco, mensurando a PID de sujeitos saudáveis, sem nenhuma desordem lombar, e de sujeitos com problemas lombares contínuos.

Os autores relatam que os indivíduos que possuíam problemas recorrentes relacionados à coluna lombar, também possuíam, nessa mesma região, menor PID quando comparados àqueles que não possuíam desordem lombar sugerindo que pessoas com degeneração discal possuem menor pressão no disco intervertebral.

O Disco intervertebral possui uma região denominada centro de reação, que tem a capacidade de balancear de forma contínua e dinâmica os momentos aplicados à coluna; é estimado que o centro de reação do disco intervertebral esteja localizado em sua metade ventral (GRACOVETSKY; ZEMAN; CARBONE, 1987), o núcleo pulposo. Assim, o núcleo do disco intervertebral atua como distribuidor horizontal de cargas (Figura 7), transferindo as cargas para a parte fibrosa do disco que, por sua vez, amortece o impacto (KAPANDJI, 2000; KNOPLICH, 2003).

Figura 7 – Tensão compressiva no Disco Intervertebral



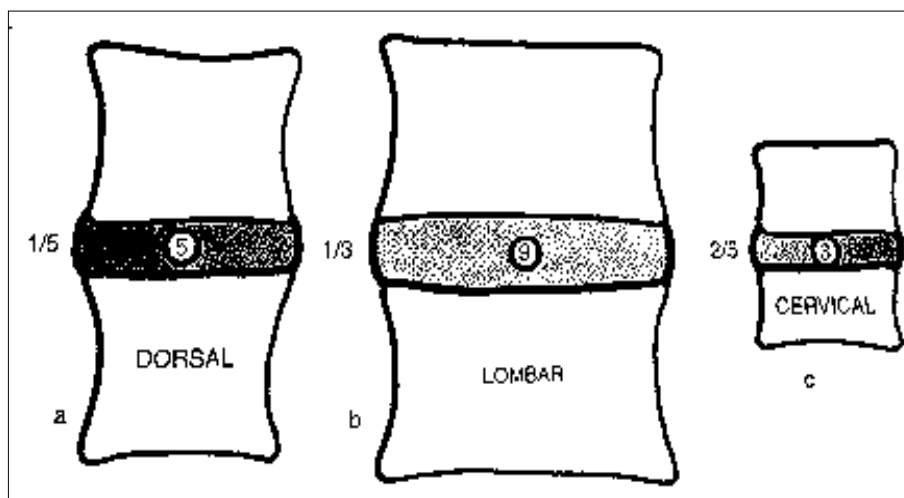
Fonte: (KNOPLICH, 2003).

Por ser hidrófilo, o núcleo pulposo vai perdendo pequenas quantidades de água à medida que vai absorvendo as forças impostas sobre a coluna vertebral, perdendo espessura se a sobrecarga for mantida por várias horas (KAPANDJI, 2000). A falta de água no núcleo pulposo faz com que ele perca a sua capacidade de absorção de carga compressiva, aumentando a sobrecarga no anel fibroso que precisa manter a sua estrutura diretamente ativa à força de compressão (SILVA-CORREIA *et al.*, 2013). Park, Kim e Lee (2013), Nordin e Frankel (2003) e Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999) relatam que um dos principais fatores da degeneração do disco intervertebral é a redução da quantidade de água presente em seu corpo, e a redução do seu conteúdo de proteoglicano, perdendo, deste modo, a sua consequente capacidade de armazenar energia e distribuir as cargas, ficando mais vulneráveis aos estresses em função do endurecimento do seu núcleo.

De acordo com estudos biomecânicos, o comportamento do núcleo pulposo desidratado é comparável ao comportamento de um pneu, no qual as forças de compressão atuam diminuindo a sua altura e concavidade, produzindo um efeito de esvaziamento do ar e abaulamento do anel fibroso (ADAMS; DOLAN, 2005). O que acontece é que com a falta de água dentro do núcleo pulposo, se é esperado um tecido mais endurecido por consequência (SATO; KIKUCHI; YONEZAWA, 1999).

A espessura de cada disco intervertebral é proporcional à sua área de localização na coluna vertebral: os discos mais espessos estão na coluna lombar, e possuem uma média de 0,4 cm a mais do que os discos torácicos (MIRANDA, 2000), conforme representação na Figura 8.

Figura 8 - Espessuras dos Discos Intervertebrais.



Fonte: (KAPANDJI, 2000)

Dados importantes da literatura têm indicado uma forte relação entre as atividades contínuas que demandam movimentos de flexão-extensão e rotação de tronco aos danos estruturais no disco intervertebral (BURGESS-LIMERICK, 2003), bem como têm mostrado a relação da dor lombar à degeneração discal (ADAMS; DOLAN, 2005) e a relação da dor lombar com os esforços realizados nas tarefas de levantamento manual de carga (LMC) dentro do ambiente de trabalho (KINGMA, et al., 1998; DOLAN, et al., 2001; KINGMA; FABER; VAN DIEEN, 2010; MARRAS, et al., 2010; PLAMONDON, et al., 2014).

### 2.1.2 COLUNA LOMBAR.

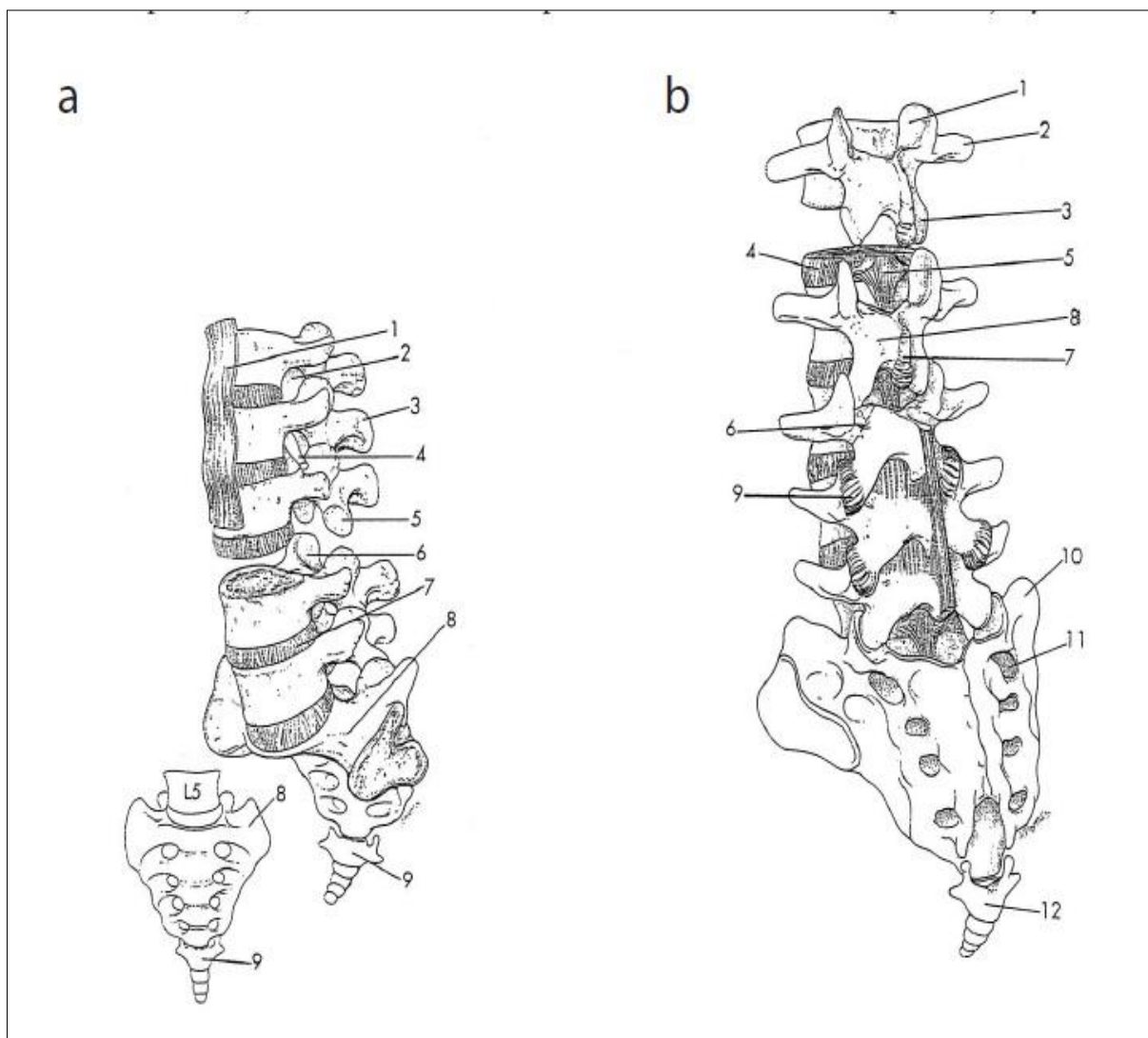
A coluna lombar (Figura 9) é o último segmento móvel da coluna vertebral (THOMPSON, FLOYD, 2002) e, comumente, a terceira vértebra lombar, L3, é utilizada como referência do centro de gravidade do corpo humano (PELLENZ, 2005).

São encontradas nessa região, as 5 maiores vértebras em conjunto com os discos intervertebrais de maior espessura da coluna vertebral, principalmente em sua região ventral (DURALL; MANSKE, 2005). Por terem os discos de maior espessura ventral, a coluna lombar adquire sua forma curvilínea anterior, a lordose lombar (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

A lordose lombar é um importante mecanismo de equilíbrio da coluna vertebral em plano sagital, sendo mais proeminente ao nível da vértebra L5 (BEEN; KALICHMAN, 2014). No entanto, sabe-se que a carga que a coluna lombar suporta é dependente do alinhamento geral da coluna vertebral (ABREU et al., 2007): estudos realizados por Adams e colaboradores (1994) apontaram que a distribuição da sobrecarga entre o núcleo pulposo e anel fibroso e estruturas ligamentares presentes na coluna, são dependentes da curvatura da coluna lombar, apontando que alterações acentuadas na lordose lombar podem alterar a pressão intradiscal e a absorção da sobrecarga de forma geral na coluna vertebral.

De modo geral, os ligamentos da coluna lombar são divididos em anteriores e posteriores, agindo na restrição dos movimentos em todos os planos, principalmente em plano sagital, limitando a flexão e a extensão da coluna lombar: durante a extensão da coluna lombar, o ligamento longitudinal anterior permanece tracionado, enquanto que na flexão da coluna lombar, os ligamentos posteriores é que são tracionados (DURALL; MANSKE, 2005).

Figura 9 – Vista anterior (a) e posterior (b) da Coluna Lombar<sup>2</sup>.



Fonte: (DURALL; MANSKE, 2005).

A mobilidade da coluna lombar em movimentos de flexão-extensão é ampla, variando entre um arco de movimento de 8 a 20 graus em todos os segmentos vertebrais, possuindo, no entanto, uma menor mobilidade em flexão lateral, variando entre 3 e 6 graus entre L1 e L4, enquanto que em L5-S1 realiza apenas 3 graus de flexão lateral (HALL, 2005), e uma pequena capacidade de rotação compreendida entre 1 e 2 graus de variação (KAPANDJI, 2000).

Os movimentos da coluna lombar ocorrem em 6 diferentes planos: rotação para a direita e para a esquerda no plano transversal, sobre o eixo vertical; flexão lateral para a direita e para

<sup>2</sup> a) 1- Ligamento longitudinal anterior; 2- Forame intervertebral; 3- Processo espinhoso; 4- Nervo espinhal; 5- Faceta inferior; 6- Faceta superior; 7- Disco intervertebral; 8- Sacro; 9- Cóccix; b) 1-Faceta superior; 2- Processo transverso; 3- Faceta inferior; 4- Disco intervertebral; 5- Ligamento longitudinal posterior; 6- *Pars interarticularis*; 7- Processo espinhoso; 8- Lâmina vertebral; 9- Articulação facetária; 10- Asa sacral; 11- Forame sacral; 12- Cóccix.

a esquerda em plano frontal, sobre o eixo ântero-posterior e flexão e extensão em plano sagital, sobre o eixo látero-medial (DURALL; MANSKE, 2005).

Lemos (2006) cita que em razão da grande mobilidade da coluna lombar em plano sagital, e devido à quantidade de sobrecarga suportada, um índice elevado de degeneração discal é encontrado nesse segmento. Estudos apontam que as chances de se desenvolver uma lesão na região da coluna lombar, como prolapsos discais, são até três vezes maiores para aqueles que trabalham com sobrecarga em tarefas industriais que requerem grandes esforços, como, por exemplo, os Levantamentos Manuais de Carga (KELSEY et al., 1984; JORGENSEN; HEIN; GYNTELBERG, 1994; HUNG et al., 2014).

## 2.2 LEVANTAMENTO MANUAL DE CARGA

As taxas de prevalência da dor lombar têm sido estimadas em até 80%, sugerindo que mais da metade da população apresentará, em algum momento da sua vida, um caso de dor lombar (GREENLAND; MERRYWHEATHER; BLOSWICK, 2013). Estimativas diferentes oferecem uma visão dos custos relacionados aos tratamentos às desordens lombares nos Estados Unidos, um exemplo de como essa problemática vem onerando o sistema de saúde. Olson, Li e Solomonow (2009), com base nos dados de 2004 fornecidos pelo *U.S. Department of Labor*, relatam que, ao ano, sejam gastos, em média, tanto individualmente como por corporações, mais de 10 Bilhões de dólares em tratamento para aqueles que desenvolveram alguma desordem lombar. Luo e colaboradores (2004), após conduzirem um estudo mais detalhado com base nos dados de 1998 da *Medical Expenditure Panel Survey*, estimaram que 90 Bilhões de dólares foram gastos, em geral, em tratamentos para aqueles que possuíam dores lombares. Katz (2006) estima que o valor dos prejuízos, em decorrência da dor lombar, ultrapasse os 100 Bilhões de dólares ao ano só nos Estados Unidos, e que deste valor total, dois terços acontecem de modo indireto, com perdas de salários e baixa na produtividade.

Mesmo em países industrializados, avançados tecnologicamente, principalmente em recursos aplicados ao ambiente de trabalho, as desordens lombares continuam sendo uma condição prevalente, liderando o ranking das causas lesivas responsáveis pelo absenteísmo (OLSON; LI; SOLOMONOW, 2009). Gonçalves (1998), após uma revisão literária minuciosa, aponta que as lesões na coluna são responsáveis por 12% de todas as lesões industriais, sendo que desse percentual de lesão, entre 85 e 99% das lesões graves ocorrem na região lombar, aos níveis de L4/L5 e L5/S1. Apesar de todo o avanço tecnológico, muitas tarefas ocupacionais ainda envolvem o Levantamento Manual de Carga (LMC), como, por exemplo, nos Estados

Unidos, onde um terço de todo o serviço realizado dentro da indústria contempla algum tipo de movimentação manual de carga (CHUNG et al., 1999), tendo sido essa tarefa relacionada às desordens lombares (FISCHER; ALBERT; MCGARRY, 2012). No Brasil, a Norma Regulamentadora 17, NR-17, do Ministério do Trabalho, publicada em 1978<sup>3</sup>, desaconselha veementemente que sejam evitados os carregamentos manuais de carga, mesmo que de forma descontinua.

Estudos biomecânicos ergonômicos têm demonstrado que os levantamentos manuais ocupacionais têm sido a causa mais comum das lesões lombares (KINGMA, et al., 1998; NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 2001; MARRAS, et al., 2010; HOGAN; GREINER; O'SULLIVAN, 2014). A *National Research Council* (2001) aponta que 60% das lesões nas costas podem ser causadas pelo levantamento e movimentação manual de carga, e que o LCM, com altas cargas e com alta frequência, pode ocasionar dor lombar. Marras (2000) relata que aqueles que desempenham a função de levantar cargas estão mais suscetíveis às lesões lombares, principalmente quando comparado com aqueles que não realizam com intensidade semelhante a tarefa do LMC. Para Kingma et al. (2006), o LMC é considerado um fator de risco devido à sobrecarga imposta à coluna vertebral que, em muitos casos, pode ultrapassar os limites suportados pelos tecidos da coluna. Hoje, considera-se a alta sobrecarga como um fator de grande risco para a região lombar (PLAMONDON et al., 2014), fator que incentiva o estudo das potenciais condições lesivas à coluna e o seu controle dentro do ambiente de trabalho (KIM; MARRAS, 1987).

### **2.2.1 Levantamento Manual de Carga Simétrico**

A *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH, 1994) considera o Levantamento Manual de Carga Simétrico (LMCS) como sendo aquele onde o sujeito flexiona e estende a coluna ao elevar uma determinada carga sem apresentar rotação de tronco, isto é, o movimento simétrico é aquele realizado em apenas dois planos (2D), no qual não há rotação entre a posição inicial e a final do levantamento.

O LMCS tem sido apontado com frequência como uma das causas da dor lombar dentro do ambiente de trabalho (KIM; MARRAS, 1987; GONÇALVES, 1998; FABER et al., 2009; FABER; KINGMA; VAN DIEEN, 2010; MARRAS et al., 2010; FABER; KINGMA; VAN DIEEN, 2011; GREENLAND; MERRYWEATHER; BLOSWICK, 2013), devido à alta

---

<sup>3</sup> Disponível em: [http://portal.mte.gov.br/data/files/FF8080812BE914E6012BEFBAD7064803/nr\\_17.pdf](http://portal.mte.gov.br/data/files/FF8080812BE914E6012BEFBAD7064803/nr_17.pdf). Acesso dia 15 de Julho de 2015.

sobrecarga gerada durante o movimento que pode exceder os limites dos tecidos da coluna vertebral (KINGMA et al., 2006), resultando, muitas vezes, em lesões ligamentares e discos, como prolapsos, em função da alta compressão discal gerada pelo momento produzido durante a flexão do tronco (DOLAN; ADAMS, 1998): acontece que com a alta sobrecarga, o discos intervertebrais vão cedendo lentamente, perdendo altura, fenômeno que causa a diminuição da sua capacidade de resistir às forças, o que provoca dores e causa lesões (OLIVEIRA, 2014).

#### 2.2.1.1 Levantamento Manual de Carga Simétrico e Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é um método que permite o acesso fácil aos processos fisiológicos que geram força e movimento muscular (De LUCA, 1997). A EMG é basicamente um procedimento de captação dos sinais elétricos musculares em registros produzidos pela contração muscular (MALTA et al., 2006). Uma vez que os sinais eletromiográficos representam uma contínua mensuração da atividade muscular, o sinal da EMG pode ser usado como base para determinar um histórico da geração de força de cada músculo que envolve uma articulação (MARRAS; GRANATA, 1997). É utilizada principalmente na identificação de distúrbios musculares (REED, 2002), na identificação da fadiga muscular (SANTOS et al., 2008) e na análise da ativação e co-ativação muscular (NG et al., 2001; SOLNIK et al., 2008).

Estudos biomecânicos ergonômicos do LMCS têm utilizado a eletromiografia como método principal, e auxiliar, na mensuração das forças internas do tronco e de outros membros envolvidos durante a tarefa do levantamento (KIM; MARRAS, 1987; SCHIPPLEIN et al., 1990; DOLAN; ADAMS, 1993; DOLAN; ADAMS, 1998; DAVIS; MARRAS, 2000; CHEN et al., 2004; KINGMA et al., 2006; KINGMA; FABER; VAN DIEEN, 2010; OLIVEIRA, 2014).

Muitos estudos têm feito a ligação entre atividade muscular (EMG) do tronco e geração de força (MARRAS; MIRKA, 1992), o que tem possibilitado maiores esclarecimentos sobre parâmetros cinemáticos e cinéticos do tronco. Como as altas sobrecargas na coluna durante os LMC são atribuídas à ação muscular do abdômen e dos músculos dorsais, a avaliação por meio da mensuração direta da EMG é um bom método para se quantificar essas forças (DOLAN et al., 2001).

A capacidade do trabalhador de levantar e baixar caixas, pesos e objetos ainda tem preocupado as indústrias, e os estudos que se concentram nas análises com a EMG são uma alternativa para que se possa melhor compreender o trabalho muscular requerido nessas tarefas

(GONÇALVES; PEREIRA, 2009) e fornecer, como resultado, recomendações ergonômicas cada vez mais especializadas.

Kim e Marras (1987) desenvolveram um modelo matemático com base nos sinais da EMG para mensurar as forças musculares do tronco durante o LMCS, estudando-o em diferentes velocidades, posturas e variáveis de localização da carga durante o movimento inicial, a partir da premissa de que a ação muscular dessa região exerce influência direta sobre a sobrecarga na coluna vertebral. Os autores encontraram uma forte relação entre o aumento da velocidade do levantamento de carga e o aumento da compressão na coluna, sugerindo que a atividade muscular geral do tronco aumenta devido à maior velocidade de execução do levantamento, aumentando assim a co-ativação muscular do tronco, responsável por grande parte do aumento da sobrecarga. Ressaltou-se que quando a velocidade do tronco aumentava, pouca diferença foi notada sobre a atividade muscular dos eretores, fator que levou os autores a sugerirem uma ação diferente desse grupamento quando submetido à tarefa do levantamento.

Para os pesquisadores, a técnica da EMG permitiu dizer que uma das funções básicas dos eretores no LMCS, em tarefa de levantamento com maior velocidade, é a de estabilização da coluna e que em função da pouca variação eletromiográfica entre as condições de velocidade, e de uma atividade muito semelhante para as técnicas de levantamento com e sem flexão de joelhos, sugeriu-se que os limites de carga descritos na literatura sejam respeitados em ambas as técnicas para que seja diminuída a sobrecarga na coluna lombar.

Dolan e Adams (1993), utilizando a EMG em conjunto com um sistema de monitoramento da curvatura da lordose lombar, estudaram o padrão da atividade muscular ao longo do movimento de flexão-extensão da coluna, a fim de estimar o momento gerado na coluna lombar e, assim, calcular a força de compressão atuante na estrutura durante o movimento.

Utilizando técnica da EMG, os autores puderam compreender fatores que influenciam no aumento da força de compressão durante a flexão do tronco, identificando, ainda, uma correlação linear entre o aumento da tensão captada pela atividade elétrica dos músculos eretores com o aumento do momento gerado na coluna durante a flexão de tronco.

Marras e Mirka (1993) avaliaram o padrão da atividade muscular do tronco com a técnica da EMG ao propor o LMCS executado em diferentes velocidades de controle, dando continuidade aos estudos iniciados anteriormente. Foi encontrado que a musculatura do tronco aumentou a sua atividade conforme a velocidade a velocidade de execução da tarefa, mas que esse padrão se mostrou diferente entre os músculos analisados, destacando o comportamento da musculatura eretora como a mais discrepante entre os grupos musculares do tronco.

Esses resultados sugerem que a co-ativação muscular do tronco responde conforme há um aumento do torque gerado durante o movimento, e consequente aumento na sobrecarga imposta à coluna. Os pesquisadores ainda observaram que quando se reduzia a velocidade do tronco, o padrão de co-ativação do tronco diminuía, e que o padrão de co-ativação muscular observado durante o movimento só decrescia quando o torque diminuía, sugerindo uma redução da velocidade para que a sobrecarga na coluna vertebral pudesse também reduzida.

Para os autores, compreender o padrão de comportamento da musculatura do tronco poderia ajudar a auxiliar no entendimento das manobras alternativas realizadas pelos pacientes com dor lombar ao levantar um objeto ou apenas se movimentar.

Dolan e Adams (1998), utilizaram a EMG para analisar a fadiga na musculatura eretora da coluna durante o ciclo de flexão-extensão do LMCS. Para os autores, a musculatura eretora protege a coluna vertebral da abusiva flexão de tronco, porém impõe alta sobrecarga compressiva à estrutura como consequência. Ainda, os autores sugerem que a dor lombar possa estar também relacionada à exaustão desse grupamento muscular, uma vez que a falha motora pode gerar um padrão de movimento que excede limites, principalmente quanto à excessiva flexão da coluna durante o levantamento. Ao fim, é destacado que o excesso de repetições durante o dia de trabalho, levantando-se objetos com alta frequência, pode levar à fadiga da musculatura eretora da coluna, motor primário do movimento de levantar/flexionar, fator que deve ser controlado devido à alta exposição da coluna ao risco de lesão e, consequentemente, à dor.

Davis e Marras (2000) estudaram a relação existente entre o peso da caixa a ser levantada, a dinâmica do corpo responsiva à carga, o braço de alavanca horizontal e a sobrecarga gerada na coluna em consequência. Foi utilizado a EMG como método para captação da resposta muscular ao movimento do LMCS e para a quantificação da sobrecarga atuante na coluna, em específico na articulação L5/S1.

Após as análises, os autores recomendam que caixas com pesos acima de 25 kg devem ser evitadas, justificados pelo grande aumento da sobrecarga na coluna, o que, de acordo com a pesquisa, aumentaria o risco de lesão lombar. Foram encontrados, com as caixas com peso de 25 kg, cargas de compressão acima do limite de tolerância de 3400 N e cargas de cisalhamento também acima dos limites de tolerância, 1000 N, o que aumentaria as probabilidades de uma fissura no anel fibroso do disco. Com esse limiar, os 25 kg de peso, foi também observado uma mudança no padrão cinemático do corpo, o que provocou um aumento na co-ativação muscular e um aumento significativo na sobrecarga aplicada à coluna.

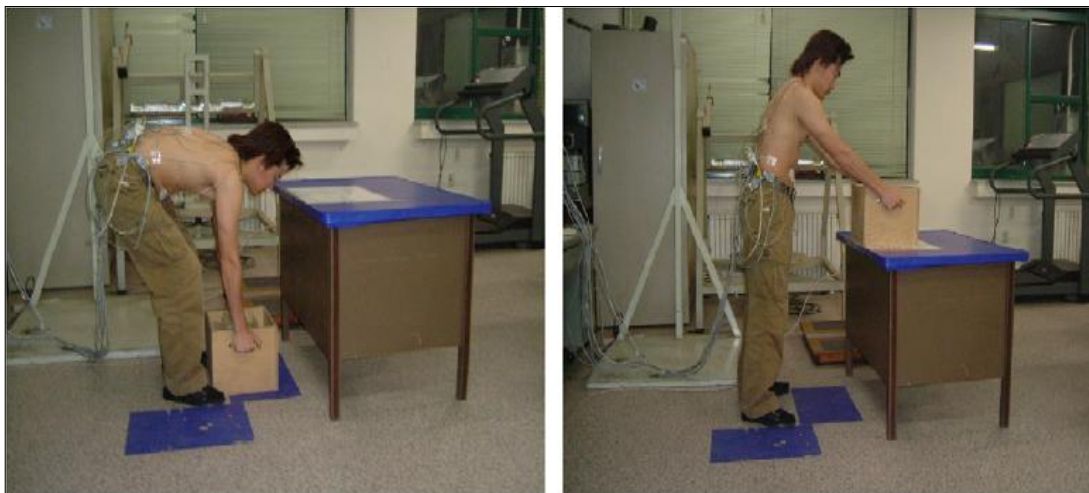
No entanto, os autores relatam que apenas o peso não é o fator determinante ao se avaliar a sobrecarga imposta à coluna, mas, sim, um conjunto que envolve o braço de alavanca horizontal criado ao longo do movimento, responsável pelo momento gerado na coluna, o padrão cinemático que o tronco adota, responsável pelo aumento da co-ativação muscular do tronco, e o peso a ser levantado, que, quando em excesso, pode levar o indivíduo à limites mecânicos estruturais de grande risco, principalmente para os discos intervertebrais. Além disso, outros fatores como peso corporal, sexo e aptidão física devem ser considerados fatores determinantes para o surgimento da dor lombar.

Chen et al. (2004) avaliaram os fatores ergonômicos de risco do LMCS utilizando a EMG na musculatura dos eretores da coluna em duas condições de levantamento com três condições distintas: a primeira condição com cargas diferentes; a segunda com distâncias diferentes, em relação à caixa e ao corpo do voluntário, e, por último, duas velocidades diferentes de levantamento.

De acordo com o padrão de atividade muscular encontrado, os pesquisadores concluíram que a velocidade do levantamento e o fator da carga a ser erguida foram os responsáveis pela maior alteração do padrão muscular, sugerindo atenção. Além disso, os autores sugerem que sejam dobrados os joelhos ao se levantar o peso, mas em flexão moderada, levando-se em consideração a localização da caixa e a postura adotada pela coluna do indivíduo, vez que a ativação muscular dos eretores demonstrou menor intensidade nessa condição.

Shin e Kim (2007), ao avaliarem a fadiga da musculatura do tronco durante o LMCS e uma possível razão de descanso entre uma determinada frequência de levantamentos, utilizaram a EMG como método de análise (Figura 10).

Figura 10 - Eletromiografia em ensaio com o Levantamento Manual de Carga Simétrico



Fonte: (SHIN; KIM, 2007)

Os pesquisadores relataram que para 12 repetições realizadas em um período de 3 minutos, 3 minutos eram necessários para a recuperação parcial dos indivíduos e que para uma recuperação total de pelo menos dois grupos musculares analisados, eram necessários 5 minutos de descanso. Os autores sugerem que uma avaliação individual da taxa de fadiga muscular seja realizada com cada trabalhador a fim de se prevenir futuras lesões devida à fadiga acumulada, uma vez que a condição de fadiga muscular é um dos fatores que podem levar à lesão dentro do ambiente de trabalho. Para que a avaliação possa ser feita, a EMG é recomendada como forma alternativa de estudo.

Os pesquisadores Kingma, Faber e Van Dieen (2010), propuseram uma análise da técnica de levantamento, utilizando, entre os métodos, a EMG aplicada a um sistema integrado para calcular o momento produzido na articulação entre L5/S1. O indivíduo deveria levantar uma caixa grande que não pudesse seguir os padrões ergonômicos recomendados em três diferentes posturas de levantamento (Figura 11). O momento gerado em L5/S1 foi utilizado como parâmetro ergonômico para que fosse escolhida uma melhor técnica de levantamento.

De acordo com os achados da pesquisa, os maiores picos de força sobre a coluna foram identificados quando o indivíduo levantava a caixa por baixo, pelo fundo, e não por cima, no local da pega, independente da técnica utilizada. Segundo os autores, as caixas devem ser levantadas sempre pelas pegadas, ou inclinadas para favorecer a pega, ou, ainda, levantada a partir de uma posição vertical mais elevada, sempre que possível, para que haja uma diminuição no momento articular em L5/S1.

Figura 11- Técnicas de Levantamento Manual de Carga Simétrico e aplicação da Eletromiografia



Fonte: (KINGMA; FABER; VAN DIEEN, 2010).

Outro achado, também com base no momento calculado com a ajuda da EMG, está relacionado com a distância em que o objeto é mantido afastado do indivíduo, fator esse que se mostra dependente da técnica de levantamento utilizada.

Não se recomenda que sejam levantadas caixas grandes com pesos que excedam 15 kg por baixo, mesmo com a melhor técnica possível, porque a sobrecarga sobre a coluna lombar, nessa condição, é inevitável. Do mesmo modo, recomenda-se que as caixas sejam trazidas para próximo dos indivíduos, o quanto mais próximo melhor, a fim de se reduzir o braço horizontal de alavanca, para que também possam gerar um momento menor na coluna e para que se possa, ainda, ser evitado um pico de força compressiva no mesmo segmento.

E um estudo mais recente, Oliveira (2014) utilizou a EMG para análise do padrão de ativação muscular dos eretores da coluna e dos multífidos em duas diferentes condições posturais de levantamento, uma com os joelhos flexionados e outra com os joelhos estendidos. Além disso, buscou-se normalizar e analisar os sinais eletromiográficos das tarefas dinâmicas captados no LMCS com uma Contração Voluntária Máxima (CVM) para cada diferente ponto do levantamento, em uma movimentação igual à da tarefa proposta, objetivando-se um sinal de referência mais fidedigno ao movimento (Figura 12).

A pesquisadora encontrou diferença nos padrões de atividade muscular quando se comparou as duas posturas de levantamento, encontrando-se maior atividade muscular eretora nos levantamentos nos quais o joelho dos voluntários permaneciam estendidos. De acordo com a autora do estudo, esses resultados reforçam as recomendações ergonômicas de que se deve, ao levantar a carga, fletir os joelhos para que haja uma diminuição da sobrecarga na coluna vertebral.

Figura 12: Contração Voluntária Máxima no Levantamento Manual de Carga Simétrico.



Fonte: (OLIVEIRA, 2014).

Em relação ao método de análise da CVM realizado, também foi encontrada uma diferença no padrão da ativação muscular em alguns pontos propostos e, conseqüentemente, um padrão de comparação diferente também para cada ponto analisado. Pode ser de grande utilidade um movimento idêntico ao utilizado no processo de normalização pela CVM, com o mesmo movimento da tarefa que será analisada, na tentativa de serem diminuídos os erros da normalização, uma vez que ao longo da tarefa dinâmica a tendência muscular pode se alterar.

Estudos com a EMG no LMCS têm fornecido evidências que suportam e auxiliam no desenvolvimento de novas recomendações ergonômicas para um levantamento mais seguro e menos lesivo à coluna lombar. No entanto, pouco se sabe sobre a complexidade entre a interação dos movimentos no plano sagital e plano transversal, sabendo-se, contudo, que grandes forças lesivas são impostas à coluna vertebral quando o tronco tende ao movimento de rotação. Desse modo, uma investigação na literatura sobre o padrão da atividade muscular em movimentação de levantamento com rotação, é de extrema utilidade para que possam ser elucidados alguns mecanismos de co-ativação e de padrões de risco que podem conduzir o indivíduo à lesão.

## **2.2.2 Levantamento Manual de Carga Assimétrico**

O Levantamento Manual de Carga (LMC), com rotação ou desvio do tronco ao longo da sua movimentação, é conhecido como Levantamento Manual de Carga Assimétrico (LMCA). Marras e Davis (1998) definem brevemente a assimetria durante o levantamento como uma função da origem da carga em relação ao plano sagital do corpo do levantador, causando um movimento de rotação da coluna: o movimento começa com rotação, no plano transversal, e termina em posição neutra, no plano sagital; Song e Qu (2014) complementam dizendo que a assimetria durante o levantamento acontece quando o destino da carga está fora do plano sagital e Chung et al. (1999) definem a assimetria no levantamento como o ângulo formado entre a caixa e plano sagital, onde se é observado um movimento do tronco no plano transversal.

Estudos têm demonstrado que a condição de assimetria tem aumentado a atividade eletromiográfica paraespinal (McGILL, 1991a), a pressão intradiscal lombar (WILKE et al., 2001) e a sobrecarga na coluna (ARJMAND et al., 2010), estando, dentro do ambiente de trabalho, amplamente associado às lesões lombares (MARRAS et al., 1995; HOOPER et al., 1998; DOLAN et al., 2001; ABDOLI-E; STEVENSON, 2008; XU XU et al., 2011; XU XU et al., 2012), como, por exemplo, aos prolapsos discais (NG et al., 2001)

De acordo com os autores Gagnon et al. (1996), a assimetria no manuseio manual diminui a força máxima de levantamento do trabalhador e o torque de extensão, colocando a coluna lombar, e suas estruturas, em condições de grande risco, além de reduzir a sua capacidade de levantamento.

#### 2.2.2.1 Levantamento Manual de Carga Assimétrico e Eletromiografia

A EMG tem sido utilizada também nos estudos que envolvem o LMCS, uma vez que é um recurso que permite uma mensuração direta da atividade muscular, podendo ser levada até o local de trabalho, devido à sua portabilidade, permitindo também uma estimativa da sobrecarga dinâmica na coluna durante o levantamento com assimetria (DOLAN et al., 2001).

Hooper et al. (1998), ao analisarem o momento tridimensional na coluna lombar durante o LMCA, utilizaram a EMG dos músculos eretores para estimar o momento e a ativação muscular gerados durante a tarefa. Foi encontrado um padrão de comportamento muscular de maior ativação contralateral à rotação, seguido de uma redução da atividade mioelétrica dos músculos ipsilaterais. Além disso, os autores relatam que ao introduzir assimetria ao movimento do levantamento, uma sobrecarga maior de flexão lateral e rotação é observada, apontando, ainda, que a alta frequência dos LMCA tende a aumentar o momento de rotação no tronco.

Chung et al. (1999), empregaram a EMG como forma de estimar as forças, e a direção de seus vetores, dos músculos do tronco durante a tarefa do LMCA. A tarefa proposta foi a de realizar o levantamento manual com rotação para o lado direito, sempre seguindo as recomendações. Foi encontrado que, tanto para a condição simétrica, quanto para condição de assimetria durante o levantamento, os músculos eretores espinhais direito e esquerdo e latíssimos dorsais direito e esquerdo se mantiveram ativos todo o tempo, enquanto que o músculos oblíquo externo esquerdo apresentou atividade apenas no movimento com assimetria, e os músculos abdominais e o oblíquo externo direito não apresentaram recrutamento significativo. Esses dados revelam, de acordo com os pesquisadores, que o padrão de atividade muscular necessária para resistir à sobrecarga externa se altera conforme o tronco rota, sendo mais ativo contralateralmente ao lado da rotação realizada.

Marras et al. (2004) utilizaram a EMG para verificar a sobrecarga na coluna de indivíduos que sofrem com a dor lombar durante os LMCA, analisando o padrão de sobrecarga em pacientes com dor lombar e comparando com aqueles sem nenhuma dor. Foi encontrado que a sobrecarga na coluna é maior para os pacientes que possuem dor lombar, uma vez que as forças

de cisalhamento se apresentaram maiores em até 18% e as de compressão em até 11% quando comparadas às forças estimadas nos indivíduos sem dor. De acordo com os autores, um dos resultados mais expressivos foi a natureza da relação entre a sobrecarga na coluna dos pacientes com dor lombar e as condições específicas do ambiente de trabalho: nos sujeitos sem dor lombar, a sobrecarga na coluna variou conforme as condições de carga a ser levantada, origem da carga a ser erguida e assimetria durante o levantamento, um padrão esperado de variação; no entanto, os pacientes com dor lombar apresentaram um padrão cinemático do quadril muito peculiar e um padrão de co-ativação muscular diferente dos sujeitos assintomáticos. Para os pesquisadores, os sujeitos com dor lombar empregam uma troca no esforço do tronco pelo quadril, aumentando a ação da musculatura do reto, oblíquo interno e externo do abdômen, e diminuindo a ação dos eretores, sugerindo que a maior diferença existente entre o padrão de sobrecarga na coluna entre os grupos estudados está na relação existente entre a co-ativação muscular do tronco desencadeada pela necessidade de estabilização de todo o sistema corporal durante a tarefa com assimetria.

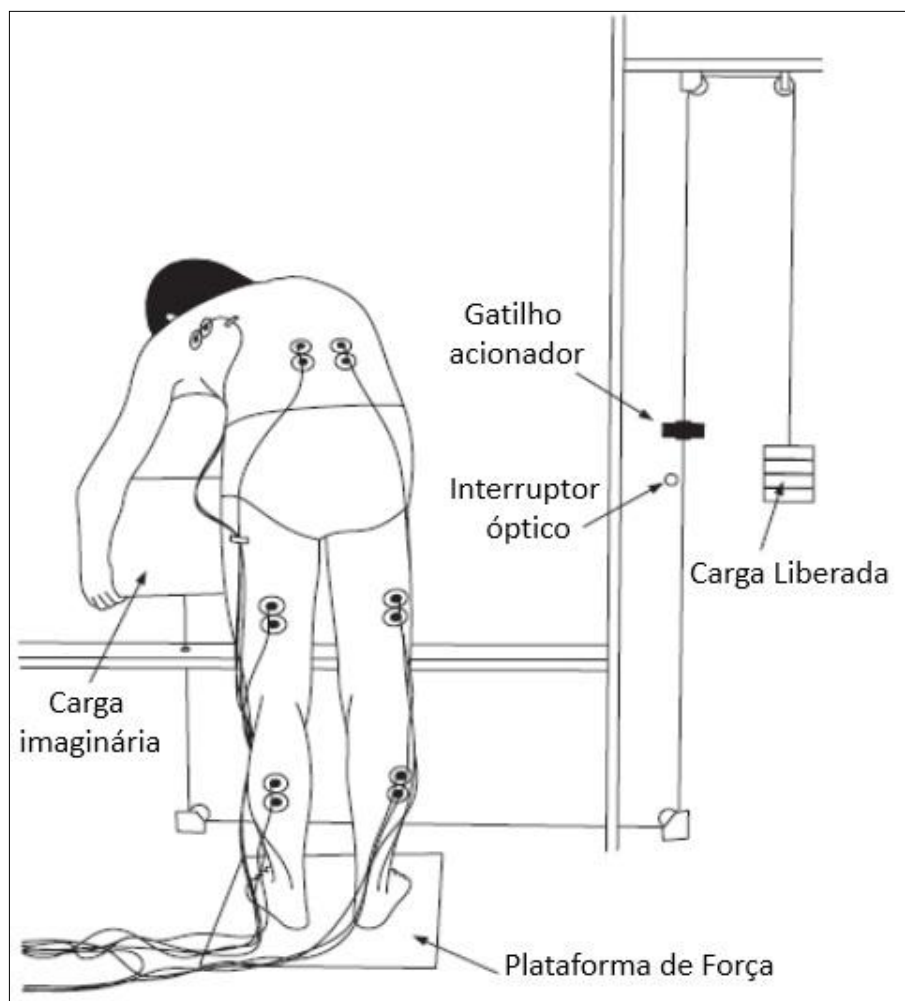
Chow et al. (2005) analisaram o equilíbrio dos indivíduos durante o LMCS e durante o LMCA quando erguiam diferentes cargas, alteradas significativamente entre os levantamentos experimentais, a fim de verificar possíveis riscos à coluna em função do desequilíbrio durante a movimentação assimétrica

O teste em assimetria consistia em um levantamento da carga sem peso até determinado momento, para que o sujeito se familiarizasse com a carga imaginária, realizando um movimento com rotação da esquerda para a direita. Durante a movimentação, um gatilho era acionado pelos pesquisadores e ocorria a liberação do peso de forma repentina, por meio de um dispositivo construído para a tarefa, acrescento peso à caixa, como mostra a Figura 13, alterando o padrão de equilíbrio e o padrão da ativação muscular do voluntário.

Os autores encontraram que nem sempre os grupamentos musculares do tronco, o par do oblíquo interno, reto abdominal e dorsal direito respondiam à liberação repentina da carga, enquanto que os grupamentos dos pares dos músculos oblíquo externo e eretores da coluna lombar, bem como o músculo dorsal esquerdo, responderam diferentemente, apresentando ativação à liberação repentina da carga. Sugeriu-se que a ação dos músculos abdominais, reto e oblíquo interno, está relacionada ao desequilíbrio ântero-posterior, em função da resposta mais intensa às atividades realizadas sem assimetria, enquanto que o músculo oblíquo às atividades com assimetria, uma vez que apresentou maior resposta, do início até o final da tarefa, nessa condição.

Grande co-ativação muscular entre os grupamentos eretores lombares e oblíquos externos e internos foi encontrada, principalmente após a liberação da carga inesperada, demonstrando a grande demanda de atividade muscular necessária para que o equilíbrio do lado contralateral pudesse ocorrer.

Figura 13: Levantamento Manual de Carga Assimétrico sob análise de equilíbrio por meio de dispositivo de incremento de carga repentino.



Fonte: Modificado de Chow et al. (2005).

Os pesquisadores concluem que devido aos riscos relacionados às alterações no padrão da atividade muscular e ao aumento das lesões na coluna durante o levantamento assimétrico, é preferível que seja repensado o local de trabalho para que os levantamentos não saiam do plano sagital.

Abdoli-E e Stevenson (2008) testaram um dispositivo de assistência à tarefa do levantamento manual, aplicando-o também nas tarefas com assimetria durante o levantamento, analisando o sinal eletromiográfico dos voluntários como método de mensuração da ativação

muscular do tronco ao rotacionar para a direita. Os autores encontraram uma redução de 30% e 24 % do momento lateral e de rotação do tronco, respectivamente, além de uma redução de 23,9% da atividade mioelétrica da musculatura eretora lombar; uma redução de 24,4% na atividade muscular dos eretores torácicos, além de uma redução de 34,9% da atividade eletromiográfica do músculo oblíquo externo contralateral ao movimento, após analisarem dos dados dos levantamentos realizados com o dispositivo de assistência. O dispositivo de assistência funciona porque ele reduz o esforço da musculatura eretora da coluna, uma vez que seus elásticos fornecem vantagem mecânica devido ao seu braço de alavanca, assistindo a musculatura contralateral à rotação sem, no entanto, afetar a co-ativação dos músculos do reto abdominal.

Além dos estudos que envolvem os LMCA, que trabalham com a combinação de forças em movimentação de flexão-extensão e rotação de tronco, outros estudos tem avaliado o padrão de comportamento da musculatura do tronco em tarefas mais simples que analisam a rotação axial apenas.

### 2.3 ROTAÇÃO AXIAL (RAX).

A Rotação Axial (RAX) é o pilar de muitos movimentos realizados diariamente pelo tronco, requerendo uma integração de movimentos da coluna devido às forças internas e externas atuantes no corpo (SUNG, 2014), podendo, muitas vezes, ser subestimada e ser o ponto inicial de uma possível lesão na coluna (DOULGERIS et al., 2014).

A RAX é definida como o movimento da coluna toracolombar, em plano coronal, durante a flexão lateral do tronco (GREGERSEN; LUCAS, 1967), e por ser uma provável causa de lesão e dor lombar vem tendo sua mecânica estudada por inúmeros pesquisadores (BURNETT et al., 2008): estatisticamente, a RAX vem sendo associada à 60% de todas as lesões lombares e a 33% dos casos clínicos no qual foi o único fator lesivo (KUMAN; NARAYAN; GARAND, 2002).

Sabe-se que, como um todo, a região torácica realiza aproximadamente 80% de todo o movimento de rotação da coluna, o que tem sugerido um melhor alinhamento da haste facetária vertebral desses segmentos, relação anatômica que favorece a rotação (MONTGOMERY; BOOCOOCK; HING, 2011).

Estruturalmente, de acordo com Doulgeris et al. (2014), as facetas e os ligamentos vertebrais, além de serem componentes estabilizadores estruturais da coluna, contribuem com a resistência mecânica durante a RAX, enquanto que o disco sofre com um aumento da sua

pressão devido, principalmente, às forças cisalhantes e compressivas durante a rotação. Wilke et al. (2001), por meio de um método *In Vivo* de mensuração, verificou que a PID tende a aumentar conforme a coluna vai realizando rotação.

Figura 14 – Rotação Axial de tronco



Fonte: (SUNG, 2014)

Nesse sentido, Hooper et al. (1998) apontam que durante a combinação dos movimentos de flexão e rotação, a tração no disco tende a aumentar em até 20%. De modo complementar, os autores Burnett et al. (2008) relatam que quando a coluna está fletida, ou estendida, e se acrescenta rotação ao movimento, uma sobrecarga maior é acrescida às estruturas passivas como as vértebras, ligamentos e discos, limitando a movimentação. Ainda, os autores relatam que ao se sobrecarregar a coluna, ou apenas realizar rotação, mantendo-a em postura neutra<sup>4</sup>, pouca restrição no movimento é encontrada, o que sugere menor tração nos tecidos passivos. Assim, realizar a RAX em postura neutra é uma importante recomendação ergonômica.

---

<sup>4</sup> Postura neutra da coluna é o posicionamento mediano entre extensão e flexão (DURALL; MANSKE, 2005).

Em relação à movimentação da pélvis na RAX, os estudos dos autores Song et al. (2012) relatam que em sujeito normais, sem dor lombar, existe uma forte correlação entre movimento pélvico e lombar durante a RAX, o que sugere um padrão de movimento entre membros inferiores e coluna lombar. De acordo com os pesquisadores, foi encontrada uma diferença entre o padrão de movimento da pélvis de indivíduos com e sem dor lombar: o arco de movimento da pélvis de quem possuía dor lombar era menor quando o tronco rotacionava, fator que pode ser explicado pela falta de flexibilidade existente entre os membros inferiores e a pélvis, podendo acarretar em um aumento da rigidez da coluna e uma deficitária propriocepção contra lesões.

O pesquisador Sung (2014) estudou o Arco de Movimento (AM) da pélvis do ombro de sujeitos com e sem dor lombar (Figura 14). De acordo com o autor, houve uma diferença significativa entre o AM da pélvis dos sujeitos com dor lombar, apresentando uma menor mobilidade ao rotacionar, em relação aos que não possuíam dor. Em relação ao AM do ombro, não houve diferença significativa. Para o autor, o entendimento sobre a diferença de movimento existente entre essas duas cinturas poderia auxiliar na reabilitação dos pacientes com dor lombar por meio do reestabelecimento do equilíbrio postural.

Em relação à contração muscular durante a RAX, os autores NG et al. (2001) encontraram uma tendência de aumento da atividade dos músculos oblíquos internos e externos, latíssimo do dorso e iliocostal em relação às suas respectivas atividades musculares em plano sagital. Ainda, os pesquisadores não encontraram diferença na atividade dos músculos do reto abdominal e multífidos, considerados músculos que promovem estabilidade. Para o autor, os resultados demonstram que o papel funcional dos músculos do tronco durante a RAX são diferentes, fator que influencia na produção de torque axial e revela a complexidade cinemática do tronco.

Em um outro estudo, NG et al. (2002) avaliaram a ação muscular do tronco em sujeitos com e sem dor lombar, na tentativa de identificar alterações no padrão muscular entre os grupos. Como resultado, os pesquisadores encontraram uma diminuição na atividade muscular do reto abdominal e dos multífidos dos indivíduos que possuíam dor lombar, ambas musculaturas estabilizadoras durante a rotação axial, enquanto que um aumento na atividade do músculo oblíquo interno foi encontrada. Para os pesquisadores, essa compensação de atividade pode ocorrer devido à diminuição da atividade muscular de outro grupo, o que sugere que, devido à diminuição da atividade dos multífidos e do reto abdominal, possa existir uma instabilidade na coluna, o que pode gerar, ou aumentar, as dores lombares.

Estudos biomecânicos que envolvem movimentos em planos combinados, assimetria no levantamento, ou RAX, tem sugerido que as disfunções referentes ao movimento de rotação da coluna são de grande importância para o entendimento mecânico das lombalgias. De forma geral, sabe-se que a rotação da coluna é um evento complexo, de difícil estudo, mas que precisa ser melhor entendido, uma vez que o processo de reabilitação dos pacientes com dor lombar pode ser melhor assistido, aumentando ainda mais a sua eficácia.

### 3 MÉTODO

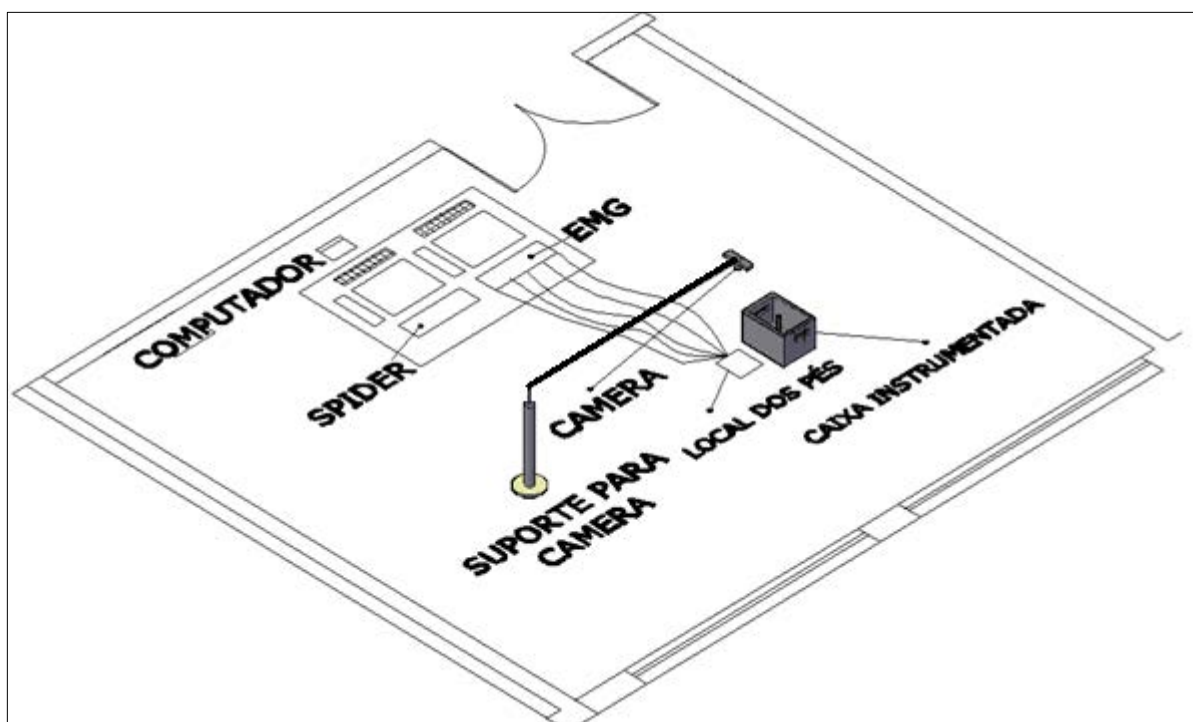
Para a presente pesquisa, nove voluntários participaram executando Rotação Axial em 4 diferentes condições no Laboratório de Biomecânica da FEG – UNESP em Guaratinguetá.

Para o experimento, uma bancada foi desenvolvida e foram mensurados os parâmetros biomecânicos referentes à posição angular do quadril e do ombro por meio da cinemetria 2D; atividade eletromiográfica dos extensores e rotadores do tronco por meio da EMG e força de rotação do tronco por meio de uma célula de carga.

#### 3.1 BANCADA EXPERIMENTAL.

Como instrumentos para a pesquisa, foram utilizados um condicionador de sinal eletromiográfico da marca EMG System do Brasil®, um condicionador de sinais da marca HBM®, dois notebooks, um da marca ASUS® e outro DELL®, uma câmera digital Casio®, um aparelho emissor de luz, pesos do tipo anilha (3 e 5 kg), uma caixa de madeira instrumentada com pegas e suporte para anilhas e uma estrutura metálica com espaço para encaixe da caixa, conforme ilustrado nas Figuras 15 e 16.

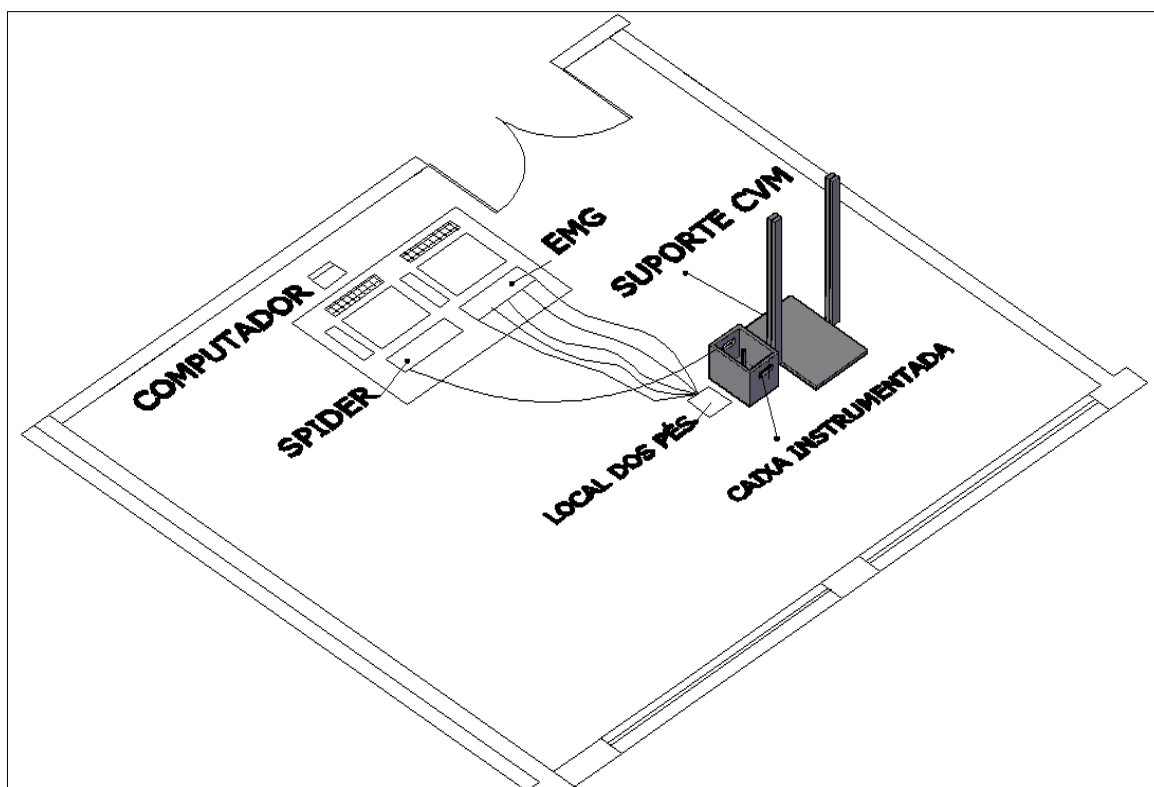
Figura 15 – Bancada experimental 1: esquema representativo para a aquisição dos sinais eletromiográficos e das imagens.



Fonte: Autor.

A bancada experimental foi esquematizada em duas partes: uma referente à coleta dos sinais dinâmicos da eletromiografia e aquisição das imagens durante a rotação axial com a caixa, Figura 15, e outra referente à coleta dos sinais eletromiográficos e à força produzida durante o esforço máximo realizado durante a CVM, Figura 16.

Figura 16 – Bancada experimental 2: esquema representativo da aquisição dos sinais eletromiográficos durante a Contração Voluntária Máxima (CVM).



Fonte: Autor.

### 3.1.1 Protocolo Experimental

Todo o experimento foi realizado no Laboratório de Biomecânica da FEG-UNESP, Guaratinguetá. Cada voluntário da pesquisa veio ao laboratório apenas uma vez, em dia marcado, para a realização do experimento, permanecendo, em média, duas horas.

Ao chegar ao laboratório, o voluntário recebia as primeiras informações sobre a pesquisa e uma Carta de Consentimento com informações sobre os testes que seriam realizados, recebendo, posteriormente, o Termo de Consentimento para ser assinado. Após o esclarecimento de todas as dúvidas sobre o experimento, foi realizado, em cada indivíduo, uma avaliação física, conforme Apêndice A.

Primeiramente, sentado e em repouso, o voluntário tinha a sua pressão arterial e o seu batimento cardíaco conferidos por medida de controle.

Logo após, era verificada a sua massa, a sua altura média e realizada a avaliação do percentual de gordura por meio de um adipômetro clínico. Com os primeiros dados coletados, foi feita a análise do percentual de gordura, o cálculo do Índice de Massa Corporal (I.M.C.) e o cálculo do peso que deveria ser carregado durante a rotação axial. É de grande importância a análise do percentual de gordura de cada voluntário, uma vez que a qualidade do sinal da eletromiografia poderia sofrer alterações devido ao aumento de ruídos (HUG, 2011).

Realizada a avaliação antropométrica, o sujeito era convidado a se deitar em uma maca, primeiro em decúbito ventral, para que pudessem ser fixados os eletrodos da região dorsal. Pedia-se para o participante mudar de posição, agora em decúbito dorsal, para a fixação dos eletrodos da região abdominal. Durante a fixação dos eletrodos, todos os procedimentos recomendados foram realizados, conforme especificação no item 3.3.3.2. e 3.3.3.3.

Com os eletrodos já fixados, testava-se o sinal, colocava-se o cinto pélvico e um novo teste do sinal eletromiográfico era realizado para garantir a qualidade dos dados, conforme as recomendações de qualidade descritas por Kim e Marras (1986).

Era pedido ao voluntário que realizasse o movimento de rotação com a caixa, para que houvesse a familiarização com a tarefa, até que fossem esclarecidas todas as recomendações padrões do teste: toda a superfície dos pés deveria permanecer em contato com o solo ao longo de todo o movimento, posicionados dentro de um espaço delimitado, 44,5 x 30 cm, comprimento e largura, respectivamente; os cotovelos deveriam permanecer fletidos a 90° ao segurar a caixa, que não poderia estar apoiada ao corpo em nenhum ponto do teste; os ombros deveriam permanecer alinhados, adotando-se contração da região da cintura escapular, e o movimento deveria ser contínuo.

O movimento que compôs a tarefa era constituído por:

- 1º) retirada da caixa da mesa de suporte e manutenção da flexão de cotovelo a 90°;
- 2º) rotação de tronco para o lado direito em até, aproximadamente, 90°;
- 3º) retorno da caixa à mesa de suporte e fim da tarefa.

Foi orientado ao participante da pesquisa realizar um total de doze vezes o movimento de rotação axial com caixa em quatro diferentes condições:

1<sup>a</sup>) Com velocidade natural de rotação, média de 67,07 rad/s, e com 20% de sobrecarga do total do seu peso corporal, denominada como Rotação Axial Normal (RAN)<sup>5</sup>;

2<sup>a</sup>) Com velocidade de rotação acima da natural e com 20% de sobrecarga do total do seu peso corporal, denominada como Rotação Axial Veloz Normal (RAVN);

3<sup>a</sup>) Com velocidade natural, e com 25% de sobrecarga do total do seu peso corporal, denominada como Rotação Axial com Carga (RAC);

4<sup>a</sup>) Com velocidade de rotação acima da natural e com 25% de sobrecarga do total do seu peso corporal, denominada como Rotação Axial Veloz com Carga (RAVC).

Para cada condição supracitada, era pedido que se realizasse um total de três tentativas, assegurado um intervalo mínimo de um minuto entre as séries para minimizar a chance de ocorrer fadiga.

Certificado de que o participante havia aprendido o movimento, entendido o processo de velocidade adotado durante as diferentes condições, e já devidamente aquecido, era então iniciada a coleta dos dados, ligando-se primeiramente a câmera, depois o eletromiógrafo e por fim o emissor de luz. Após ser ligado o emissor de luz, era dado o comando de início da tarefa e o sujeito realizava a rotação axial em posse da caixa.

Realizadas as doze repetições da rotação axial com o manuseio da carga, era iniciado o processo da coleta da CVM. Nesse processo, a caixa era acoplada ao suporte metálico e a mesa de suporte retirada, forçando o indivíduo a sustentar o peso da caixa.

Antes de iniciar o processo da CVM, novas instruções sobre o procedimento foram dadas ao voluntário. Verificada a qualidade do gesto motor durante a CVM, e esclarecidas todas as dúvidas, foi pedido para o participante realizar o máximo de esforço possível em cada uma das 4 angulações estipuladas, 0°, 30°, 60° e 90°.

Tendo o participante empunhado a caixa, era dado o sinal de início do teste de esforço máximo e a coleta permanecia por tempo médio de 10 s: nesse processo, ativou-se primeiro o *software* respectivo à análise da célula de carga e logo depois o eletromiógrafo. Para cada esforço realizado em uma angulação, uma média de três minutos de intervalo era respeitada para que uma nova tentativa pudesse ocorrer. Para cada tentativa, uma em cada angulação, era verificada a posição dos pés do executante para que os erros fossem minimizados. Após os testes da CVM, era dada por encerrada a coleta dos dados.

---

<sup>5</sup> Como cada participante possuía uma massa corporal diferente, optou-se pela normalização da massa da caixa a ser rotada com base no peso total de cada participante. Assim, 20% do total do peso corporal era uma medida comum a todos ao realizar a tarefa, justificando a escolha do nome da variável como “Sem Peso”.

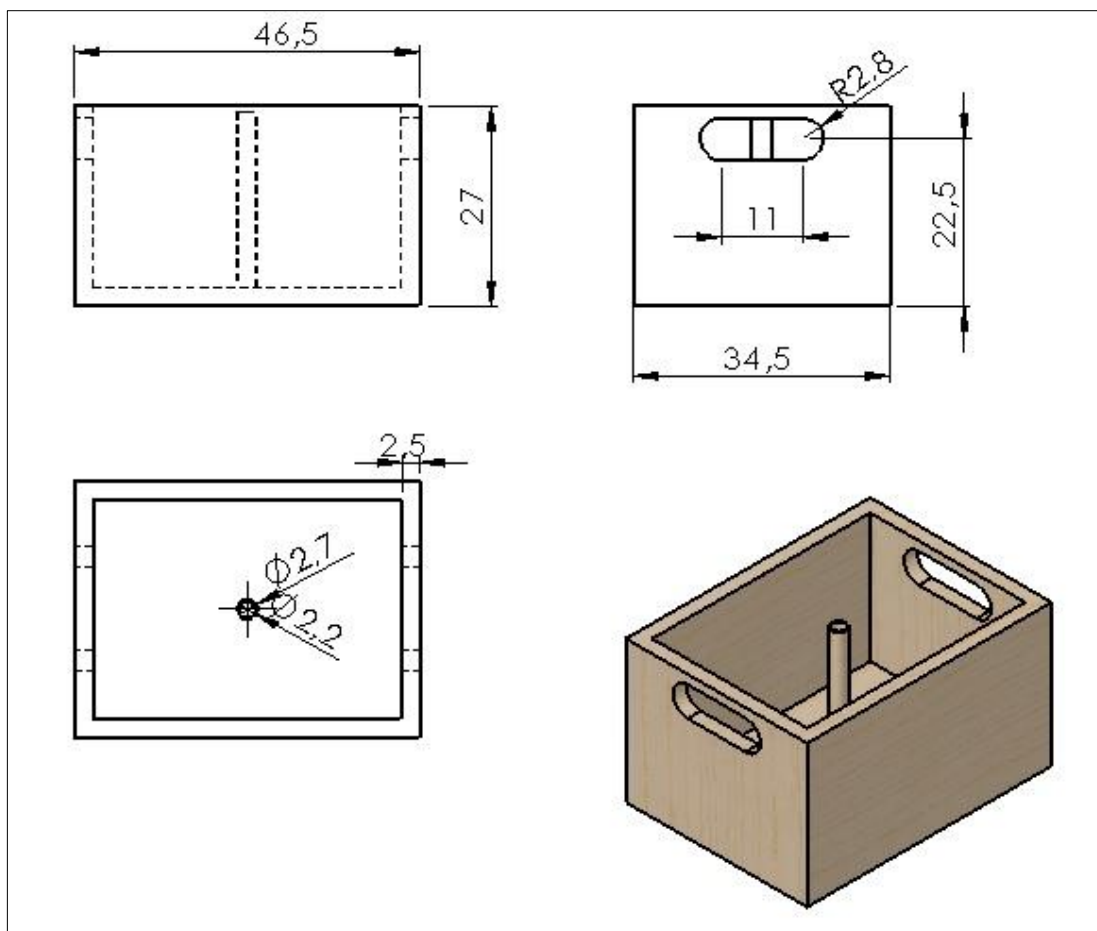
### 3.1.2 Análise Cinética

Foi utilizado um suporte metálico, para a coleta dos dados referentes à força do tronco realizada pelos indivíduos dessa pesquisa, uma caixa de transporte instrumentada com uma célula de carga e um condicionador de sinais (*Spider 8* – HBM®) com o seu respectivo software de análise.

#### 3.1.2.1. Caixa de transporte

Uma caixa de madeira, de massa aproximada de 10 kg, com um suporte para pesos do tipo anilha com dimensões de 46,5 x 27 x 34,5 cm (comprimento x altura x profundidade), possuindo pegas laterais nas bordas superiores para a facilitação do seu manuseio e transporte, foi construída para esse trabalho, conforme Figura 17.

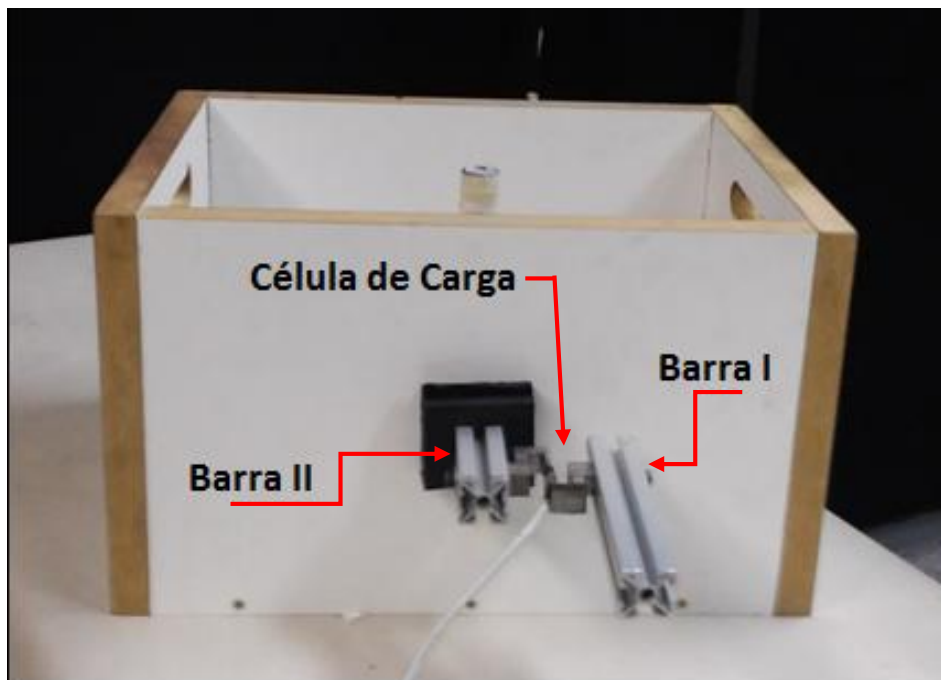
Figura 17 – Dimensões da Caixa de Transporte – medidas em cm.



Fonte: Autor.

Na caixa de transporte foram fixadas duas barras de alumínio, I e II, com dimensões de 3 x 3 x 8,5 cm e 3 x 3 x 10,5 cm (largura x altura x comprimento), respectivamente, e uma célula de carga em sua parte media frontal. A célula de carga, Figura 21, foi instalada entre as barras de alumínio I e II para que fosse possível a medição da força realizada durante a CVM, conforme mostrado na Figura 18.

Figura 18 – Caixa de Transporte com barras de alumínio.



Fonte: Autor.

### 3.1.2.2 Suporte metálico

Uma suporte metálico fixo no chão foi utilizado como suporte para a caixa de transporte o ensaio da Contração Voluntária Máxima (CVM), parte do protocolo de aquisição do sinal da EMG.

A caixa era inserida no espaço vertical, entre as barras metálicas, Figura 20, permanecendo pressionada lateralmente toda vez que o indivíduo tentava rotacionar o tronco. O tronco, ao realizar força motora de rotação, solicitava a célula de carga acoplada à caixa que enviava os sinais para o condicionador.

O Suporte Metálico fixo, Figura 19, garantiu a resistência suficiente para que os indivíduos pudessem aplicar uma força máxima sem que houvesse movimento. A caixa instrumentada, mesmo permanecendo entre as hastes metálicas, ainda possuía liberdade de

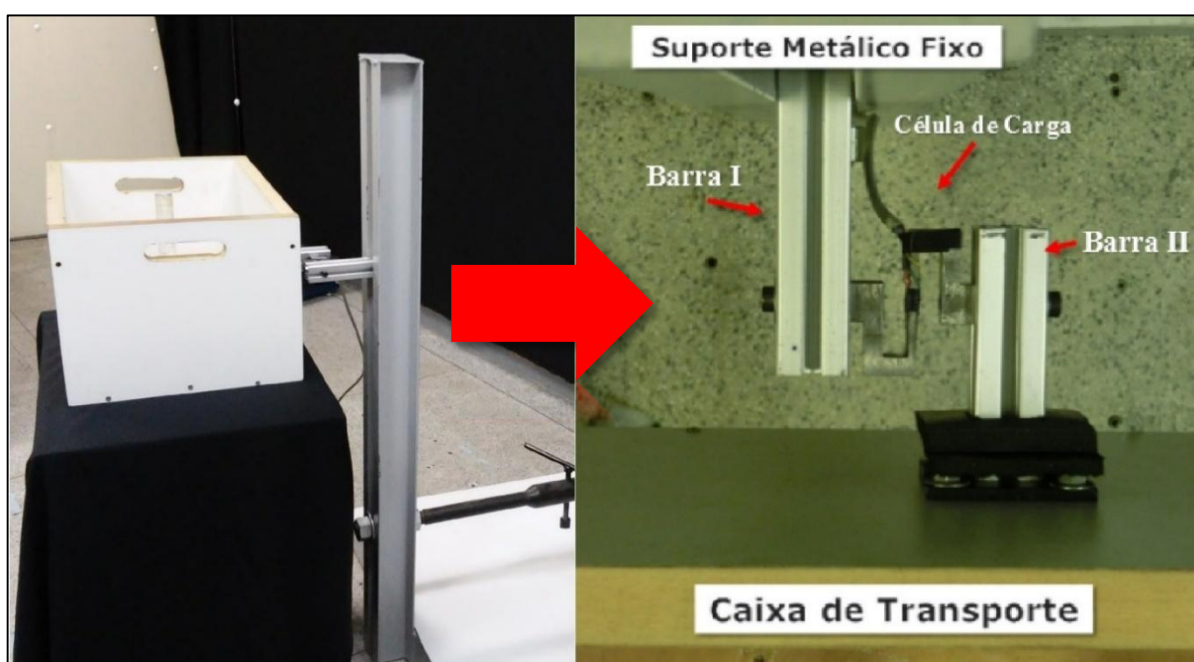
movimentação vertical, o que exigiu dos participantes o desempenho de força de resistência à ação gravitacional para manutenção do equilíbrio.

Figura 19 – Suporte Metálico fixo para Contração Voluntária Máxima.



Fonte: Autor.

Figura 20 – Suporte Metálico e Caixa de transporte durante os procedimentos da Contração Voluntária Máxima.



Fonte: Autor.

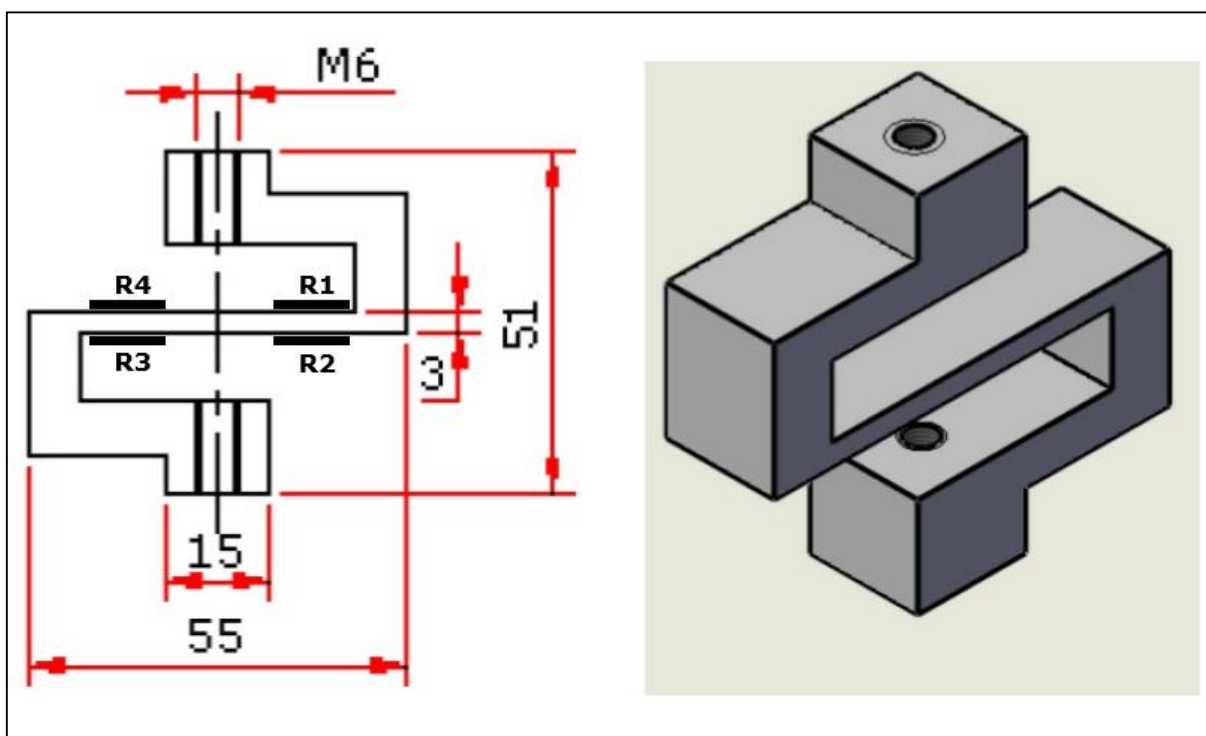
### 3.1.2.3 Célula de carga e calibração

A célula de carga é uma estrutura mecânica projetada para receber esforços e deformações em um limite elástico calculado. É utilizada como um transdutor de medição de força, tanto para compressão quanto para tração, com o seu princípio de funcionamento baseado na variação de uma grandeza física de um extensômetro quando em deformação (GALLINA, 2003).

A célula de carga utilizada no presente estudo foi construída no formato em S, em material de aço 1045 laminado, trabalhando em flexão, e fixada por parafuso prisioneiro. Os extensômetros do tipo resistivo da marca *Kyowa®*, modelo KFG-3-120-C1-11, foram colados na célula de carga, conforme Figura 23, sendo representados como R1, R2, R3 e R4.

A configuração escolhida para a interligação dos extensômetros foi a de ponte completa. De acordo com Fialho (2005), a utilização de um circuito elétrico em ponte completa de *Wheatstone* fornece maior sensibilidade para as medidas de pequenas variações de resistência, favorecendo as medidas das tensões elétricas produzidas pela deformação da célula de carga.

Figura 21 – Célula de Carga em ‘S’: dimensões.



Fonte: (SILVA, 2012).

Para a calibração da célula de carga, foi engastado um suporte vertical e colocadas as massas progressivamente (Figura 24) até que se atingisse 20 kg ou 196,2 N de peso. Foram

utilizadas massas de peso equivalente a 8,87 N, totalizando 8 massas iguais, uma massa de peso equivalente a 7 N, uma massa de peso equivalente a 29,96 N, uma massa com peso de 74,94 N e o suporte para as massas com peso de 20,20 N.

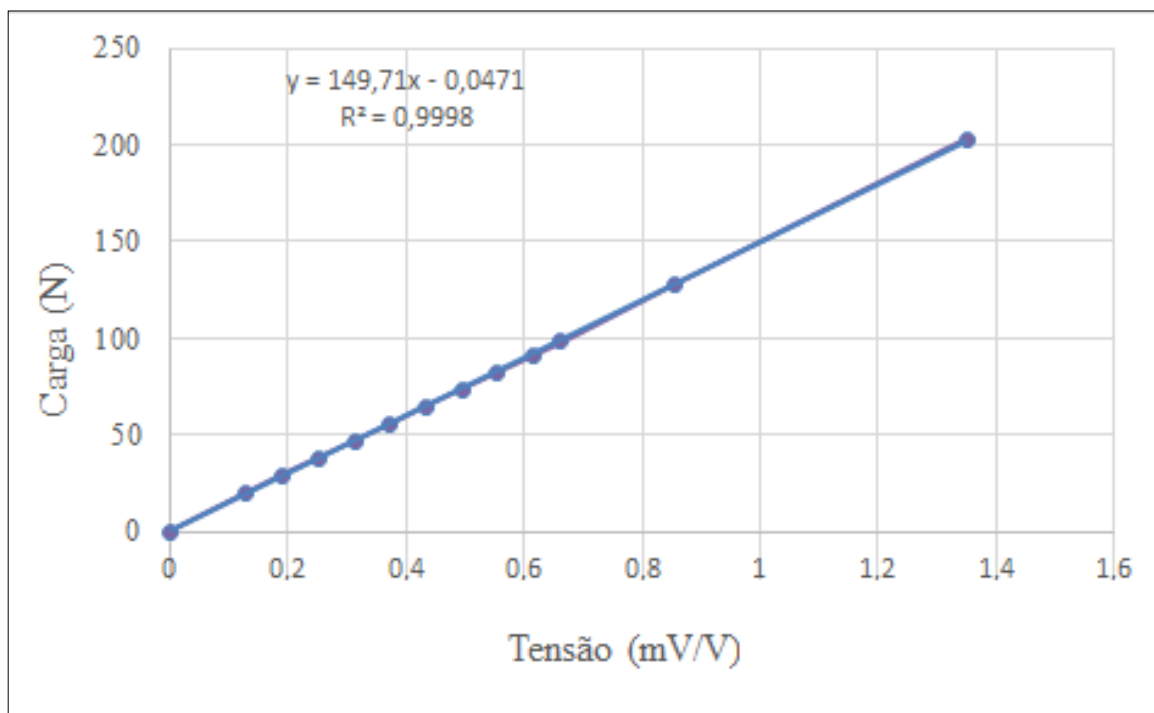
Figura 22 – Calibração da Célula de Carga.



Fonte: Autor.

O método de regressão linear foi realizado para determinar a correlação existente entre tensão (mV/V) e carga (N) no processo de calibração da célula de carga, demonstrando uma forte correlação ( $R^2$ ) com valor de  $R^2 = 0,9998$  (Figura 25).

Figura 23 – Curva de calibração ascendente.



Fonte: Autor.

### 3.1.2.4 Condicionador de Sinais HBM® Spider 8.

O *Spider 8* (Figura 26), da marca HBM® (Darmstadt, Alemanha), é um sistema de medição eletrônica que mensura variáveis mecânicas<sup>6</sup>, sendo utilizado no presente estudo para a aquisição dos sinais da célula de carga.

Figura 24 – Condicionador de sinais *Spider 8* - HBM®.

Fonte: (OLIVEIRA,2014).

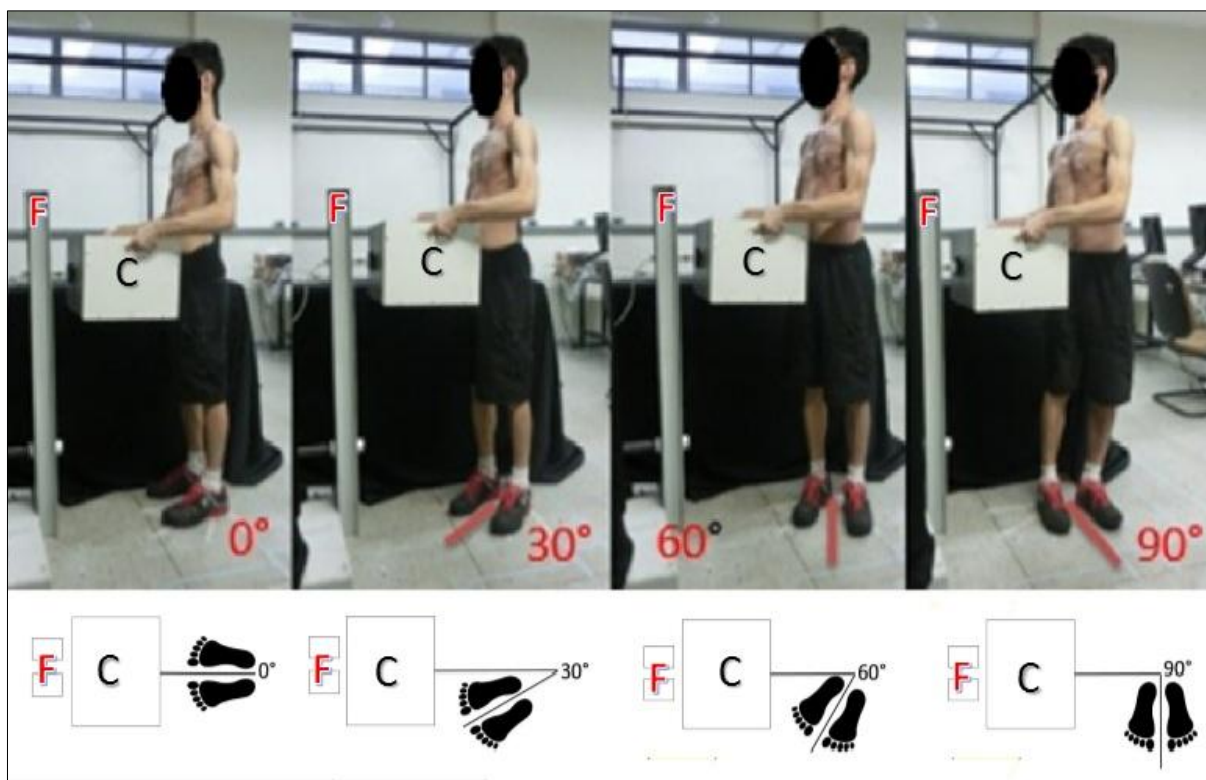
<sup>6</sup> Fonte: Disponível em: <http://www.hbm.com.pl/pdf/b0405.pdf>. Acesso em: 10 de Abril de 2015.

Por meio dele, o sinal de tensão elétrica referente à solicitação da célula de carga foi amplificado e enviado ao computador; o sinal é então analisado por meio do *software Catman Easy*® (versão 3.1, release 3, 1997-2000) e posteriormente armazenados em formato de compatibilidade com o *software Microsoft Office Excel*®.

### 3.1.2.5 Aquisição e tratamento de dados

A célula de carga foi utilizada apenas durante a Contração Voluntária Máxima (CVM) de cada indivíduo. Para tanto, cada sujeito realizou um esforço máximo para cada uma das quatro diferentes posições (Figura 27), simulando a rotação do tronco existente na tarefa dinâmica.

Figura 25 – Contração Voluntária Máxima nas posições de 0°, 30°, 60° e 90° de rotação de tronco.



Fonte: Autor.

O posicionamento dos pés determinaram o ângulo de rotação adotado pelo participante: para a posição de 0°, os pés se alinhavam apontados para a frente, totalmente em plano sagital; para a posição de 30° de rotação, os pés se alinhavam diagonalmente ao plano sagital, com um desvio de 30°; para a posição de 60° de rotação, um desvio lateral de 60° foi adotado em relação ao plano sagital; por fim, para a posição de 90°, os pés permaneceram posicionados perpendicularmente ao plano sagital. Após o comando de início dado pelo pesquisador, o

participante sempre realizava o máximo de esforço possível para o lado direito. Esse procedimento garantiu que a CVM fosse semelhante à tarefa dinâmica dos testes, conservando a maior parte das características mecânicas presentes na rotação.

A coleta dos dados cinéticos foi realizada à frequência de 50 Hz e filtrada a 5 Hz por meio de um filtro analógico passa-baixa do tipo *Bessel*, durando, em média, dez segundos.

O valor máximo de pico e a média de pico dos valores obtidos em 4 s de esforço durante a CVM para cada ponto de referência, onde os pés foram posicionados a 0°, 30°, 60° e 90° de rotação para a esquerda em relação à caixa de transporte, foram utilizados para as análises.

### 3.1.3 Análise Cinemática

Para análise postural, utilizou-se da cinemetria bidimensional a fim de se mensurar o deslocamento angular do quadril de cada indivíduo. As imagens foram desfragmentadas em quadros e depois analisadas para a verificação angular e cálculo do tempo a partir do emissor de luz, o sincronizador.

#### 3.1.3.1 Câmera

Uma câmera digital, cujas características usadas nos testes podem ser conferidas na tabela 2, acoplada ao suporte produzido para os testes, Figura 26, e posicionada acima do sujeito Figura 27, foi utilizada durante o experimento.

Tabela 1 – Configuração da câmera utilizada

|                                         |                  |
|-----------------------------------------|------------------|
| <b>Marca</b>                            | Casio®           |
| <b>Modelo</b>                           | Exilim/ EX-ZR200 |
| <b>Resolução</b>                        | 16.1 megapixels  |
| <b>Frequência de captura de imagens</b> | 30 Hz            |

Fonte: Autor.

A câmera ficou posicionada a 2,13 m do solo, suficientemente acima de todos os indivíduos que realizaram o experimento, e a 2,30 m da base do suporte que a sustentou.

Figura 26 – Suporte da câmera para a cinemetria.



Fonte: Autor.

Figura 27 – Posicionamento da câmera em relação ao voluntário.

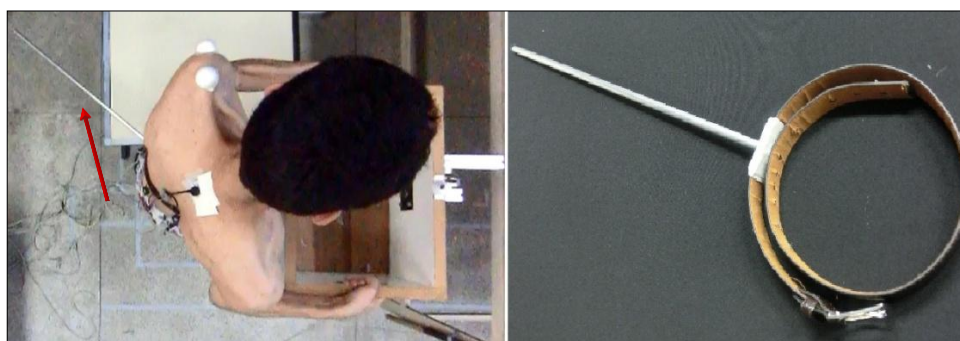


Fonte: Autor.

### 3.1.3.2. Cinto Pélvico

Para verificação da angulação do quadril, um cinto pélvico foi confeccionado (Figura 28). O cinto é composto por uma haste cilíndrica de alumínio, com 20 cm de comprimento, fixada em um cinto de couro comum. O cinto permanece fixo no quadril durante a rotação do tronco, sempre seguindo a direção da linha intermediária da crista ilíaca.

Figura 28 – Cinto Pélvico.

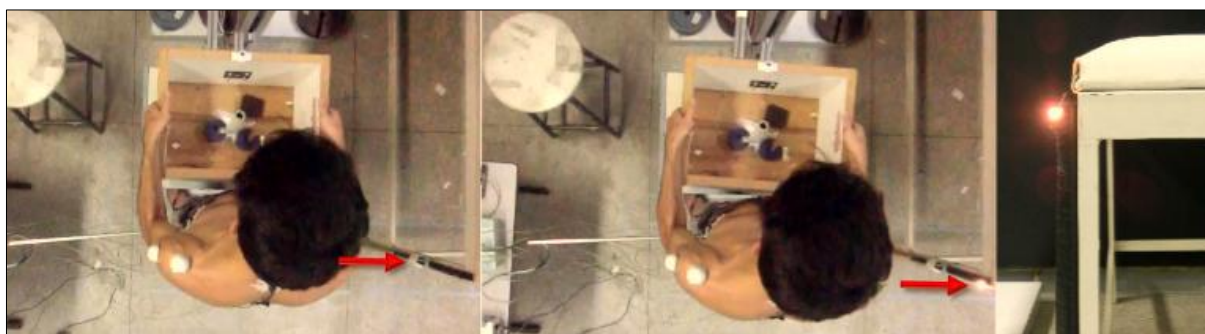


Fonte: Autor.

### 3.1.3.3. Emissor de luz para sincronização

Um emissor de luz, acionado pelo pesquisador, possibilitou o sincronismo entre as imagens captadas pela câmera e o eletromiógrafo, Figura 29.

Figura 29 – Sincronizador apagado e aceso em vista superior e frontal.



Fonte: Autor.

Para toda realização conjunta da cinemetria e da EMG, o sincronizador foi acionado, fornecendo um sinal visual na imagem e um sinal digital no eletromiógrafo. Assim, todas as imagens e sinais anteriores ao acionamento do sincronizador eram descartadas; da mesma

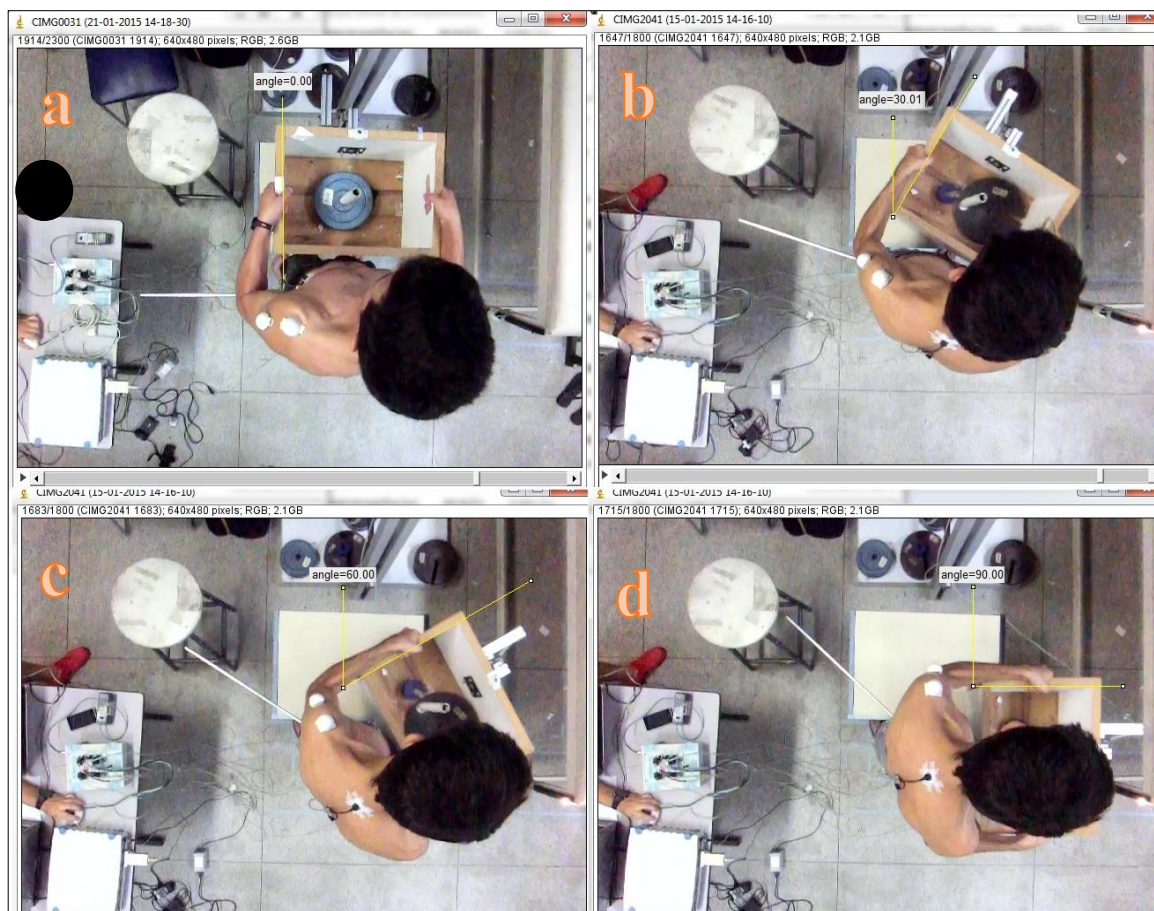
forma, a partir do acionamento do sincronizador, a imagem e o sinal mioelétrico possuíam a mesma referência de tempo.

### 3.1.3.4 Análise dos dados da Cinemetria

Os dados cinemáticos foram analisados pelos *softwares Free Video to JPG Converter®* e *ImageJ®*. Por meio do *software Free Video to JPG Converter®*, as imagens coletadas foram desfragmentadas em quadros. Posteriormente à desfragmentação das imagens, o *software ImageJ®* era acionado, e as imagens desfragmentadas eram abertas em sequência, permitindo a mensuração do ângulo do quadril e da caixa com o auxílio de um recurso de angulação próprio do programa.

A mensuração do ângulo de rotação do indivíduo foi realizada tomando-se a lateral interna da caixa como referência, Figura 30.

Figura 30 – Mensuração da angulação de rotação do tronco com referência na caixa<sup>7</sup>.



Fonte: Autor.

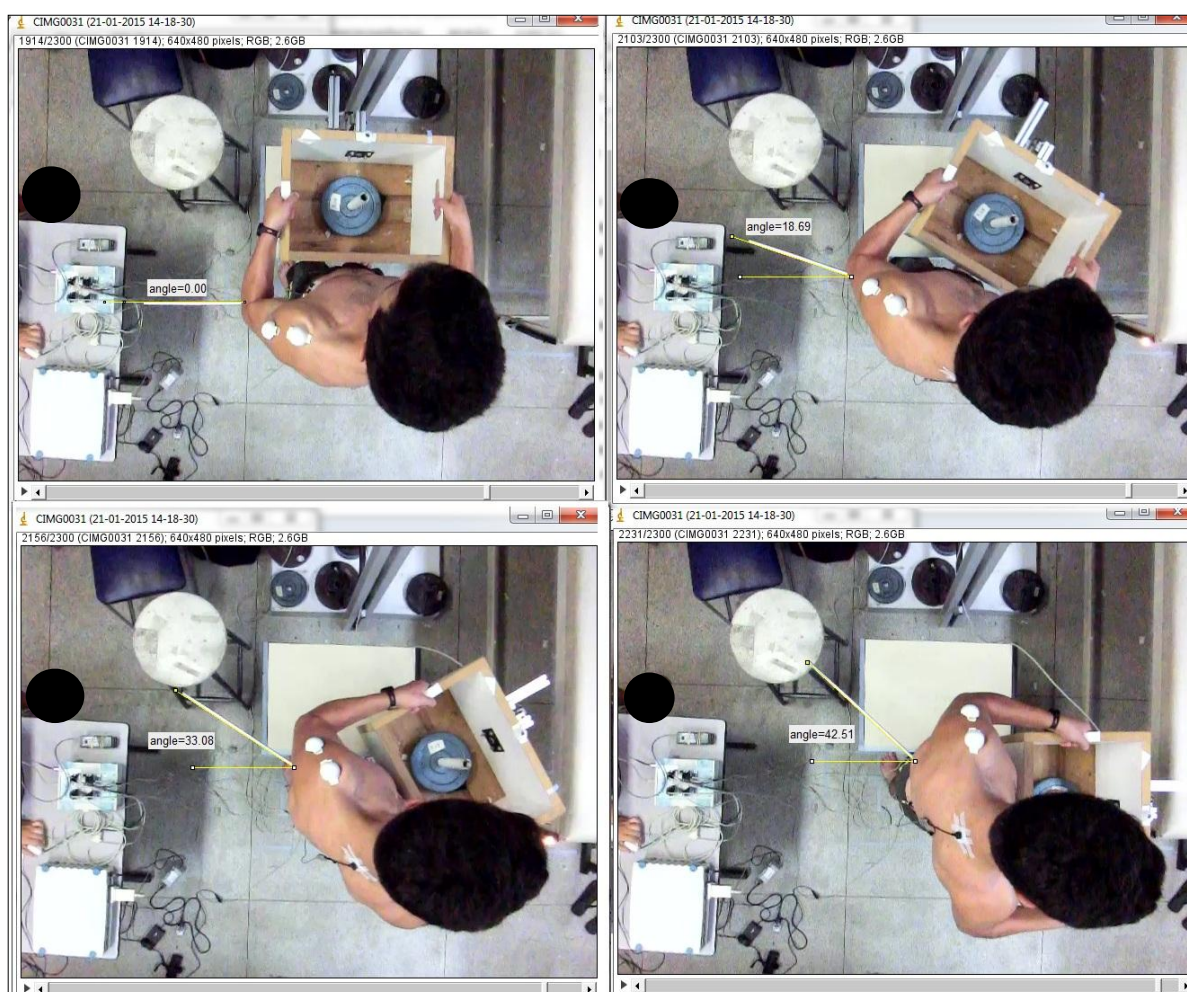
<sup>7</sup> Angulações em graus de rotação: a) 0°; b) 30°; c) 60°; d) 90°.

Como a lateral da caixa é uma linha reta contínua, de fácil visualização na imagem, estabeleceu-se a angulação de rotação por meio dela.

A mensuração do ângulo de rotação do quadril foi realizada por intermédio do cinto pélvico fixado à linha intermediária da crista ilíaca dos participantes, Figura 31. O ângulo obtido era resultado das retas formadas pelo cinto pélvico e a linha horizontal.

A angulação relativa do ombro foi estabelecida como igual à angulação de referência da caixa. Assim, quando a caixa estava a 30° de rotação, assumia-se que o ombro também havia rotado a 30°. Essa medida relativa de referência foi possível devido à padronização do movimento de pega e sustentação da caixa por todos os sujeitos participantes do experimento: todos realizaram o movimento com 90° de flexão de cotovelo, sem o apoio da caixa no tronco, e com a região da cintura escapular contraída.

Figura 31 – Mensuração do ângulo de rotação do quadril.



Fonte: Autor.

Após a mensuração da angulação do quadril, e tomando-se a rotação do ombro conforme supracitado, realizou-se um cálculo básico para ser determinada a diferença do ângulo de rotação entre a região do quadril e do ombro:

$$X = O - Q$$

Onde X é a diferença do ângulo; O é a angulação do ombro e Q a angulação do quadril.

### 3.1.4. Eletromiografia

A eletromiografia de superfície (EMGs) foi utilizada para se analisar a tendência muscular do tronco durante o movimento de rotação. Para tanto, o músculo oblíquo interno ipsilateral ao movimento, localizado do lado direito; o músculo oblíquo externo, contralateral ao movimento, localizado ao lado esquerdo e os músculos eretores da coluna, direito e esquerdo, foram analisados.

#### 3.1.4.1. Eletromiógrafo

Um eletromiógrafo da marca EMG *System* do Brasil® (São José dos Campos, Brasil), modelo 830C, n° de série: 00414, com oito canais, foi usado durante o experimento. Suas características técnicas são apresentadas na tabela 3, abaixo:

Tabela 2 – Característica do Eletromiógrafo.

|                                                 |             |
|-------------------------------------------------|-------------|
| <b>Placa de conversão A/D</b>                   | 16 bits     |
| <b>Taxa de rejeição de modo comum (CMRR)</b>    | > 100 dB    |
| <b>Taxa de ruído do sinal (SNR)</b>             | < 3 µV RMS  |
| <b>Impedância do Sistema</b>                    | 10x9 Ohms   |
| <b>Pré-amplificador (cabo)</b>                  | 20 x        |
| <b>Amplificação por canal</b>                   | 100 x       |
| <b>Amplificação total (ganho total)</b>         | 2000 x      |
| <b>Filtros passa-banda (<i>Butterworth</i>)</b> | 20 – 500 Hz |

Fonte: Dados do fabricante (EMG *system* do Brasil®, 2015).

Uma bateria LI-PO de 11,1 V e 1,8A/h, modelo BTD110203/11, foi utilizada para que o ruído no sinal por interferência da rede elétrica fosse eliminado. Do mesmo modo, o notebook conectado ao eletromiógrafo foi desligado da rede elétrica, permanecendo ligado à própria bateria, para que o ruído no sinal por interferência da rede elétrica também fossem eliminado.

#### 3.1.4.2 Eletrodos e fixação

Foram utilizados eletrodos bipolares passivos de Ag/AgCl, *Meditrace* 100 infantil (Figura 32), de referência triangular (33 x 31 mm), da marca Kendall® (Chicopee, EUA), de hidrogel adesivo e condutivo, resistentes a fluídos, com área de captação de 10 mm, posicionados distantes, centro a centro, 20 mm. De acordo com Hermens et al. (2000) o posicionamento de 20 mm deve ser respeitado devido à possibilidade de alteração no valor da banda das frequências e da amplitude do sinal.

Figura 32 – Eletrodo *Meditrace* 100 Infantil.



Fonte: Autor.

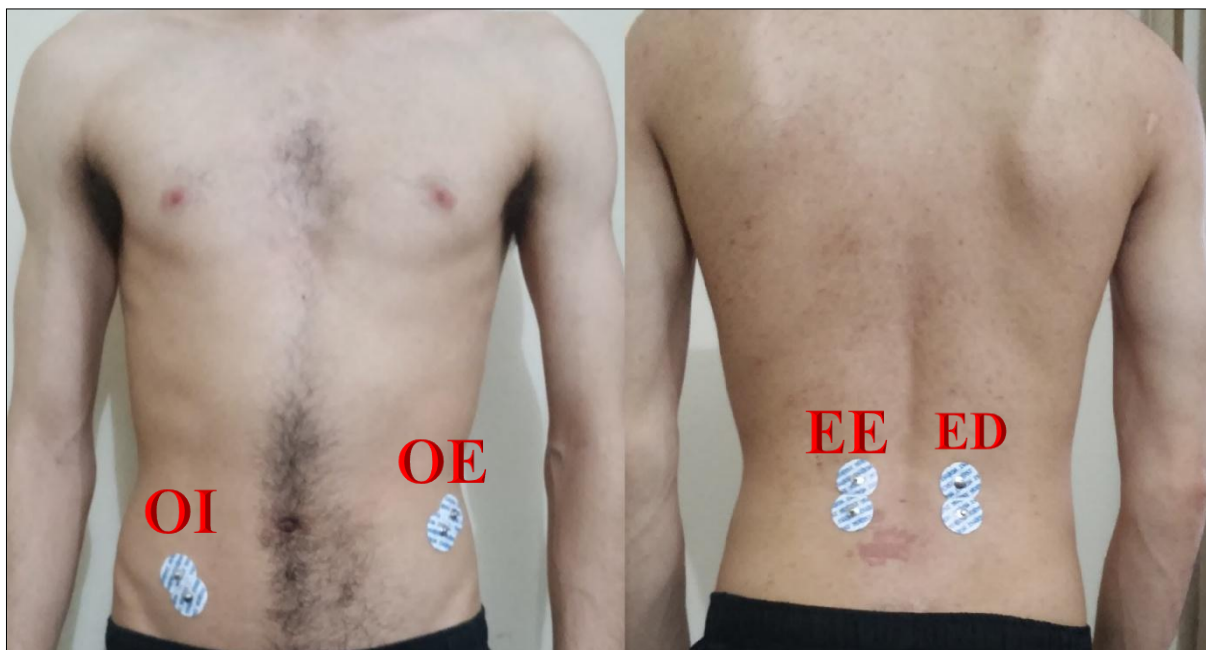
Para o processo de fixação dos eletrodos na pele, o que permitiu a captação da corrente elétrica por meio do estabelecimento da interface pele-eletrodo, foi adotado o procedimento padrão de tricotomia local (raspagem dos pelos) e limpeza com lenço de papel e algodão umedecidos em álcool a 70%, com leve abrasão, para que houvesse a minimização da influência da impedância da pele/eletrodo (HERMENS et al., 2000), além da utilização de fita *Micropore*® para garantir uma melhor fixação.

### 3.1.4.3 Músculos analisados

Conforme proposto por Hermens et al. (2000), os eletrodos foram colocados entre o ponto motor e o tendão do músculo analisado, em uma zona mediana, de acordo com as referências utilizadas e foram fixados paralelamente à orientação das fibras.

Os eletrodos foram fixados nos pares dos músculos eretores da coluna (ED e EE), posicionados 4 cm lateralmente à vértebra L3 (MIRKA; MARRAS, 1993; FATHALLAH; MARRAS; PARNIANPOUR, 1998; DOLAN et al., 2001; FERGUSON et al., 2004); no músculo oblíquo interno (OI) ipsilateral à rotação, fixado a 2 cm medialmente e inferiormente à espinha ilíaca ântero-posterior (STAUDENMANN, et al., 2007; MARQUES; HALLAL; GONÇALVES, 2012) e nos músculos oblíquo externo (OE) contralateral à rotação, situado entre o ponto médio entre a crista ilíaca e a altura da L3 (NG et al., 2001; NG et al., 2002; LOSS et al., 2010), conforme Figura 33.

Figura 33 – Local de fixação dos eletrodos



Fonte: Autor.

O eletrodo de referência foi posicionado no processo espinhoso da sétima vértebra cervical (PAZ et al., 2014), local de condutividade neutra.

Os pontos de fixação dos eletrodos na musculatura dorsal foram encontrados a partir de L4, identificada à altura da crista ilíaca, e a partir de L5, encontrada a partir do sacro (KREKOUKIAS; PETTY; CHEEK, 2009).

Os músculos escolhidos para a análise foram selecionados com base em sua ação motora em consonância com a rotação do tronco; assim, de acordo com Floyd (2011), os músculos EC realizam movimento de rotação ipsilateral da coluna; o OI ipsilateral à rotação lombar e o OE contralateral, que realiza rotação lombar para o lado contralateral ao movimento.

#### 3.1.4.4 Contração Voluntária Máxima

Conforme detalhado no item 3.1.2.5, o procedimento da CVM foi adotado para quatro angulações chave: 0°, 30°, 60° e 90°. Assim, o sinal EMG foi coletado quando o sujeito realizava o máximo de esforço em cada angulação por um período de 10 s contínuos.

Foi realizada apenas uma tentativa por angulação, por ter sido adotado o procedimento da CVM no mesmo dia e ao final da coleta dinâmica.

#### 3.1.4.5 Aquisição e processamento do sinal eletromiográfico

Durante as coletas, a frequência de amostragem de 1000 Hz foi selecionada por ser suficiente para captar os sinais miolétricos (HERMENS et al., 2000). A coleta teve duração de 10 s, tanto para a execução da tarefa quanto para a CVM, e foi armazenada em modo de compatibilidade com o *software Microsoft Office Excel*®.

Ao todo, foram utilizados 5 canais do eletromiógrafo: quatro para aquisição do sinal mioelétrico e um para aquisição do sinal do sincronizador, conforme Quadro 1.

Quadro 1 – Relação entre os canais do eletromiógrafo e os músculos analisados.

| Canal <sup>8</sup> | Músculos                 |
|--------------------|--------------------------|
| 1                  | Eretor Direito           |
| 2                  | Eretor Esquerdo          |
| 5                  | Oblíquo Interno Direito  |
| 6                  | Oblíquo Externo Esquerdo |

Fonte: Autor.

Para o tratamento dos dados coletados, foram utilizados filtros *butterworth* com passa-baixa de 450 Hz e passa-alta de 10 Hz, conforme as recomendações de padronização fornecidas pela ISEK (1999).

<sup>8</sup> O canal 4 foi utilizado para o emissor de luz que sincronizou os tempos da cinemetria e da EMG.

Após o processo de filtragem do sinal, calculou-se o *Root Mean Square* (RMS), por meio do *software Microsoft Excel®*, para cada músculo, respectivo às angulações de 0°, 30°, 60° e 90°. Como houve a sincronização temporal entre a cinemetria e o sinal da EMG, uma relação entre cinemetria/EMG foi realizada para que se pudesse determinar os valores inseridos no cálculo do RMS. Assim, como a filmagem foi realizada a 30 Hz e a EMG a 1000 Hz, uma proporção de, aproximadamente, 33,4 dados do sinal da EMG para cada quadro de imagem foi adotada para assegurar a sincronização temporal adequada das informações coletadas. Desta maneira, cada músculo teve a sua atividade calculada para 0°, 30°, 60° e 90°, tendo uma média da ativação muscular calculada para cada uma das três tentativas que compunham uma condição específica estudada.

Para a aquisição dos dados da CVM, realizou-se um máximo esforço para cada angulação, 0°, 30°, 60° e 90°, tendo sido adotado o mesmo protocolo de filtragem do sinal dinâmico supracitado. No entanto, para se determinar os valores da CVM, uma faixa de 300 valores de pico do sinal total dos músculos eretores foi utilizada para o cálculo do RMS e uma faixa de 3000 valores de pico para os músculos rotadores. De acordo com Ervilha, Duarte e Amadio (1998), normalizar os dados dinâmicos pelos valores de pico da CVM gera um menor coeficiente de variabilidade, o que sugere um método mais robusto, não sendo encontrada diferença significativa entre a normalização pelo pico e pela média dos valores da CVM. Deste modo, a faixa de pico da CVM foi determinada mediante à efetiva normalização do sinal dinâmico com a CVM de todos os voluntários da pesquisa e estabelecida como padrão.

Os valores de pico adotados para os grupos musculares possuem diferença devido à complexidade da tarefa e da ação muscular. De acordo com os autores Lehman e McGill (1999), a normalização da musculatura dos extensores do tronco é complexa, uma vez que a atividade dos músculos multiarticulares parece ser específica da postura e da tarefa realizada.

Em suma, todos os sinais dinâmicos foram devidamente normalizados e transformados em percentual de esforço relativos à CVM.

#### 3.1.4.6 Atividade Muscular Individual, Ativação Muscular e Co-Contração.

Para serem determinadas as médias da Atividade Muscular Individual (AMI), calculou-se o RMS de cada músculo em cada angulação proposta para todas as três tentativas por condição analisada (RAN, RAVN, RAC e RAVC), e foi realizada a normalização desses dados com os respectivos valores obtidos pela CVM, transformando-os em médias de referencial percentual.

Ao fim, cada participante da pesquisa possuía uma média final para cada músculo em cada condição analisada. Com uma média de atividade de cada músculo para cada angulação em cada uma das condições (RAN, RAVN, RAC, RAVC), condição padrão para cada participante do estudo, foi possível se chegar à média final de cada variável estudada.

Para a análise da ativação geral dos músculos do tronco, um somatório dos valores de RMS e a devida normalização com uma somatória dos valores da CVM dos quatro músculos analisados foi realizada e expressa em forma percentual. Desta forma:

$$\mathbf{Atv-G} = \mathbf{ED+EE+OI+OE}$$

Para a análise da ativação médio-lateral do tronco, lado direito (**Atv-D**) e lado esquerdo (**Atv-E**), um somatório do RMS dos músculos do tronco foi realizado, e devidamente normalizada com a CVM do somatório lateral respectivo, para cada parte lateral e expressa em percentual. Assim, tem-se as equações:

$$1^a) \mathbf{Atv-D} = \mathbf{ED+OI}$$

$$2^a) \mathbf{Atv-E} = \mathbf{EE+OE}$$

Para ser determinada a co-contração entre os flexores e os extensores lombares dos músculos do tronco (Co-contração ântero-posterior – **CoA/P**), dividiu-se os valores normalizados dos músculos flexores (OE+OI) pelos extensores (EE+ED), para que fosse possível a análise da relação entre contração abdominal e dorsal. Os valores da co-ativação foram expressos em percentual, relativos ao esforço de um grupo muscular analisado pelo outro. Assim, tem-se que:

$$\mathbf{CoA-P} = (\mathbf{OE+OI}) / (\mathbf{ED+EE})$$

$$\mathbf{CoA-P\%} = \mathbf{CoA-P} \times 100$$

Maiores valores percentuais significam uma maior co-ativação dos músculos eretores em função da flexão de tronco.

Por fim, para ser determinada a co-ativação lateral do tronco (Co-ativação médio-lateral – **CoM-L**), dividiu-se o segmento em duas partes: uma à direita, composta pelos músculos ED e OI, e outra à esquerda, composta pelos músculos EE e OE. (**CoM-LD** - **CoM-LE**,

respectivamente). O valor da co-ativação médio-lateral foi apresentado em forma percentual, relativo ao esforço de um músculo analisado pelo o outro. Assim, tem-se as equações:

$$1^a) \text{CoM-LE} = \text{OE/EE}$$

$$\text{CoM-LE\%} = \text{CoM-LE} \times 100$$

$$2^a) \text{CoM-LD} = \text{OI/ED}$$

$$\text{CoM-LD\%} = \text{CoM-LD} \times 100$$

Do mesmo modo que na co-contração ântero-posterior, maiores valores percentuais significam uma maior co-ativação dos músculos eretores em função da flexão de tronco.

Identificar a relação entre a atividade eletromiográfica dos músculos agonistas e antagonistas é de grande importância na análise do equilíbrio do tronco, uma vez que maiores índices de co-contração podem ser interpretados como um aumento da capacidade de reação do corpo à oscilação durante uma movimentação.

### 3.2 ASPECTOS ÉTICOS

A presente pesquisa está em conformidade com a Resolução n.196/1996 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) e Ministério da Saúde (MS), que regulamenta as pesquisas que envolvem seres humanos.

Todos os voluntários receberam um texto informativo com explicação detalhada sobre os procedimentos experimentais da pesquisa e um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido contendo todas informações necessárias para o procedimento como voluntário (apêndice B). Após a leitura do termo, foram respondidos os questionamentos referentes à pesquisa e posteriormente foram assinadas duas vias do documento, uma permanecendo em posse do voluntário e outra do pesquisador. Foi devidamente esclarecido a todos os voluntários que era permitida, sem nenhuma perda ou dano, a desistência da participação no experimento.

Este estudo foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa pela Plataforma Brasil, sob CAAE de n. 36635614.1.0000.0077, e aprovado sob parecer de n. 874.658 do Instituto de Ciência e Tecnologia Campus de São José dos Campos – UNESP (Anexo A).

### 3.3 DELINEAMENTO DA PESQUISA

Estudo de corte transversal, isto é, realizado em apenas um momento, sem seguimento posterior, de característica quantitativa, realizado no Laboratório de Biomecânica da FEG-UNESP em Guaratinguetá.

Para participação da pesquisa, os indivíduos tiveram que atender os requisitos de inclusão e de exclusão:

- **Inclusão:** homens com idade entre 18 a 30 anos e percentual de gordura menor do que 15%.
- **Exclusão:** prévia de dor lombar, ou *score* positivo para 1 no Teste Rolland-Morris<sup>9</sup>, Anexo C, para dor lombar, ou outra enfermidade musculoesquelética, ortopédica e degenerativa na coluna vertebral citada pelo participante.

#### 3.3.1. Amostra

Foram selecionados 9 voluntários para a pesquisa, todos universitários alunos da FEG-UNESP dos cursos de Engenharia Mecânica e Engenharia de Produção. A idade média, massa, altura e percentual de gordura do grupo são apresentados abaixo:

Tabela 3 – Média dos dados Antropométricos

| <b>Idade</b> | <b>Massa</b>  | <b>Altura</b> | <b>IMC</b>    | <b>%<sup>10</sup></b> |
|--------------|---------------|---------------|---------------|-----------------------|
| 22,4 (±1,06) | 65,66 (±8,26) | 1,77 (±0,03)  | 20,79 (±2,23) | 9 (±3,84)             |

Fonte: Autor.

### 3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados da pesquisa foram apresentados em formato de médias e  $\pm$  desvio padrão (dp). Para testar a normalidade dos dados, utilizou-se o teste de *Shapiro-Wilk*. Em função da distribuição normal apresentada, adotou-se a utilização dos testes paramétricos nesta pesquisa.

<sup>9</sup> NUSBAUM, L. et al. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire -Brazil Roland-Morris. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 32, n. 3, p. 203 – 210, 2001.

<sup>10</sup> JACKSON, A. S.; POLLOCK, M. L. Practical assessment of body composition. **Physician and Sport Medicine**, v. 13, p. 76 – 90, 1985, apud ACSM. **Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição**. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. 249 p.

Como foi adotado a utilização de testes paramétricos que comparam a hipótese de igualdade das médias, optou-se pelo teste de Levene para testar a homogeneidade das variâncias.

Para a comparação entre as médias das angulações de 0°, 30°, 60° e 90° da mesma variável, optou-se pelo teste de análise de variância simples (*one-way* ANOVA); existindo diferença significativa entre as médias analisadas, o teste *post-hoc* de *Bonferroni* foi aplicado para a identificação da diferença.

Para a análise da diferença das médias obtidas nas angulações de referência entre as variáveis analisadas (RAN, RAVN, RAP e RAVC), usou-se o teste-*t* para amostras independentes.

Um  $\alpha = 5\%$  ( $P < 0,05$ ) foi adotado como significância estatística para a pesquisa. Todos os dados foram analisados por meio dos *softwares* *Microsoft Excel*® e *IBM SPSS statistics* 20.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados da pesquisa foram apresentados conforme as técnicas metodológicas aplicadas e organizados em formato de tabela e gráfico. Assim, apresentou-se os resultados cinéticos encontrados; os resultados cinemáticos e os resultados eletromiográficos, sendo realizada, anteriormente, uma análise das variáveis apresentadas como objeto de estudo dessa pesquisa.

### 4.1 DIFERENCIAÇÃO ESTATÍSTICA ENTRE AS VARIÁVEIS.

Quatro variáveis foram projetadas para essa pesquisa, RAN, RAVN, RAC e RAVC, buscando-se analisar diferenças nos padrões biomecânicos durante a realização da RAX. A tabela 4 apresenta as médias de peso (N) carregado nas duas condições, assim como as suas respectivas velocidades angulares médias (RAD/s).

Tabela 4 – Variáveis Peso e Velocidade.

|                     | RAN    |       | RAC    |       | RAVN   |       | RAVC   |       |
|---------------------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|
|                     | Média  | ± dp  | Média  | ± dp  | Média  | ± dp  | Média  | ± dp  |
| <b>Peso (N)</b>     | 128,84 | 17,4  | 161,05 | 21,75 | 128,84 | 17,4  | 161,05 | 21,75 |
| <b>Vel. (RAD/s)</b> | 67,07  | 19,57 | 60,97  | 15,22 | 88,73  | 29,06 | 86,30  | 23,63 |

Fonte: Autor.

Para a verificação da diferença entre as velocidades de execução e o peso carregado, o teste-*t* para amostras independentes foi utilizado. Ao serem analisadas as velocidades de execução, nenhuma diferença significativa foi encontrada ( $p < 0.05$ ) entre as quatro condições. Esse resultado inviabiliza as comparações entre as quatro condições propostas, uma vez que sem a existência de diferença significativa entre as velocidades, apenas duas variáveis passam a ser consideradas: RAN e a RAC. Um desvio padrão alto, em função de um erro metodológico, pode ser a justificativa para a inexistência da diferença entre as velocidades propostas. As pesquisas biomecânicas que investigam o papel da velocidade durante o movimento, normalmente apresentam um sistema próprio de controle dessa variável (GREENLAND; MERRYWEATHER; BLOSWICK, 2013; MARRAS; KINAPIK; FERGUSON, 2009), procedimento que garante a adequada distinção e padronização da velocidade da tarefa.

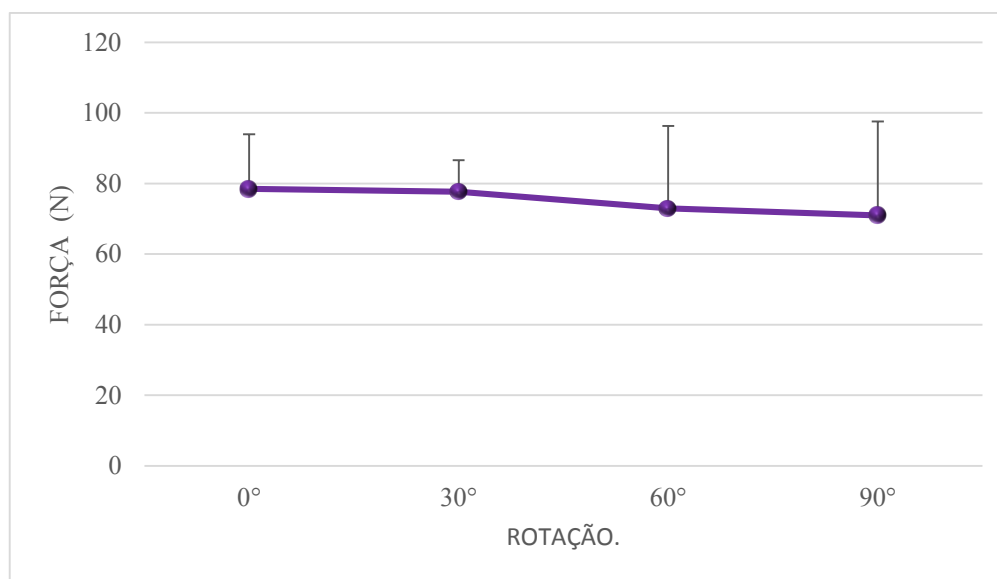
Comparações entre velocidade de execução podem levar a resultados diferentes, como o aumento da resposta muscular e do torque gerado (MARRAS; MIRKA, 1992).

Quanto ao peso a ser carregado durante a RAX, o teste-*t* para amostras independentes apresentou uma diferença significativa para as duas condições,  $p=0.007$ , o que as caracteriza como distintas. Aplicando-se novamente o teste-*t* para amostras independentes, reafirma-se que a velocidade angular média de execução durante as duas tarefas não apresentou diferença significativa,  $p=0.496$ . Deste modo, as variáveis estudadas serão a RAN e a RAC, considerando não existir diferença entre as velocidades de execução de ambas.

#### 4.2 FORÇA OBTIDA DURANTE A CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA.

Durante o procedimento da CVM, analisou-se a força realizada pelos indivíduos em cada ponto de referência. O resultado é apresentado na Figura 34.

Figura 34– Média dos valores de pico e desvio padrão.



Fonte: Autor.

Pouca diferença entre o pico de força foi encontrado entre as angulações referência. Desvios padrão maiores são observados nos pontos mais extremos, a 60° e a 90°, demonstrando valores com maior variabilidade. Uma possível explicação para o desvio padrão alto estaria relacionada à dificuldade e à habilidade do voluntário durante a execução da tarefa, uma vez que em ângulos maiores de rotação de tronco, um desafio maior foi identificado ao longo do

movimento, principalmente devido ao posicionamento postural padrão adotado. O teste de análise de variância simples (*one-way ANOVA*) demonstrou que não há diferença significativa para os valores cinéticos encontrados,  $p=0.986$ .

Durante o esforço máximo realizado pelos voluntários da presente pesquisa, toda a rotação foi realizada para a direita, sugerindo um aumento no torque combinado à direita. É comum ao longo da RAX ser encontrado torque em planos combinados, plano sagital e frontal, e momentos nos três planos devido aos grandes pontos de fixação e orientação dos músculos do tronco (NG et al., 2003). A coluna é forçada a suportar a carga de grandes momentos de flexão em altos níveis de esforço axial. Torques conjuntos em plano transversal e frontal são mais significativos quando ipsilateral ao movimento durante a RAX, isto é, maior torque lateral de flexão à direita combinado com maior torque de rotação axial para a direita (NG et al., 2001).

De fato, o motivo para a aplicação de força média semelhante em todos os pontos de referência permanece incerto. A ativação da musculatura do tronco durante a RAX é complexa, uma vez que existem músculos agonistas, antagonistas e estabilizadores que trabalham em conjunto produzindo força; essa interação depende do controle neuromotor de inúmeros músculos durante a produção do torque axial (NG et al., 2002), fator que pode ter influenciado na produção da força ao longo dos pontos de referência, principalmente nos de maior rotação pelo ajuste postural mais difícil.

Os estudos que realizaram mensurações de torque axial, ou verificaram alguma propriedade ao longo da RAX, geralmente foram conduzidos com restrição de movimentos da pelve (McGILL; HOODLES, 1990; KUMAR et al., 2001; NG et al., 2001; SHIN et al., 2013; NAIRN; DRAKE, 2014; SUNG, 2014), o que dificultou as comparações.

#### 4.3 OMBRO X QUADRIL

Os resultados das mensurações referentes ao posicionamento do quadril ao longo dos pontos de referências de rotação nas quatro condições analisadas, conforme definido no item 3.3.2.4, são apresentados na Tabela 4.

Adotou-se como posição 0° o início do movimento, por isso os valores de rotação do quadril são sempre neutros nessa fase. Os valores de rotação do ombro são os mesmos que os pontos de referência, como explicado no item 3.3.2.4.

Tabela 5 – Média e desvio padrão ( $\pm$  dp) da angulação do quadril e diferença em 0°, 30°, 60° e 90°

|                        | 0°    |          | 30°   |          | 60°   |          | 90°   |          |
|------------------------|-------|----------|-------|----------|-------|----------|-------|----------|
|                        | Média | $\pm$ dp | Média | $\pm$ dp | Média | $\pm$ dp | Média | $\pm$ dp |
| <b>RAN (Ombro)</b>     | 0     | 0        | 30    | 0        | 60    | 0        | 90    | 0        |
| <b>RAC(Ombro)</b>      | 0     | 0        | 30    | 0        | 60    | 0        | 90    | 0        |
| <b>RAN (Quadril)</b>   | 0     | 0        | 21,34 | 2,81     | 37,70 | 5,46     | 49,95 | 8,78     |
| <b>RAC (Quadril)</b>   | 0     | 0        | 20,63 | 2,4      | 37,2  | 5,3      | 49,43 | 8,2      |
| <b>RAN (Diferença)</b> | 0     | 0        | 8,66  | 2,81     | 22,3  | 5,46     | 40,05 | 8,78     |
| <b>RAC (Diferença)</b> | 0     | 0        | 9,37  | 2,4      | 22,8  | 5,3      | 40,57 | 8,2      |

Fonte: Autor.

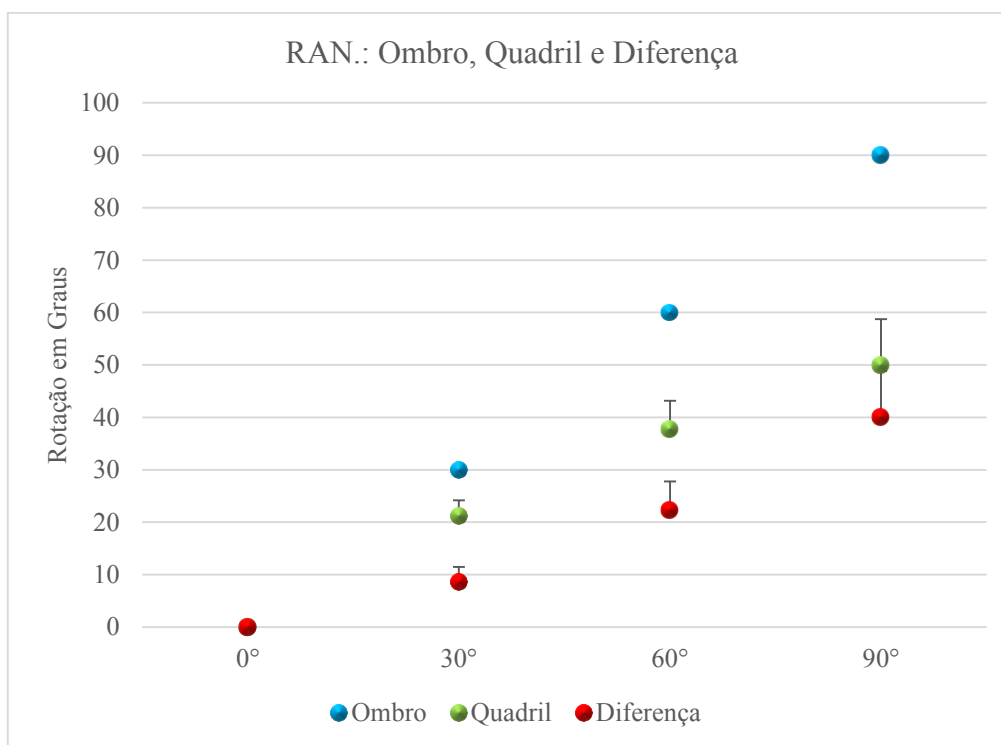
Pouca diferença foi encontrada entre as médias de rotação do quadril, obtidas nos mesmos ângulos referências, para as duas condições de carregamento apresentadas. O teste-*t* para amostras independente não apresentou diferença significativa em nenhuma das comparações realizadas,  $p < 0.05$ , fomentando a hipótese de que não existe diferença de rotação do quadril, para os mesmos pontos de referência, em função das variáveis RAN e RAC.

Alterações no padrão de movimento do quadril são mais frequentes em estudos comparativos entre pacientes com dor lombar e sujeitos sem dor (SONG et al., 2012; SUNG, 2014). De acordo com esses estudos, existe uma diferença em relação ao Arco de Movimento (ADM) entre os grupos analisados, com o grupo dos pacientes com dor lombar apresentando uma diminuição no ADM do quadril no plano sagital e transversal, sem apresentar redução no ADM do ombro, o que indica um possível desequilíbrio do movimento geral de rotação da coluna. É certo que uma interação dinâmica entre as cinturas escapular (ombro) e pélvica durante a RAX é de extrema importância para o padrão de movimento das atividades realizadas no dia-a-dia, pois uma mobilidade deficitária entre esses componentes axiais pode diminuir o ADM de toda a coluna vertebral (SUNG, 2014).

A presente pesquisa não estudou pacientes com dor lombar, porém é possível ser observada uma tendência de rotação do quadril, em plano transversal, para os sujeitos analisados sem prévia de dor lombar, mesmo que em pontos de mensuração distintos e em condições analisadas diferentes, o que pode sugerir um padrão funcional de movimento, sem patologia. No entanto, mais estudos são necessários para que uma tendência do movimento da pelve em rotação transversal seja melhor entendido. Poucas pesquisas que mensuraram a rotação de quadril em plano transversal durante a RAX foram encontradas para sujeitos sem dor lombar, o que dificulta as comparações.

Em relação à interação dinâmica entre as cinturas escapular e pélvica durante a RAX, pôde-se notar um aumento progressivo da diferença entre o ombro e o quadril ao longo dos pontos de referência analisados, tanto pra RAN quanto pra RAC, (Figura 35 e 36), isto é, o quadril começa realizando grande parte da rotação em conjunto com o ombro a 30°, e termina realizando quase que a metade apenas do movimento de rotação a 90°, sugestionando uma maior ação axial torácica. O teste estatístico de análise simples de variância (*one-way ANOVA*) foi aplicado nas duas condições sobre a diferença existente entre o quadril e o ombro ao longo dos pontos de referência de rotação: a diferença de rotação entre o quadril e o ombro foi significativa em todos os ângulos de referência da RAN e da RAC,  $p=0.001$ . O teste *post-hoc* de *Bonferroni* demonstrou que todas as angulações apresentam diferença significativa entre si, contudo, para  $p=0.001$ , o ângulo de 90° foi o que apresentou a maior diferença em relação aos demais.

Figura 35 - Rotação de ombro, quadril e diferença: RAN



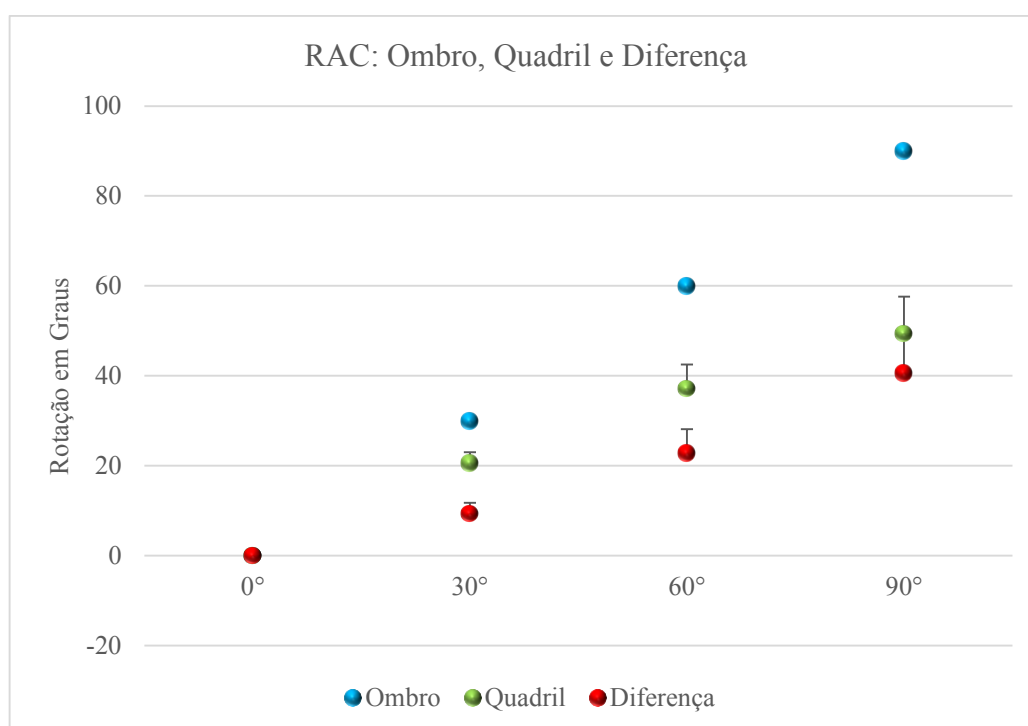
Fonte: Autor.

Uma vez que os pés dos sujeitos permaneceram fixos, sem deslocamento ao longo da RAX, a rotação do ombro até 90° e a progressiva diminuição da rotação do quadril sugerem uma diminuição do ADM do quadril, principalmente após 30°, e uma evidente rotação mais proximal à região torácica.

Panjabi (1992) relata que o risco de tração nos tecidos aumenta com o final do ADM da coluna, onde as estruturas passivas (ligamentos, vértebras e disco) possivelmente estão tracionadas em maior intensidade.

Devido ao alinhamento axial do quadril e do ombro, permanecendo em postura neutra, um mesmo eixo de rotação abrangeu os dois segmentos, tornando-os eixo dependentes, movimentando-se juntos. Possivelmente a ADM da pelve tende a diminuir com a progressão da RAX em função da contração muscular do quadril e membros inferiores, estabilizando o quadril (MONTGOMERY; BOOCOOCK; HING, 2011).

Figura 36 - Rotação de ombro, quadril e diferença: RAC



Fonte: Autor.

Com a diminuição da movimento da pelve, a região torácica tende a realizar grande parte da RAX, resultado encontrado no presente estudo, o que pode gerar um desbalanceamento da destribuição da carga ao longo da coluna. Os autores Nairn e Drake (2014), encontraram que a região mais inferior e média da coluna torácica são as que menos realizam rotação axial quando comparadas com a região superior e enfatizam o fato de que alterações na região lombar podem promover alterações significativas no movimento da região torácica. Além disso, alterações no alinhamento da pelve/coluna podem aumentar a sobrecarga de tração sofrida pelos tecidos da coluna, especialmente nas facetas articulares (POPOVICH et al., 2013).

As facetas articulares vertebrais e o anel fibroso do disco são as estruturas que primariamente resistem à torção da coluna, destacando-se que as estruturas posteriores vertebrais são as que mais sofrem com o torque gerado pela rotação axial (SHIRAZI-ADL; AHMED; SHRIVASTAVA, 1986; STOKES, 1988). Os discos e as facetas articulares ainda são responsáveis pela sustentação da coluna, e distribuição anormal de carga entre esses tecidos podem gerar alterações degenerativas irreversíveis (POPOVICH et al., 2013). Como o disco tem a função de suavizar a transição entre a zona neutra e a rotação do tronco, as facetas articulares e os ligamentos acabam sendo diretamente ligados à resistência mecânica da coluna à RAX (DULGERIS et al., 2014), fato que indicaria um possível aumento na sobrecarga dessas estruturas.

O disco dificilmente tende a falhar somente com a aplicação do torque axial (STOKES, 1988). No entanto, Farfan et al. (1970) citam que existe a possível relação entre stress estrutural articular, lesão discal e degeneração discal se danos nas articulações entre os processos articulares das vértebras ocorrerem, uma vez que 65% de toda a resistência ao torque axial é produzida por essas estruturas.

Forças combinadas durante tarefas que apresentam assimetria tendem a aumentar conforme a rotação do tronco aumenta (KINGMA et al., 1998) e têm sido fortemente associadas às lesões na coluna vertebral (LOOZE et al., 1998; HOOPER et al., 1998) principalmente lombares, sejam de natureza discal, facetária ou estrutural de modo geral (POPOVICH et al., 2013). Na RAX, pode ser encontrado um movimento de rotação e flexão lateral dependente entre as vértebras lombares (SHIN et al., 2014), o que gera uma combinação de sobrecargas.

Além disso, a pelve não acompanhou integralmente, em nenhuma angulação de referência, o movimento de rotação do ombro, o que sugere a existência de sobrecarga assimétrica, mesmo que em pequenos ângulos de assimetria (KINGMA et al., 1998), e também nos instantes de menor diferença entre quadril e ombro. Ainda, a assimetria provoca alterações na PID, conforme os achados Wilke et al. (2001), que relata que um aumento da PID em até 40% é registrada em apenas 24° de rotação axial. Salienta-se que o disco intervertebral tem a sua capacidade de resistência diminuída em até 50% durante os movimentos de rotação da coluna em função da sua própria composição anatômica (CAILLIET, 2001).

Em posturas que se aproximam do final da ADM do tronco, observa-se um enrijecimento das estruturas passivas da coluna, o que pode aumentar a tração nesses tecidos (BURNETT et al., 2008). De modo indireto, impactos traumáticos vertebrais tem produzido lesões na coluna e têm sido apresentados como consequências de movimentos de torção,

principalmente por causa da translação transversal das vértebras e do aumento da força de cisalhamento no seu arco posterior (LENCEAN, 2003).

Grande parte das análises biomecânicas sobre a RAX são realizadas com restrição de movimento de quadril, diferindo do presente estudo que analisou a relação de movimentação do quadril sem restrição.

#### 4.4 ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

A atividade muscular obtida durante o RAN e a RAC, para cada ponto de referência, foi dividida em três categorias: 1ª) Atividade muscular individual (AMI); 2ª) Ativação muscular geral e médio-lateral (Atv-G; Atv-D e Atv-E) e 3ª) Co-contração ântero-posterior (CoA-P) e médio-lateral do tronco (CoM-L).

O processo da normalização do sinal da EMG, por meio da CVM, ocorreu para todas as categorias estudadas, sendo o valor dinâmico do RMS de cada tarefa apresentado como um percentual do valor da CVM.

##### 4.4.1 Atividade Muscular Individual

Durante a RAN, calculou-se o RMS dos músculos abdominais oblíquo externo (OE) e oblíquo interno (OI), além dos músculos eretores direito (ED) e esquerdo (EE) em suas porções lombares. Os valores médios da AMI para a RAN, com os seus respectivos desvios padrão, são apresentados na Tabela 5.

Pouca diferença é registrada ao longo da contração dos músculos ED, OE e OI, mesmo nos pontos de referência mais extremos, onde se esperou uma atividade muscular diferente. O teste *one-way* ANOVA foi utilizado para verificação estatística de variância entre a AMI ao longo dos pontos de referência adotados, e nenhuma diferença estatística foi encontrada para o ED,  $p=0.99$ , OE,  $p=0.295$  e OI,  $p=0.173$ . Para a AMI do EE uma diferença significativa foi encontrada para as angulações de referência adotadas,  $p=0.001$ . O teste *post-hoc* de *Bonferroni* demonstrou que a ação do EE é diferente entre as angulações de  $0^\circ$  e  $60^\circ$ ,  $p=0.006$ ,  $0^\circ$  e  $90^\circ$ ,  $p=0.003$  e  $30^\circ$  e  $90^\circ$ ,  $p=0.02$ .

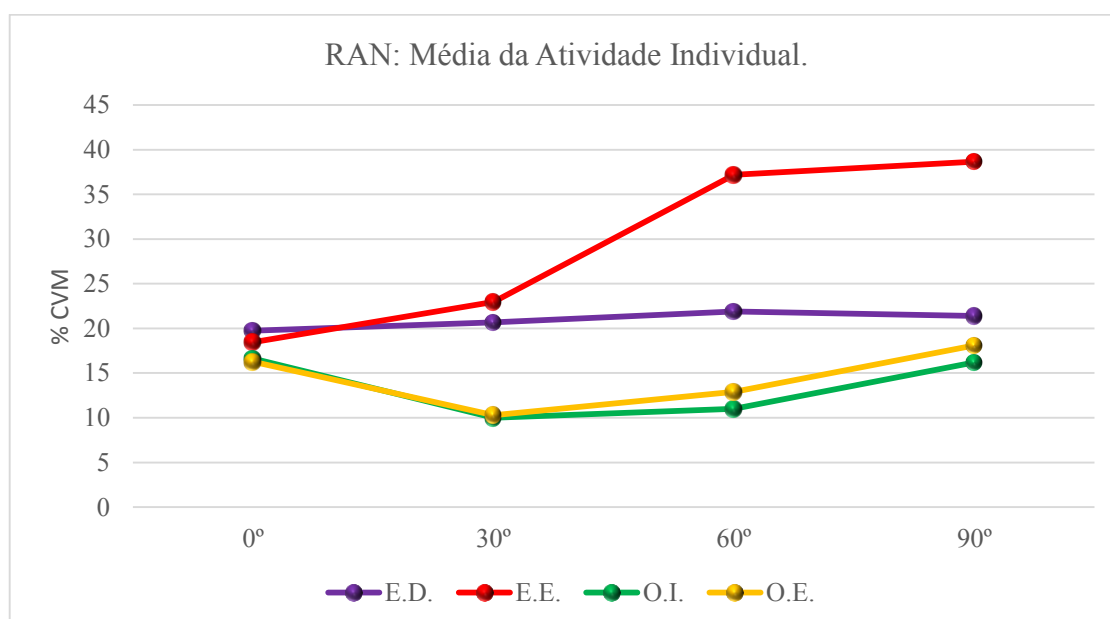
Tabela 6 – RAN: Atividade Muscular Individual

|           | 0°    |        | 30°   |        | 60°   |        | 90°   |        |
|-----------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|
|           | Média | dp     | Média | dp     | Média | dp     | Média | dp     |
| <b>ED</b> | 19,73 | ± 8,27 | 20,67 | ± 12,7 | 21,9  | ± 15,3 | 21,4  | ± 17,1 |
| <b>EE</b> | 18,45 | ± 5,78 | 23    | ± 7,44 | 37,2  | ± 14,5 | 38,65 | ± 11,4 |
| <b>OI</b> | 16,62 | ± 8,86 | 10    | ± 6,72 | 11    | ± 4,55 | 16,21 | ± 8,41 |
| <b>OE</b> | 16,27 | ± 12,3 | 10,3  | ± 6,23 | 12,9  | ± 7,01 | 18,10 | ± 5,8  |

Fonte: Autor.

Durante a RAX, os músculos OI, OE analisados na RAN, todos agonistas do movimento de rotação do tronco, não apresentaram diferença entre a sua atividade ao longo dos pontos de referência, fato que sugere uma ação constante, desde o início do movimento, quando o tronco começa a ser acelerado, até os 90°, quando chega no ponto máximo mensurado (Figura 37).

Figura 37 – RAN: Atividade Muscular Individual.



Fonte: Autor.

O OE contralateral é o músculo que inicia a RAX (KUMAR et al., 2001), permanecendo ativo em condição semelhante até 90°, como verificado nesta pesquisa. Em um estudo conduzido pelos pesquisadores Kumar, Narayan e Garand (2002), o OE apresentou tendência parecida com a RAN do presente estudo, mantendo níveis de contração semelhantes em diferentes intensidades da CVM. Outras comparações relacionadas às respostas musculares são difíceis, porque os autores estudaram o movimento da RAX em isometria, o que promove uma

diferença significativa quando em comparação com os estudos dinâmicos (KUMAR; NARAYAN; GARAND, 2002). Além disso, estudos ergonômicos que testam movimentos de rotação com restrição não são tão fidedignos às tarefas realizadas no cotidiano (ANDERSON; GRUNDSTROM; THORSTENSSON, 2002), o que pode dificultar ainda mais as comparações com os achados presentes.

Além da constante AMI do OE contralateral estar relacionada à sua ação primária rotadora (McGILL, 1991b), ele também tem a função de contrabalancear o componente extensor do tronco gerado pelos músculos dorsais (KUMAR et al., 2001), fato que também sugere um contrabalanceamento do tronco durante a RAX, uma vez que existe uma combinação de torques de rotação, extensão e flexão atuando na coluna quando em rotação (NG et al., 2003).

Em decorrência da pouca variação existente entre a atividade do OE durante a RAX, comparação entre lado agonista (contralateral ao movimento) e lado antagonista (ipsilateral ao movimento), e da sua grande alteração de comportamento, quando comparado ao músculo OI, é proposto que a sua função seja mais do que ser apenas motor primário ou estabilizador (NG et al., 2001).

A atividade muscular do EE para a RAN foi significativamente diferente entre as angulações de referência. Os dados obtidos apresentam uma maior atividade do EE a partir dos 60° de rotação, o que pode ter relação com o aumento da assimetria em relação ao plano sagital. Como durante a RAX os músculos eretores também desempenham a função de estabilizadores, e sabendo-se que a atividade muscular estabilizadora é dependente da direção e magnitude da sobrecarga aplicada à coluna (CHOLEWICKI; VAN VLIET, 2002), relaciona-se a maior atividade do EE à instabilidade da coluna durante a RAN quando a 60° e a 90° de rotação de tronco.

O músculo ED não apresentou diferença significativa,  $p < 0.05$ , entre as angulações de referência durante a RAX, o que sugere uma ação constante de rotação e estabilização. O músculo eretor ipsilateral ao movimento (ED nesta pesquisa), comumente apresenta maior atividade durante a RAX quando comparado com o músculo eretor contralateral (NG et al. 2001), fenômeno discrepante com os dados encontrados.

Ao ser realizada uma comparação entre a atividade do ED e do EE, utilizando o teste *one-way* ANOVA, encontrou-se uma diferença significativa entre esses músculos para 90° de rotação,  $p = 0.02$ , indicando uma maior atividade do EE, o que supõe que hajam diferentes funções para esses músculos quando em RAX com o carregamento da caixa, uma vez que essa diferença de ativação muscular é contrária aos achados na literatura (SCHULTZ et al., 1983; McGill, 1992; NG et al., 2001).

Essa diferença encontrada poderia ser explicada pelo próprio desenho da tarefa, pois a caixa a 90° geraria uma maior instabilidade contralateral ao músculo EE, além de um momento de flexão, o que o tornaria mais ativo enquanto potente extensor da coluna. Cholewicki e McGill (1996), corroboram dizendo que a postura da coluna e a condição final das cargas externas influenciam diretamente na estabilidade lombar, o que sugere uma ação muscular mais vigorosa, visto que o trabalho muscular também faz parte do processo de estabilização da coluna.

Com o tronco rotado e a caixa em posição de grande assimetria, pode-se deduzir, em consequência, que uma atividade muscular mais intensa, para contrabalancear o movimento, deve ser produzida. Marques, Hallal e Gonçalves (2012), relatam que a direção da força desestabilizadora vai ser determinante para que sejam apontados os grupos musculares que serão atuantes, produzindo força muscular rapidamente em manobra de restabelecimento de equilíbrio.

Ainda, relata-se que a ação dos eretores da coluna tende a diminuir progressivamente conforme a imposição de maiores esforços durante a RAX (KUMAR et al, 2002), o que foi contrário aos achados da presente pesquisa, sugerindo que uma maior atividade unilateral apenas estaria relacionada à tarefa proposta e às condições encontradas ao longo do movimento com o carregamento.

É certo que o presente estudo realizou a RAX com o carregamento de uma caixa com peso, aumentando a chance de serem produzidas oscilações, principalmente quando relativas ao balanço ântero-posterior e médio-lateral do tronco, sobretudo nas angulações finais de referência, o que possivelmente produziu uma ação combinada de alguns músculos ao rotar e estabilizar o tronco e em alguns casos, um padrão divergente da literatura para outros músculos.

Nesse aspecto, ao serem analisadas as AMI dos ED, OI e OE, visto que permaneceram constantes, sem diferença significativa entre as angulações de referência, pode-se inferir que exista um papel conjunto dos músculos do tronco ao rotar e controlar os componentes ântero-posterior e médio-lateral durante a RAX, como foi descrito na literatura: a pressão intra-abdominal em movimentos com assimetria de tronco diminui (MARRAS; MIRKA, 1992), o que pode levar à diminuição da estabilidade da coluna (HODGES et al., 2005) e um aumento da contração muscular do tronco para reestruturação da estabilidade (NG et al., 2001); a ação do músculo OI tende também a ser anti-gravidade, segurando as vísceras abdominais quando o corpo permanece em pé (VERA-GRACIA; MORESIDE; MCGILL, 2011); o músculo OE contrabalanceia os momentos extensores (KUMAR et al., 2001) e os músculos EE estabilizam a coluna durante a RAX (ANDERSON; GRUNDSTROM; THORSTENSSON, 2002), além de

que a contração constante encontrada para os músculos ED, OI e OE pode ser um indicativo de que a estabilidade da coluna lombar é dependente da ação de mais um grupamento muscular (CHOLEWICKI; VAN VLIET, 2002).

Para a análise da RAC, o mesmo procedimento sistemático da RAN foi utilizado. Calculou-se os valores do RMS para cada músculo analisado, expressando-se os dados em formato percentual, relativos à CVM, com os seus devidos desvios padrão (Tabela 6).

Tabela 7 – RAC: Atividade Muscular Individual

|           | 0°    |        | 30°   |        | 60°   |        | 90°   |        |
|-----------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|-------|--------|
|           | Média | dp     | Média | dp     | Média | dp     | Média | dp     |
| <b>ED</b> | 22,91 | ± 10,2 | 26,86 | ± 15   | 24,92 | ± 14,6 | 18,6  | ± 12,2 |
| <b>EE</b> | 25,90 | ± 9,69 | 28,62 | ± 8,84 | 37,76 | ± 14,3 | 38,38 | ± 8,41 |
| <b>OI</b> | 12,94 | ± 8    | 10,7  | ± 5,75 | 12,09 | ± 6,17 | 19,5  | ± 10,5 |
| <b>OE</b> | 11,12 | ± 7,18 | 11,42 | ± 4,85 | 14,33 | ± 6,64 | 21,8  | ± 8,1  |

Fonte: Autor.

Aplicado o teste *one-way* ANOVA, foi encontrado que as atividades musculares do ED, EE e OI não foram estatisticamente diferentes,  $p=0.635$ ,  $p=0.135$ ,  $p=0.51$ , respectivamente, para os pontos angulares de referência durante a RAC.

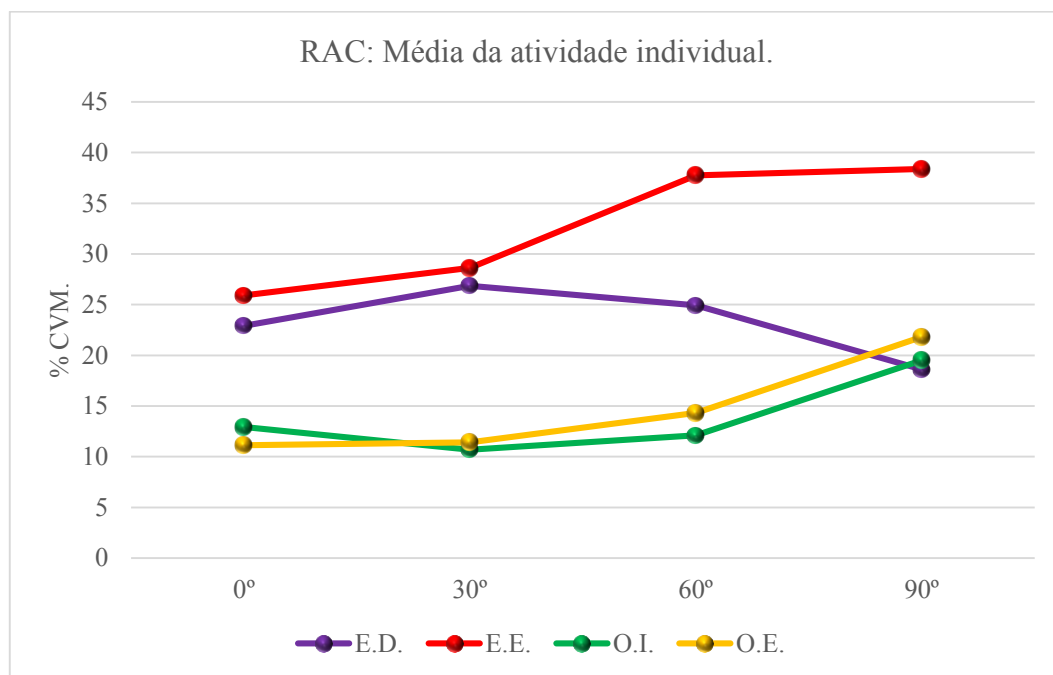
Durante a RAN e a RAC, os músculos ED e o OI mantiveram a mesma tendência, sem diferença significativa. A aplicação do teste-*t* independente foi realizada e nenhuma diferença foi encontrada para a atividade muscular do ED e OI para os mesmos pontos de referência entre as condições RAC e RAN. Por serem motores primários da rotação (NG et al., 2001), e também músculos responsáveis pela estabilização do tronco (MARRAS et al., 2004) pode se aceitar que a manutenção dos mesmos níveis de atividade sejam em função disso.

Durante a realização da RAC (Figura 38), o músculo EE não apresentou atividade significativamente diferente, fato que sugere uma ativação constante. Como uma diferença significativa foi encontrada entre a atividade muscular do EE durante a RAN para os ângulos de referência, o teste-*t* para amostras independentes foi utilizado para a análise entre os mesmos pontos de referência da RAN e RAC. Nenhuma das comparações entre os ângulos de referência apresentou alteração significativa,  $p<0.05$ , apenas  $p=0.08$  pra 0° de rotação.

Como a referência de 0° marca o início do movimento de rotação com o carregamento da caixa, sugere-se que a pequena diferença tenha acontecido devido à variável do peso aumentado no carregamento, o que exigiu, desde o início do movimento, que o EE apresentasse

ativação estabilizadora. Já na RAN, o menor peso pode ter contribuído para a menor atividade do EE logo no início do movimento, devido a menor oscilação ântero-posterior do tronco, aumentando, no entanto, a sua atividade ao longo do deslocamento angular.

Figura 38 – RAC: Atividade Muscular Individual.



Fonte: Autor.

Assim, comparando-se as atividades dos EE nas duas condições estudadas, sabendo-se da sua ação estabilizadora (McGILL, 1991b; MARRAS; GRANATA, 1995) e sabendo-se que o eretor ipsilateral ao movimento tende a produzir maior torque durante a RAX (NG et al., 2001), interpreta-se que o eretor contralateral ao movimento de rotação, o EE, tenha apresentado um papel estabilizador ao longo da RAN devido à assimetria.

A análise do músculo OE durante a RAC apresentou atividade significativamente diferente,  $p=0.01$ , quando aplicado o teste *one-way* ANOVA. Após a análise *post-hoc* do teste de *Bonferroni*, descobriu-se que as atividades do OE eram diferentes para as angulações de 0° e 90°,  $p=0.02$  e 30° e 90°,  $p=0.02$ , indicando que houve maior ativação do músculo a 90°.

Como o OE contralateral é o músculo que inicia o movimento de rotação do tronco, iniciando a sua contração momentos antes da rotação começar (KUMAR et al., 2001), e promove consequente sustentação até o final do movimento (KUMAR et al., 2002), mantendo seus valores de atividade constantes (KUMAR; NARAYAN; GARAND, 2002), encontrar uma maior atividade a 90° pode indicar um outro papel quando a RAX é realizada com um

carregamento mais pesado, ou ainda uma maior atividade em decorrência de uma necessidade de produção maior de torque.

NG et al. (2001) relatam que uma maior co-ativação do tronco pode acontecer a fim de ser aumentada a estabilidade durante a RAX, principalmente do oblíquo externo ipsilateral ao movimento, o que acontece à custa do torque produzido. De acordo com Chow et al. (2005), o músculo OE contralateral responde mais intensamente ao desequilíbrio ocasionado pelas atividades assimétricas, apresentando resposta imediata às oscilações produzidas no tronco. Com a caixa mais pesada, um desequilíbrio maior pode ser esperado nas condições mais extremas da RAX, fato que pode ter contribuído com o aumento encontrado da atividade do OE.

Uma análise adicional foi realizada ao serem comparadas as médias de atividade muscular do ED, EE, OI e OE entre si, a fim de se identificar qual o músculo que apresentou maior atividade ao longo dos pontos de referência adotados, conforme Tabela 7 e 8.

Aplicou-se o teste estatístico *one-way* ANOVA e o teste *post-hoc* de *Bonferroni* se houvesse diferença estatística significativa.

Tabela 8 – diferença entre a Atividade Muscular Individual: RAN.

|    | 0°       |          |          |          | 30°      |          |          |          | 60°      |          |          |          | 90°      |          |          |          |
|----|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|    | ED       | ED       | OI       | OE       | ED       | EE       | OI       | OE       | ED       | EE       | OI       | OE       | ED       | EE       | OI       | OE       |
| ED | <b>X</b> |          |          |          | <b>X</b> |          |          |          | <b>X</b> |          |          |          | <b>X</b> |          |          |          |
| EE |          | <b>X</b> |          |          |          | <b>X</b> | *        | *        |          | <b>X</b> | *        | *        | *        | <b>X</b> | *        | *        |
| OI |          |          | <b>X</b> |          |          | *        | <b>X</b> |          |          | *        | <b>X</b> |          |          | *        | <b>X</b> |          |
| OE |          |          |          | <b>X</b> |          | *        |          | <b>X</b> |          | *        |          | <b>X</b> |          | *        |          | <b>X</b> |

\* diferença significativa,  $p < 0.05$

Fonte: Autor.

A 0°, fase inicial do movimento, não foi encontrada diferença significativa entre as AMI,  $p < 0.05$ , o que pode ser um indicativo de equilíbrio entre as forças musculares analisadas. A partir de 30° de rotação, diferenças significativas começam a ser percebidas, demonstrando maior atividade do músculo EE em relação aos músculos abdominais.

Um padrão semelhante ao dos 30° ao longo dos 60° de RAX é apresentado, indicando pouca alteração nas respostas musculares entre essas duas angulações de referência. Porém, aos 90°, o músculo EE aparece como mais ativo em relação aos demais músculos analisados,

inclusive em relação ao ser par, o que sugere uma maior ativação, possivelmente estabilizadora, por causa da grande assimetria gerada pelo posicionamento da caixa.

Em condição de grande assimetria, o tronco tende a permanecer em desequilíbrio, requerendo uma maior atividade da musculatura contralateral ao movimento (CHOW et al., 2005), o que corrobora com os dados encontrados no presente estudo. Maiores ativações antagonistas devido ao desequilíbrio, co-ativação reflexa, aumentam a estabilidade da coluna (CHOLEWICKI et al., 1997), o que pode ter acontecido a 90° de rotação.

Tabela 9 – diferença entre a Atividade Muscular Individual: RAC.

|    | 0°       |          |          |          | 30°      |          |          |          | 60°      |          |    |          | 90°      |          |    |          |
|----|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----|----------|----------|----------|----|----------|
|    | ED       | EE       | OI       | OE       | ED       | EE       | OI       | OE       | ED       | EE       | OI | OE       | ED       | EE       | OI | OE       |
| ED | <b>X</b> |          |          |          | <b>X</b> |          | *        | *        | <b>X</b> |          |    |          | <b>X</b> |          |    |          |
| EE |          | <b>X</b> | *        | *        |          | <b>X</b> | *        | *        |          | <b>X</b> | *  | *        | *        | <b>X</b> | *  | *        |
| OI |          | *        | <b>X</b> |          | *        | *        | <b>X</b> |          | *        | <b>X</b> |    |          | *        | <b>X</b> |    |          |
| OE |          | *        |          | <b>X</b> | *        | *        |          | <b>X</b> | *        |          |    | <b>X</b> | *        |          |    | <b>X</b> |

\* diferença significativa,  $p < 0.05$

Fonte: Autor.

Quando acrescido 5% a mais de carga na caixa que foi carregada ao longo da RAX, verificou-se que em todos os ângulos de referência, o músculo EE apresentou maior atividade em relação aos músculos abdominais, o que não havia acontecido durante a RAN a 0°.

Ao longo dos 30° de rotação, os músculos ED e EE apresentaram maior atividade em relação aos músculos oblíquos abdominais, o que também não havia ocorrido durante a RAN.

Aos 60° e aos 90° de RAX, um padrão semelhante entre as condições é observado, com diferença significativa entre o EE e os músculos OE e OI, para 60°, e uma diferença entre o EE e os demais músculos analisados.

Os achados dessa pesquisa, em relação à ação do músculo EE durante a RAX, são divergentes dos encontrados na literatura para os estudos com restrição de pelve (McGill, 1992; NG et al., 2001; KUMAR et al., 2002) e também dos achados onde não houve restrição de rotação do quadril (ANDERSON; GRUNDSTROM; THORSTENSSON, 2002), porém estão de acordo com os achados de Dolan et al. (2001), fato que pode estar relacionado com o carregamento da caixa durante o movimento e pelas mudanças dinâmicas sofridas pelo corpo em consequência, uma vez que as pesquisas se assemelham em relação ao carregamento da caixa.

#### 4.4.2 Co-contração

Com o aumento da atividade entre agonista e antagonista, co-contração, se é esperado um aumento da rigidez articular proximal aos músculos analisados. A co-contração antagonista dos músculos do tronco está relacionada com o aumento da sua rigidez, fator que melhora a sua capacidade de manter o equilíbrio, mesmo em condições de oscilações cinemáticas, promovendo uma melhor estabilidade (LEE; ROGERS; GRANATA, 2006).

Conforme descrito no item 3.3.3.5, a co-ativação foi estimada com base no esforço conjunto da musculatura agonista e antagonista dos movimentos de flexão. Assim, o intuito foi analisar se houve oscilação ântero-posterior e médio-lateral com base na relação entre os grupos musculares.

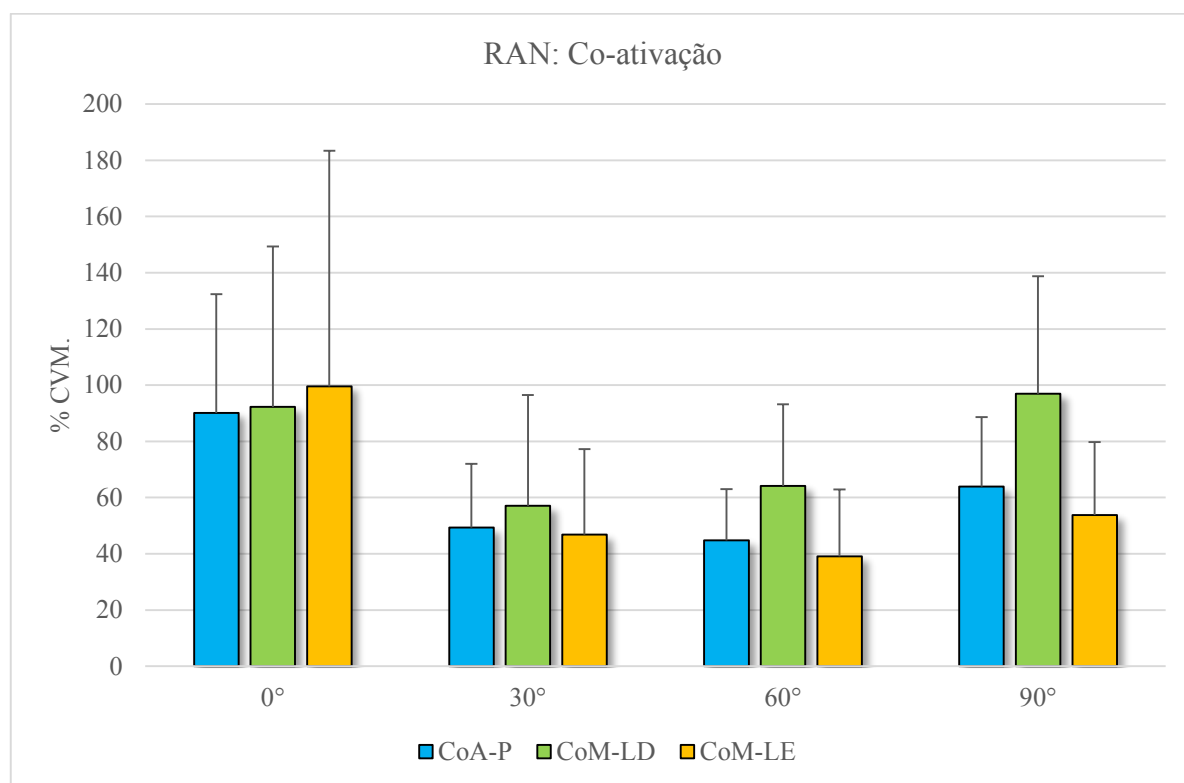
Maiores co-contrações foram encontradas em situações de maior percentual de esforço do conjunto muscular analisado. Desta forma, mesmo que hajam picos do grupo agonista, a co-contração só será alta se o grupo antagonista responder com intensidade semelhante. Por ser um caso de carregamento, colocou-se os músculos extensores como agonista.

Maiores índices de co-contração ântero-posterior (CoA-P) foram encontrados para a angulação de 0°, posição sem assimetria, durante a RAN (Figura 39).

O teste estatístico *one-way* ANOVA apresentou uma diferença significativa entre os valores de CoA-P encontrados ao longo das angulações de referência,  $p=0.01$ . Com a aplicação do teste *post-hoc* de *Bonferroni*, verificou-se diferença entre a co-contração a 0° e a 30° e entre 0° e 60°,  $p=0.04$ ,  $p=0.01$ , respectivamente.

Durante a RAC, Figura 40, maiores índices de CoA-P foram encontrados a 90°, sendo estatisticamente diferente apenas de 30° e 60° de rotação,  $p=0.01$  e  $p=0.03$ , respectivamente, analisados pelo teste *one-way* ANOVA e posteriormente pelo *post-hoc* de *Bonferroni*, semelhantemente ao ocorrido com os dados obtidos durante a RAN. O teste-*t* para amostras independentes foi aplicado e não se encontrou diferença significativa,  $p<0.05$ , em decorrência das variáveis RAN e RAC, o que indica uma relação em comum com a postura adotada a 90° de rotação em si, independente da variável carga.

Figura 39 – Co-ativação muscular durante a RAN: médias e desvio padrão.



Fonte: Autor.

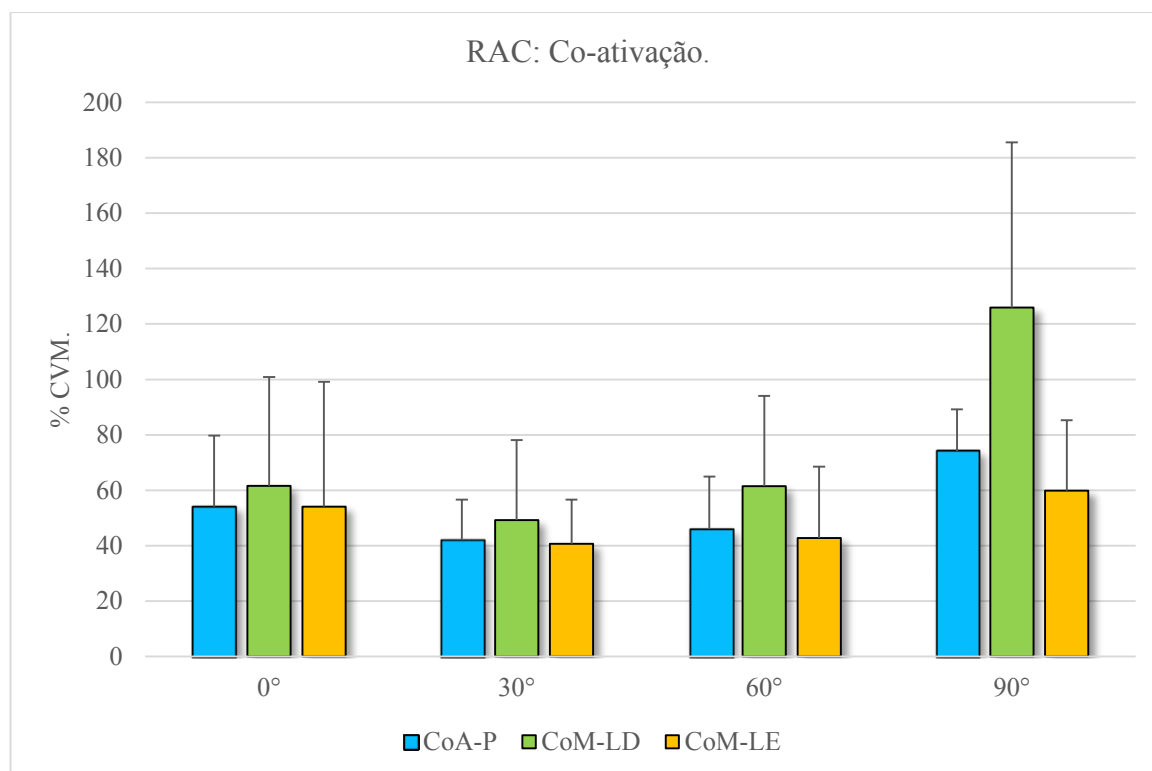
Nos movimentos de flexão-extensão do tronco, a co-contração antagonista dos músculos abdominais gera um momento flexor que deve ser compensado pelo aumento da atividade da musculatura extensora durante a manutenção da postura ereta (LEE; ROGERS; GRANATA, 2006), fato que poderia explicar o aumento CoA-P encontrada em 0° ao longo da RAN e 90° durante a RAC. Uma vez que em posse da caixa, o momento flexor gerado pelos músculos abdominais, somado à força peso da caixa, poderia aumentar a atividade dos músculos eretores, principalmente para a manutenção da postura adotada durante a RAX.

No entanto, como não houve diferença na CoA-P entre 0° e 90°, 30° e 90° e 60° e 90° durante a RAN e entre 0° e 90° durante a RAC, sugere-se que a intensidade da co-contração para essas angulações seja semelhante.

Deste modo, foi percebido um aumento da CoA-P a 0° para a RAN, que se mantém significativamente diferente das angulações de 30° e 60°, mas que não difere significativamente da de 90°. Um padrão parecido é observado na RAC, uma vez que a CoA-P a 90° foi significativamente diferente das demais angulações de referência, menos da de 0°, o que sugeriria um período de transição: a 0° a co-contração é alta em relação às demais angulações, indicando uma necessidade maior de estabilização do tronco, diminuindo a 30° e a 60° de forma significativa, aumentando, porém, a 90° devido à nova condição de instabilidade.

Estudos têm demonstrado que a co-contracção é dependente da demanda de controle da coluna, influenciada por fatores como magnitude das cargas aplicadas e a instabilidade encontrada durante as tarefas (McCOOK; VICENZINO; HODGES, 2007). A co-contracção aumentará a rigidez do tronco na tentativa de tornar o movimento mais estável e com menor perturbação cinemática (VAN DIENN; KINGMA, VAN DER BURG, 2003).

Figura 40 – Co-ativação muscular durante a RAC: médias e desvio padrão.



Fonte: Autor.

Por fim, durante a RAN, a co-contracção lateral para o lado direito (CoM-LD) não apresentou diferença significativa,  $p < 0.05$ , entre as angulações de referência ao ser aplicado o teste *one-way* ANOVA. O mesmo aconteceu para a CoM-LE, demonstrando uma tendência de co-contracção médio-lateral em 0°, 30°, 60° e 90°.

Para a RAC, a CoM-LD apresentou diferença significativa,  $p = 0.004$ , para o ângulo de 90° em relação aos demais ângulos de referência, conforme teste *one-way* ANOVA e teste *post-hoc* de *Bonferroni*. Como não houve diferença entre a CoM-LD durante a RAN, foi aplicado o teste-*t* para amostras independentes, não sendo encontrada diferença estatística,  $p < 0.05$ , fator que inviabiliza a carga da RAC como a causa da maior co-contracção encontrada. Essa diferença encontrada durante a RAC aos 90° pode ser explicada pelo aumento da atividade do músculo OI, motor primário da rotação, que aumenta a produção do torque de flexão em plano sagital,

o que pode ter requerido do ED um maior esforço para contrabalancear essa força (ANDERSON; GRUNDSTROM; THORSTENSSON, 2002). Mecanismos de aumento da co-ativação antagonista estão relacionados à tentativa do sistema musculoesquelético de controlar e se preservar contra o aumento da demanda cinemática (MARRAS et al., 2004). De modo geral, o aumento na co-contração muscular está associado ao aumento das forças de compressão na coluna, o que também aumenta o risco de lesão lombar (NORMAN et al., 1998; MARRAS et al., 2004)

O teste-*t* para amostras independentes foi utilizado para a análise da CoM-LD a 90° de rotação entre a RAC e a RAN, não sendo encontrada diferença significativa,  $p < 0.05$ , que pudesse atribuir a diferença encontrada durante a RAC à maior sobrecarga.

Contudo, ao ser avaliado o balanço lateral da co-contração entre o tronco, comparou-se as médias da CoM-LD com as médias da CoM-LE, encontrando-se diferença significativa para o ângulo de 90°,  $p = 0.02$  para RAN, e  $p = 0.01$  para RAC, um fato em comum entre as condições, possivelmente em função da maior sobrecarga assimétrica nessa angulação por causa do posicionamento mais distante da caixa em relação ao plano sagital.

É importante salientar que a assimetria ao longo do movimento altera substancialmente a sobrecarga sobre o tronco (HOOPER et al., 1998), fato que pode modificar os padrões de co-ativação muscular em razão da direção das forças desestabilizadoras (CHOLEWICKI; VANVLIET, 2002; MARQUES; HALLAL, GONÇALVEZ, 2012), e que pode aumentar as chances de lesão na coluna lombar (XU XU et al., 2011; XU XU et al., 2012).

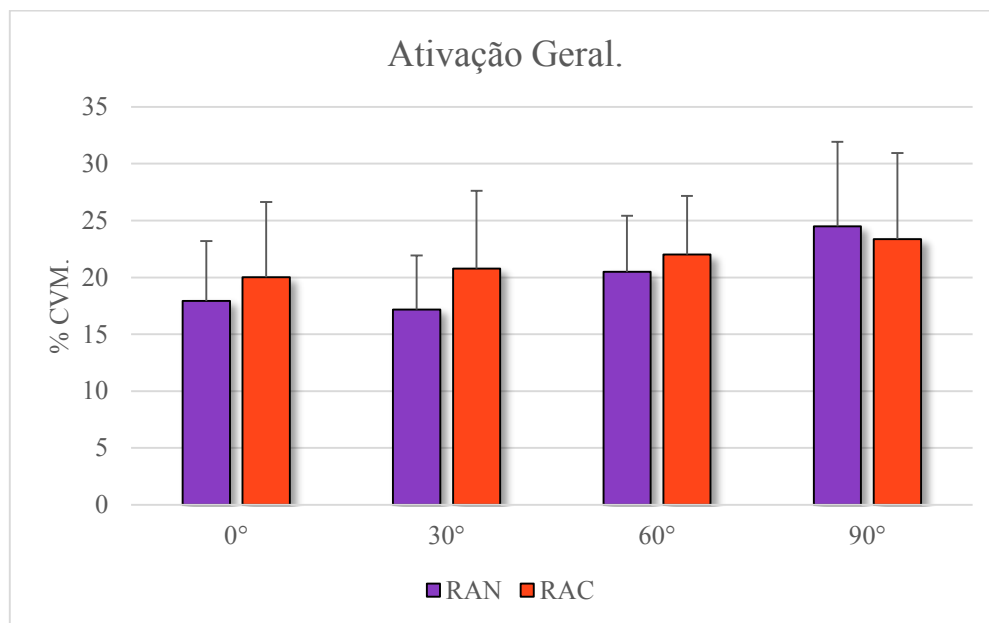
#### 4.4.3 Ativação Muscular

A atividade muscular do tronco durante a RAX foi analisada como um todo, com a soma da atividade muscular de todos os quatro músculos analisados (Atv-G), e, ainda, lateralmente, com a soma da atividade dos músculos do lado direito (Atv-D) e do lado esquerdo (Atv-E), sendo utilizada como padrão, procurando ser analisada apenas a ativação como forma potencial de força do tronco, representando um tronco mais ou menos ativo. Na biomecânica, a EMG proporciona, entre outras aplicações possíveis, uma relação entre sinal mioelétrico e força muscular, auxiliando nas análises nas quais se objetiva mensurar a contribuição das forças musculares individuais e também as forças musculares conjuntas (DE LUCA, 1997).

Deste modo, a Atv-G do tronco durante a RAX com o carregamento da caixa (Figura 41), não apresentou diferença estatística significativa entre os pontos de referência para a RAN e para a RAC,  $p < 0.05$ , *one-way* ANOVA, permanecendo sem diferença estatística ao ser

aplicado o teste-*t* para amostras independentes,  $p < 0.05$ , o que sugere uma Atv-G dos músculos do tronco semelhante entre os pontos de referência e entre as condições.

Figura 41 – Ativação Geral dos músculos do tronco: média e desvio padrão.

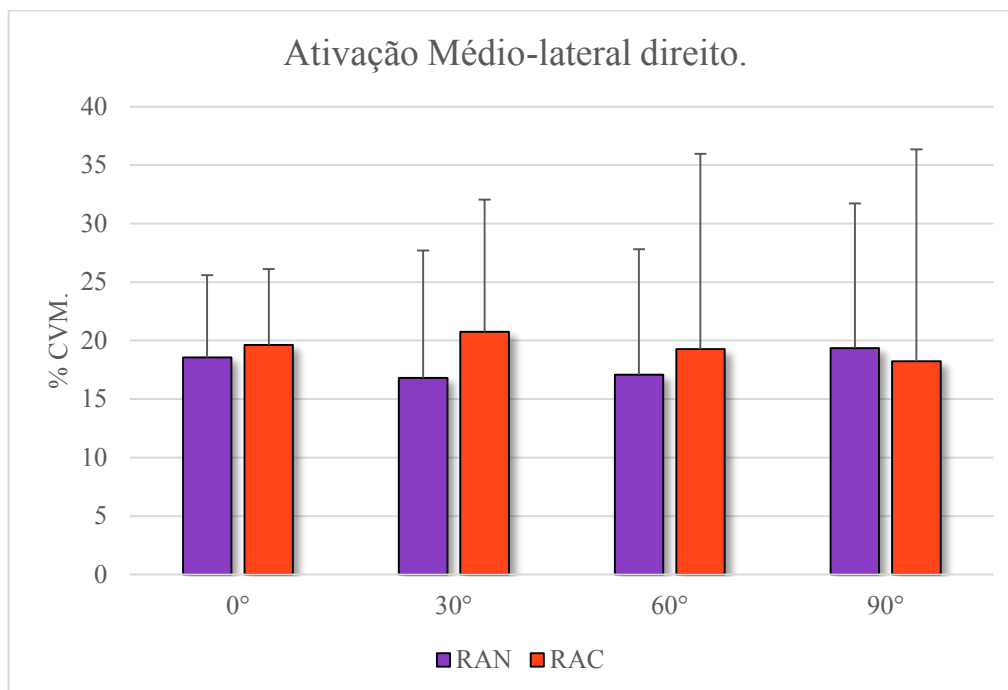


Fonte: Autor.

Os dados encontrados para a Atv-G sugerem uma ativação constante dos músculos ao longo da RAX. Contudo, como apresentado no item 4.4.2, a co-ativação muscular durante a rotação com o carregamento sofreu alterações significativas, principalmente em algumas angulações de referência mais extremas, o que indica a existência de um trabalho neuromotor do corpo ao tentar equilibrar as forças musculares do tronco. Ainda, no item 4.41, foram encontrados diferentes padrões individuais de atividade muscular, o que também sugere uma intensa atividade neural no controle postural durante a RAX. Assim, uma possível explicação para a Atv-G semelhante encontrada pode estar relacionada ao equilíbrio neuromotor necessário para a execução da tarefa da RAX com o carregamento: de forma geral, as forças musculares dos grupos analisados são distintas, dependentes de inúmeros fatores, mas que tendem a produzir estabilidade e equilíbrio. É certo que o padrão da atividade muscular durante a RAX pode drasticamente ser alterado em função das variáveis encontradas ao longo da tarefa (ANDERSON; GRUNDSTROM; THORSTENSSON, 2002), fato que evidencia a importância do controle neuromotor durante a realização das atividades com assimetria (NG et al., 2001).

Ao se analisar a Atv-D, Figura 42, pouca diferença é encontrada entre as condições estudadas e entre as angulações de referência.

Figura 42 – Ativação Médio-lateral direito: média e desvio padrão.



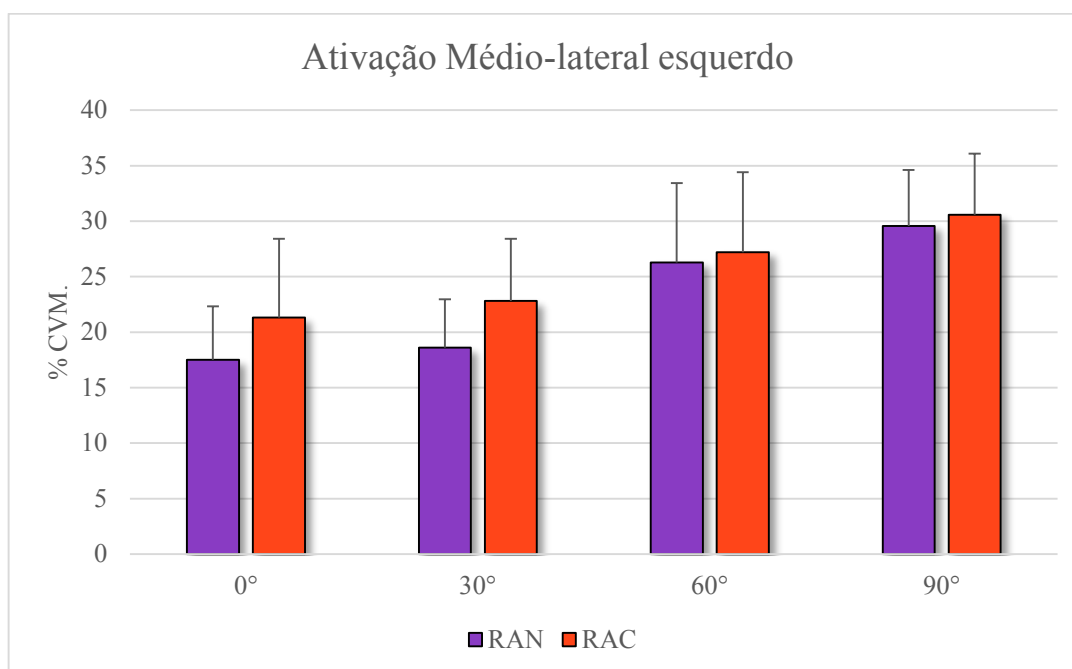
Fonte: Autor.

O teste *one-way* ANOVA não apresentou diferença significativa entre as médias analisadas das angulações de referência para ambas as condições RAN e RAC,  $p < 0.05$ , o que também indica ativação muscular semelhante.

Como foi encontrada uma diferença significativa no lado direito a 90°, quando se analisou a CoM-LD durante a RAC, item 4.4.2, e uma semelhança entre a Atv-D, sugere-se que tenha ocorrido, assim como na Atv-G, uma resposta neuromotora às oscilações e alterações dinâmicas a fim de ser obtida estabilidade e equilíbrio do tronco durante a RAX com o carregamento, principalmente na condição de maior assimetria, a 90° de rotação. É importante ressaltar que disfunções neuromotoras podem gerar instabilidade na coluna vertebral devido à baixa atividade muscular de alguns grupos e à grande atividade muscular de outros grupos como forma de compensação, o que pode desencadear um quadro de dor (NG et al., 2002).

Por fim, ao ser analisada a Atv-E, Figura 43, o teste *one-way* ANOVA apresentou uma diferença significativa entre as angulações de referência para a RAN e a RAC,  $p = 0.001$  e  $p = 0.02$  respectivamente. O teste *post-hoc* de *Bonferroni* resultou em uma diferença significativa entre 0° e 90°, 30° e 90° e 0° e 60° para a RAN,  $p = 0.001$ ,  $p = 0.002$  e  $p = 0.01$  respectivamente, e uma diferença significativa entre 0° e 90° para a RAC,  $p = 0.04$ .

Figura 43 – Ativação Médio-lateral esquerdo: média e desvio padrão.



Fonte: Autor.

O teste-*t* para amostras independentes foi aplicado entre as angulações de referência das duas condições analisadas e nenhuma diferença significativa foi encontrada,  $p < 0.05$ , o que indica que as diferenças encontradas para as angulações de referência, conforme supracitado, não estão relacionadas à condição de maior ou menor carga, RAN e RAC.

Uma Atv-E maior a 90° foi encontrada em ambas as condições estudadas, o que pode indicar um aumento da atividade muscular do lado esquerdo em condições de maior assimetria ao longo da RAX com o carregamento. De fato, como visto no item 4.4.1, os músculos localizados do lado esquerdo do tronco apresentaram diferença de atividade entre os pontos de referência da RAN (EE) e da RAC (OE), principalmente nos pontos onde a assimetria era maior, o que suportaria a hipótese de um mecanismo compensatório postural para a manutenção do equilíbrio.

No entanto, no item 4.4.2, a co-contração médio-lateral esquerda (CoM-LE) não apresentou diferença significativa em nenhuma das duas condições e em nenhuma angulação de referência, demonstrando um relação constante entre os trabalhos musculares agonistas e antagonistas. Como a co-contração muscular só aumenta quando há um aumento conjunto entre músculo agonista e antagonista, e como foi observada diferença significativa apenas pra um músculo em cada condição (EE na RAN e OE na RAC), sugere-se que as ações musculares diferentes tenham ocorrido em decorrência de uma condição postural específica encontrada

durante a RAX com o carregamento, como um ajuste neuromotor do tronco à condição de 90° de rotação e assimetria.

Chow et al (2005) relatam que para contrabalancear o desequilíbrio do tronco, a resposta muscular contralateral à assimetria se mantém mais intensa. NG et al. (2001), encontrou uma resposta muscular do OE mais proeminente do lado contralateral à rotação, o que além de indicar um papel agonista durante a RAX, ainda indica uma possível atividade estabilizadora. Do mesmo modo, além de auxiliar na rotação, o eretor da coluna contralateral ao movimento também apresenta atividade estabilizadora (McGILL, 1991b), o que ajuda a entender a sua atividade quando o tronco rota.

No presente estudo, maior atividade do lado esquerdo do tronco foi encontrada em condição de maior assimetria, 90° de rotação, indicando uma possível relação entre a atividade muscular e estabilização, fato que poderia explicar a diferença significativa encontrada durante a Atv-E, principalmente devido ao carregamento da caixa, um objeto relativamente grande que pode gerar alterações no padrão cinemático durante a tarefa.

## 5 CONCLUSÕES

A diferença entre o quadril e o ombro tende a aumentar conforme aumenta a assimetria ao longo da Rotação Axial. A maior diferença encontrada entre a rotação do quadril e o do ombro ocorre a 90 ° de rotação. Com o aumento da diferença entre quadril e ombro, aumentam-se os indícios de que 90° de rotação pode ser um ponto crítico para as estruturas ligamentares e ósseas da coluna devido à possibilidade de aumento da tração nesses tecidos.

Todas as diferenças significativas encontradas no padrão de atividade muscular durante a Rotação Axial com carregamento ocorreram a 90°, o que indica uma possível relação entre o aumento da assimetria durante o movimento e a maior atividade muscular, provavelmente estabilizadora.

Maiores índices de co-ativação muscular geral foram encontrados a 0° de rotação durante a Rotação Axial Normal, o que indicaria que só o carregamento manual por si só pode alterar o padrão cinemático do corpo e, conseqüentemente, aumentar a força muscular estabilizadora do tronco.

Maiores índices de co-ativação muscular foram encontrados no lado direito a 90° de rotação, o que indica um possível ponto de desequilíbrio controlado pelo aumento da atividade muscular conjunta.

Maior atividade muscular ocorreu do lado contralateral do tronco a 90° de rotação, sugerindo também uma tentativa de controle diante das oscilações e perturbações posturais encontradas nessa angulação.

Sugere-se que sejam observados o limite de Rotação Axial que exija dos carregamentos manuais, ou em atividade de esforço cotidiano com o carregamento, principalmente em posições onde há grande assimetria do tronco em relação ao plano sagital, como a 90° de rotação.

## REFERÊNCIAS

- ABDOLI-E, M.; STEVENSON, J. M. The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 3, p. 372 – 380, 2001.
- ABREU, A. V. et al. Avaliação clínico-radiográfica da mobilidade da lordose lombar. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 42, n. 10, p. 313 – 323, 2007.
- ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Spine biomechanics. **The Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 10, p. 1972 – 1983, 2005.
- ADAMS, M. A. et al. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. **The Journal of Biomechanics**, v. 9, n. 1, p. 5 – 14, 1994.
- ANDERSON, E. A.; GRUNDSTROM, H.; THORSTENSSON, A. Diverging intramuscular activity patterns in back and abdominal muscles during trunk rotation. **Spine**, v. 27, n. 6, p. 152 – 160, 2002.
- ARJMAND, N. et al. A comparative study of two trunk biomechanical models under symmetric e asymmetric loadings. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 3, p. 485 – 491, 2010.
- ASSIS, R. O. Estudo eletromiográfico sobre a função dos músculos multifídios lombares. 2008. 113 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Laboratório de biodinâmica do Movimento, Universidade São Judas Tadeu, 2008.
- BEEN, E.; KALICHMAN, L. Lumbar Lordosis. **The Spine Journal**, v. 14, n. 1, p. 87 – 97, 2014.
- BURGESS-LIMERICK, R. Squat, stoop, or something in between? **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 31, n. 3, p. 143 – 148, 2003.
- BURNETT, A. et al. Lower lumbar spine axial rotation is reduced in end-range sagittal postures when compared to a neutral spine posture. **Manual Therapy**, v. 13, n.4, p. 300 – 306, 2008.
- CAILLIET, R. **Síndrome da dor Lombar**. 5ª Ed. Porto Alegre: ArtMed, 2001, 343 p.
- CHEN, J. et al. The application of surface electromyography in the assessment of ergonomic risk factors associated with manual lifting tasks. **Journal of Huazhong University of Science and Technology, Medical Sciences**, v. 24, n. 6, p. 552 – 555, 2004.

CHOLEWICKI, J.; PANJABI, M. M.; KHACHATRYAN, A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. **Spine**, v. 22, n. 9, p. 2207 – 2212, 1997.

CHOLEWICKI, J.; VANVLIET, J. J. 4<sup>th</sup>. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 2, p. 99 – 105, 2002.

CHOW, D. H. K. et al. Muscular and centre of pressure response to sudden release of load in symmetric and asymmetric stoop lifting tasks. **Applied Ergonomics**, v. 36, n. 1, p. 13 – 14, 2005.

CHUNG, M. K. et al. A novel optimization model for predicting trunk muscle forces during asymmetric lifting tasks. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 23, n 1 – 2, p. 41 – 50, 1999.

DAVIS, K. G.; MARRAS, W. S. Assessment of the relationship between box weight and trunk kinematics: does a reduction in box weight necessarily correspond to a decrease in spinal loading? **Human Factors**, v. 42, n. 2, p. 195 – 208, 2000.

DeLUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135 – 163, 1997.

DOLAN, P.; ADAMS, M. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. **Journal of Biomechanics**, v.26, n. 4/5, p. 513 – 522, 1993.

DOLAN, P. et al. An EMG technique for measuring spinal loading during asymmetric lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. S17 – S24, 2001.

\_\_\_\_\_. A. Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. **Journal of Biomechanics**, v. 31, n. 8, p. 713 – 721, 1998.

DOULGERIS, J. J. et al. Axial rotation in a cadaveric lumbar spine model: a biomechanical analysis. **The Spine Journal**, v. 1, p. 1 - 8, 2014. ([http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(13\)01932-3/references](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(13)01932-3/references)). Acesso em: 19 de Abril de 2014.

DURALL, C. J.; MANSKE, R. C. Avoiding lumbar spine injury during resistance training. **National Strength and Conditioning Association**, v. 27, n. 4, p. 64 – 72, 2005.

ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo sobre o procedimento de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 3, n. 1, p. 15 – 20, 1998.

FATHALLAH, F. A.; MARRAS, W. S.; PARNIANPOUR, M. An Assessment of complex spinal loads during dynamics lifting tasks. **Spine**, v. 23, n. 6, p. 706 – 716, 1998.

FARFAN, H. F. The biomechanical advantage of lordosis and hip extension for upright activity. **Spine**, v. 3, n. 4, p. 336 – 342, 1978.

FARFAN, H. F. et al. The Effects of Torsion on the Lumbar Intervertebral Joints: The Role of Torsion in the Production of Disc Degeneration. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 52, n. 3, p. 468 – 497, 1970.

FIALHO, A.B. **Instrumentação Industrial** – Conceitos, aplicações e análises. 3. ed. São Paulo: Érica, 2005. 276 p.

FISCHER, S. L.; ALBERT, W. J.; MCGARRY, T. Visual perception of fatigued lifting actions. **Human Movement Science**, v. 31, n. 6, p. 1552 - 1559, 2012.

FERGUSON, S. A. et al. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 10, p. 992 – 999, 2004.

FLOYD, R. T. **Manual de Cinesiologia Estrutural**. 16. ed. Barueri: Manole, 2011. 422 p.

GALLINA, R. Os extensômetros elétricos resistivos: evolução, aplicações e tendências. 2003. 84 f. Monografia (Pós-graduação *Lato Sensu*) – Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 2003.

GAGNON, M. et al. Knee movement strategies differentiate expert from novice workers in asymmetrical manual materials handling. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 11, p. 1445 – 1453, 1996.

GONÇALVES, M. Variáveis biomecânicas analisadas durante o levantamento manual de carga. **Motriz**, v. 4, p. 85-90, dez. 1998.

GONÇALVES, M.; PEREIRA, M. P. Levantamento manual de carga repetitivo de curta duração com e sem o uso de cinto pélvico: efeito sobre a atividade EMG normalizada por diferentes indicadores. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 11, n. 2, p.151-159, 2009.

GOSS, C. M. **Gray Anatomia**. 29. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988, 1147 p.

GRACOVESTKY, S. A.; ZEMAN, V.; CARBONE, A. R. Relationship between of lordosis and centre of reaction of spinal disc. **Journal of Biomedical Engineering**, v. 9. n. 3, p. 237 – 248, 1987.

GREENLAND, K. O.; MERRYWEATHER, A. S.; BLOSWICK, D. S. The effect of lifting speed on cumulative and peak biomechanical loading for symmetric lifting tasks. **Safety and Health at Work**, v. 4, n. 2, p. 105 – 110, 2013.

GREGERSEN, G. G.; LUCAS, D. B. An *In Vivo* study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. **Journal of Bone and Joint Surgery American**, v. 49, n. 2, p. 247 – 262, 1967.

HALL, S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 509 p.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do corpo humano**. São Paulo: Manole, 1999. 532 p.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal Electromyography Kinesiology**, v.10, n.5, p. 361 – 74, 2000.

HOGAN, D. A. A.; GREINER, B. A.; O’SULLIVAN, L. The effect of manual handling training on achieving training transfer, employee’s behaviour change and subsequent reduction of work-related musculoskeletal disorders: a systematic review. **Ergonomics**, v. 57, n. 1, p. 93 – 107, 2014.

HODGES, P. W. et al. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 9, p. 1873 – 1880, 2005.

HOOVER, D. M. et al. Three-dimensional moments in the lumbar spine during asymmetric lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 6, p. 386 – 393, 1998.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 21, n. 1, p. 1 – 12, 2011.

HUNG, Y. J. et al. The dose-response relationship between cumulative lifting load and lumbar disk degeneration based on magnetic resonance image findings. **Physical Therapy**, v. 94, n. 11, p. 1582 – 1593, 2014.

JENSEN, G. M. Biomechanics of the lumbar intervertebral disk: a review. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v. 60, n. 6, p. 765 – 773, 1980.

JORGENSEN, S.; HEIN, O.; GYNTELBER, F. Heavy lifting at work and risk of genital prolapse and herniated lumbar disc in assistant nurses. **Occupational Medicine**, v. 44, n. 1, p. 47 – 49, 1994.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular**. 5ª ed. São Paulo: Panamericana, v. 3, 2000. 253 p.

KATZ, J. N. Lumbar disc disorders and low back pain: socioeconomic factors and consequences. **The Journal of bone and Joint Surgery**, v. 88, n. 2, p. S21 – S24, 2006.

KIM, J. Y.; MARRAS, W. S. Quantitative trunk muscle electromyography during lifting at diferente speeds. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 1, p. 219 – 229, 1987.

KELSEY, J. L. et al. An epidemiologic study of lifting and twisting in the job and risk for acute prolapse lumbar intervertebral disc. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 2, n. 1, p. 61 – 66, 1984.

KINGMA, I. et al. Asymmetric low back loading in asymmetric lifting movements is not prevented by pelvic twist. **Journal of Biomechanics**, v. 31, n. 6, p. 527 – 534, 1998.

\_\_\_\_\_. Can low back loading during lifting be reduced by placing one leg beside the object to be lifted? **Physical Therapy**, v. 86, n. 8, p. 1091 – 1105.

KINGMA, I.; FABER, G.S.; VAN DIEEN, J.H. How to lift a box that is too large to fit between the knees. **Ergonomics**, v. 53, n. 10, p. 1228 – 1238, 2010.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da Coluna Vertebral: uma visão clínica e terapêutica**. 3ª ed. São Paulo: Robe, 2003. 535 p.

KREKOUKIAS, G.; PETTY, N. J.; CHEEK, L. Comparison of surface electromyographic activity of erector spinae before and after the application of central posteroanterior mobilisation on the lumbar spine. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 19, n. 1, p. 39 – 45, 2009.

KUMAR, S.; NARAYAN, Y.; GARAND, D. Electromyography of trunk muscles in isometric graded axial rotation. **Journal of Electromyography and kinesiology**, v. 12, n. 4, p. 317 – 328, 2002.

KUMAR, S. et al. Muscle fatigue in axial rotation of the trunk. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 28, n. 2, p. 113 – 125, 2001.

LEE, P. J.; ROGERS, E. L.; GRANATA, K. P. Active trunk stiffness increases with co-contraction. **Journal of Electromyography and kinesiology**, v. 16, n. 1, p. 51 – 57, 2006.

LEHMAN, G.; MCGILL, S. M. The importance of normalization in interpretation of surface electromyography: a proof of principle. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 22, n. 7, p. 444 – 446, 1999.

LEMOS, F. F. Desenvolvimento de dispositivo para realização de testes em vitro em coluna vertebral. 2006. 109f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

LENCEAN, S. M. Classification of spinal injuries based on the essential traumatic spinal mechanisms. **Spinal Cord**, v. 4, n. 17, p. 385 – 396, 2003.

LOOSE, M. P. et al. Does an asymmetric straddle-legged lifting movement reduce the low-back load? **Human Movement Science**, v. 17, n. 2, p. 243 – 259, 1998.

LOSS, J. F. et al. Atividade elétrica dos músculos oblíquos externos e multífidos durante o exercício de flexoextensão do quadril realizado no Cadillac com diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 6, p. 510 – 517, 2010.

LUO, X. et al. Estimates and patterns of direct health care expenditures among individuals with back pain in the United States. **Spine**, v. 29, n. 1, p. 79 – 86, 2004.

MALONE, T.; MACPOIL, T.; NITZ, A. J. **Fisioterapia em Ortopedia e Medicina no Esporte**. 3ª ed. São Paulo: Santos, 2000. 633 p.

MALTA, J. et al. Eletromiografia aplicada aos músculos de mastigação. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 14, n. 2, p. 106 – 107, 2006.

MARQUES, N. R.; HALLAL, C. Z.; GONÇALVES, M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. **Revista Motriz**, v. 18, n. 2, p. 245 – 252, 2012.

MARRAS, W. S. Occupational low back disorder causation and control. **Ergonomics**, v. 7, n. 43, p. 880 – 902, 2000.

MARRAS, W. S.; DAVIS, K. G. Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. **Ergonomics**, v. 41, n. 6, p. 817 – 834, 1998.

MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P. The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free dynamic lifting. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 7, n. 4, p. 259 – 268, 1997.

\_\_\_\_\_. A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. **Spine**, v. 20, n. 13, p. 1440 – 1451, 1995.

MARRAS, W. S.; KNAPIK, G. G.; FERGUSON, S. Loading along the lumbar spine as influence by speed, control, load magnitude, and handle height during pushing. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 155 – 163, 2009.

MARRAS, W. S.; MIRKA, G. A. A comprehensive evaluation of trunk response to asymmetric trunk motion. **Spine**, v. 17, n. 3, p. 318 – 325, 1992.

MARRAS, W. S.; MIRKA, G. A. Electromyographic studies of lumbar trunk musculature during the generation of low-level trunk acceleration. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 11, n. 6, p. 811 – 817, 1993.

MARRAS, W. S. et al. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. **Ergonomics**, v. 38, n. 2, p. 377 – 410, 1995.

MARRAS, W. S. et al. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. **The Spine Journal**, v.4, n. 1, p. 64 – 75, 2004.

MARRAS, W. S. et al. Spine loading as a function of lift frequency, exposure duration, and work experience. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 4, p. 345 – 352, 2006.

MARRAS, W. S. et al. Instrumentation for measuring dynamics spinal load moment exposures in the workplace. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. 1 – 9, 2010.

McGILL, S. M. Kinect potential of the lumbar trunk musculature about three orthogonal orthopaedic axes in extreme postures. **Spine**, v. 16, n.7, p. 809 – 815, 1991a.

\_\_\_\_\_. Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 9, n. 1, p. 91 – 103, 1991b.

McGILL, S. M.; HOODLESS, K. Measured and modelled static and dynamic axial trunk torsion during twisting in males and females. **Journal of Biomedical Engineering**, v. 12, n. 5, p. 403 – 409, 1990.

McGILL, S. M. The influence of lordosis on axial trunk torque and trunk muscle myoelectric activity. **Spine**, v. 17, n. 10, p. 1187 – 1193, 1992.

MIRANDA, E. **Bases de anatomia e cinesiologia**. Rio de Janeiro: Sprint, 2000, 570 p.

MIRKA, G. A.; MARRAS, W. S. A Stochastic model of trunk muscle coactivation during trunk bending. **Spine**, v. 18, n. 11, p. 1396 – 1409, 1993

MONTGOMERY, T.; BOOCOOCK, M.; HING, W. The effects of spine posture and pelvic fixation on trunk rotation range of motion. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 7, p. 707 – 712, 2011.

NAIRN, B.C.; DRAKE, D. M. J. Impact of lumbar spine posture on thoracic spine motion and muscle activation patterns. **Human Movement Science**, v. 14, p. 1 -11, 2014.

NATIONAL RESEARCH COUNCIL. **Musculoskeletal Disorders and the Workplace: Low Back and Upper Extremities**. Washington, D.C.: National Academy Press, 2001.

NETTER, F. **Atlas de Anatomia Humana**. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2003. 514 p.

NIOSH, 1994. **Applications manual for the revised NIOSH lifting equation**. U.S. Department of Health and Human Services, Center for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health. Cincinnati, Ohio, Publication n. 94-110, 163 p., 1994.

NG, J. K. et al. Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 19, n. 3, p. 463 – 471, 2001.

\_\_\_\_\_. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. **Medicine Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 7, p. 1082 – 1086, 2002.

\_\_\_\_\_. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 20, n. 1, p. 112 – 121, 2002.

\_\_\_\_\_. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. **Clinical Neurophysiology**, v. 114, n. 12, p. 2355 – 2361, 2003.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 401 p.

NORMAN, R. et al. A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 8, p. 561 – 573, 1998.

OLIVEIRA, D. R. Aspectos ergonômicos do levantamento manual de carga em mulheres: relação com equação de Niosh. 2014. 134 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Projetos, FEG-UNESP, Guaratinguetá, 2014.

OLSON, M. W.; LI, L.; SOLOMONOW, M. Interaction of viscoelastic tissue compliance with lumbar muscles during passive cyclic flexion-extension. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 1, p. 30 – 38, 2009.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of Spinal Disorders**, v. 5, n. 4, p. 383 – 389, 1992.

PARK, W. M.; KIM, Y. H.; LEE, S. Effect of intervertebral disc degeneration on biomechanical behaviors of a lumbar motion segment under physiological loading conditions. **Journal of Mechanical Science and Technology**, v. 27, n. 2, p. 483 - 489, 2013.

PAZ, G. A. et al. Atividade eletromiográfica dos músculos extensores do tronco durante exercícios de estabilização lumbar do método Pilates. **Revista Andaluza de Medicina Del Deporte**, v. 7, n. 2, p. 72 – 77, 2014.

PELLENZ, C. C. D. O. Indicadores de levantamento de carga e parâmetros mecânicos da coluna vertebral. 2005. 119f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2005.

PLAMONDON, A. et al. Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task. **Applied Ergonomics**, v. 45, n. 3, p. 471 – 481, 2014.

POPOVICH, J. M. Jr. et al. Lumbar facet joint and intervertebral disc loading during simulated pelvic obliquity. **The Spine Journal**, v. 13, n. 11, p. 1581 – 1589, 2013.

RASCH, P.J **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7ª ed. Rio de Janeiro: Guanabra Koogan, 1991. 204 p.

ROHEN, J. W.; YOKOCHI, C.; LUTJEN-DRECOLL, E. **Anatomia Humana**. 6ª ed. São Paulo: Manole, 2007. 532 p.

REED, U. C. Doenças Neuromusculares. **Jornal de Pediatria**, v. 78, p. S89 – 103, 2002.

SANTOS, M. C. A. et al. Análise da fadiga muscular localizada em atletas e sedentários através de parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14, n. 6, p. 509 – 512, 2008.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. *In Vivo* Intradiscal Pressure Measurement in Healthy Individuals and in Patients with Ongoing Back Problems. **Spine**, v. 24, n. 3, p. 2468 – 2474, 1999.

SCHIPPLEIN, O. D. et al. Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. **The Journal of Biomechanics**, v. 23, n. 9, p. 907 – 912, 1990.

SCHULTZ et al. Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 1, n. 1, p. 77 – 91, 1983.

SHANKAR, H.; SCARLETT, J. A.; ABRAM, S. E. Anatomy and pathophysiology of intervertebral disc disease. **Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management**, v. 13, n. 2, p. 67–75, 2009.

SHIN, H-J.; KIM, J-K. Measurement of trunk muscle fatigue during dynamic lifting and lowering as recovery time changes. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 37, n. 6, p. 545 – 551, 2007.

SHIN, J-H. et al. Investigation of coupled bending of the lumbar spine during dynamic axial rotation of the body. **Europe Spine Journal**, v. 22, n. 12, p. 2671 – 2677, 2013.

SHIRAZI-ADL, A.; AHMED, A. M.; SHRIVASTAVA, S. C. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. **Spine**, v. 11, n. 9, p. 914 – 927, 1986.

SILVA, R. C. A. Avaliação da força aplicada a articulação do ombro em cadeirantes durante a manobra de transferência. 2012. 56 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2012.

SILVA-CORREIA, J. et al. Tissue engineering strategies applied in the regeneration of the human intervertebral disk. **Biotechnology Advances**, v. 31, n. 8, p. 1514 – 1531, 2013.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; DON LEHMKUHL, L. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 5ª ed. Barueri: Manole, 1997. 538 p.

SPENCE, A. P. **Anatomia humana básica**. 2ª ed. São Paulo: Manole, 1991. 713 p.

SOLNIK, S *et al.* Teager–Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 10, n. 2, p. 65 – 68, 2008.

SONG, A. Y. et al. Three-dimensional kinematic analysis of pelvic and lower extremity differences during trunk rotation in subjects with and without chronic low back pain. **Physiotherapy**, v. 98, n. 2, p. 160 – 166, 2012.

SONG, J.; QU, X. Age-related biomechanical differences during asymmetric lifting. **International Journal of Industrial ergonomics**, v. 44, n. 5, p. 629 – 635, 2014.

SUNG, P. S. A kinematic analysis for shoulder and pelvis coordination during axial trunk rotation and subjects with and without recurrent low back pain. **Gait and Posture**, v. 40, n. 4, p. 493 – 498, 2014.

STANDARDS FOR REPORTING EMG DATA. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n.1, p. III-IV, 1999.

STAUDENMANN, D. et al. Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: Sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 4, p. 900 – 909, 2007.

STOKES, I. A. F. Mechanical function of facet joints in the lumbar spine. **Clinical Biomechanics**, v. 3, n.2, p. 101 – 105, 1988.

THOMPSON, C. W.; FLOYD, R. T. **Manual de cinesiologia estrutural**. 14ª ed. Barueri: Manole, 2002. 279 p.

TORTORA, G. J. **Corpo Humano: Fundamentos de Anatomia e Fisiologia**. 4ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. 574 p.

VAN DIEEN, J. H.; KINGMA, I.; VAN DER BUG, J. C. E. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 12, p. 1829 – 1836, 2003.

VERA-GARCIA, F. J.; MORESIDE, J. M.; MCGILL, S. M. Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion or thorax motion. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 6, p. 893 – 903, 2011.

WILKE, H. J. et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, v. 24, n. 8, p. 755 - 762, 1999.

WILKE, H. J. et al. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. S111 – 125, 2001.

XU XU et al. The validity and interrater reliability of video-based posture observation during asymmetric lifting tasks. **Human Factors**, v. 53, n. 4, p. 371 – 382, 2011.

XU XU et al. Estimation of 3-D peak L5/S1 joint moment during asymmetric lifting tasks with cubic spline interpolation of segment Euler angles. **Applied Ergonomics**, v. 43, n. 1, p. 115 – 120, 2012.

## ANEXO A

**Autorização para a utilização do Laboratório de Biomecânica da FEG-UNESP.**

**Unesp**  Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"  
Campus de Guaratinguetá - Faculdade de Engenharia  
Departamento de Mecânica

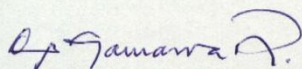
---

Guaratinguetá, 26 de agosto de 2014.

Declaração

Declaro para os devidos fins que o discente: JOÃO ANDRÉ BERNINI MONTEIRO é aluno devidamente matriculado no curso de pós-graduação (nível de mestrado), cujo título de seu trabalho é: ANÁLISE BIOMECÂNICA DO LEVANTAMENTO ASSIMÉTRICO DE CARGA E SUAS IMPLICAÇÕES À COLUNA LOMBAR, sendo orientado pelo Prof. Dr. Tamotsu Hirata e Co-Orientado pelo Prof. Dr. Marcelo Sampaio Martins. O discente está autorizado a utilizar as dependências do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – FEG/UNESP para realizar pesquisas referentes ao seu Projeto de Mestrado.

Sem mais



Prof. Dr. Victor Orlando Gamarra Rosado  
Chefe do Departamento de Mecânica  
UNESP – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá

**ANEXO B****Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa**

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |  |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--|
| <div><div>INSTITUTO DE CIÊNCIA E<br/>TECNOLOGIA CAMPUS SÃO<br/>JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP</div><div></div></div>                                                                                                                                                     |  |
| <b>PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |  |
| <b>DADOS DO PROJETO DE PESQUISA</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |  |
| <b>Título da Pesquisa:</b> Análise biomecânica do levantamento assimétrico de carga e suas implicações à coluna lombar.                                                                                                                                                                                                                              |  |
| <b>Pesquisador:</b> João André Bernini Monteiro                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |  |
| <b>Área Temática:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |  |
| <b>Versão:</b> 2                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |  |
| <b>CAAE:</b> 36635614.1.0000.0077                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |  |
| <b>Instituição Proponente:</b> UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO                                                                                                                                                                                                                                                                |  |
| <b>Patrocinador Principal:</b> Financiamento Próprio                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |  |
| <b>DADOS DO PARECER</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |  |
| <b>Número do Parecer:</b> 874.658                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |  |
| <b>Data da Relatoria:</b> 16/11/2014                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |  |
| <b>Situação do Parecer:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |  |
| Aprovado                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |  |
| <b>Necessita apreciação da CONEP:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |  |
| Não                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |  |
| <b>Considerações Finais a critério do CEP:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |  |
| O Colegiado aprova o parecer da relatora e solicita ao pesquisador atentar pelas Recomendações referente ao envio de Relatório Científico.                                                                                                                                                                                                           |  |
| SAO JOSE DOS CAMPOS, 17 de Novembro de 2014                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |  |
| <hr/>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |  |
| <b>Assinado por:</b><br><b>Denise Nicodemo</b><br><b>(Coordenador)</b>                                                                                                                                                                                                                                                                               |  |
| <div><div><b>Endereço:</b> Av.Engº Francisco José Longo 777</div><div><b>Bairro:</b> Jardim São Dimas</div><div><b>UF:</b> SP</div><div><b>Telefone:</b> (12)3947-9078</div><div><b>Município:</b> SAO JOSE DOS CAMPOS</div><div><b>Fax:</b> (12)3947-9010</div><div><b>CEP:</b> 12.245-000</div><div><b>E-mail:</b> ceph@fosjc.unesp.br</div></div> |  |
| Página 02 de 03                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |  |

**ANEXO C****Questionário Rolland Morris para identificação de dor lombar****QUESTIONÁRIO ADAPTADO ROLLAND MORRIS.**

**Nome:** \_\_\_\_\_ **Data:** \_\_/\_\_/\_\_\_\_

1. ☐ Fico em casa a maior parte do tempo por causa de minhas costas.
2. ☐ Mudo de posição freqüentemente tentando deixar minhas costas confortáveis.
3. ☐ Ando mais devagar que o habitual por causa de minhas costas.
4. ☐ Por causa de minhas costas eu não estou fazendo nenhum dos meus trabalhos que geralmente faço em casa.
5. ☐ Por causa de minhas costas, eu uso o corrimão para subir escadas.
6. ☐ Por causa de minhas costas, eu me deito para descansar mais frequentemente.
7. ☐ Por causa de minhas costas, eu tenho que me apoiar em alguma coisa para me levantar de uma cadeira normal
8. ☐ Por causa de minhas costas, tento conseguir com que outras pessoas façam as coisas por mim.
9. ☐ Eu me visto mais lentamente que o habitual por causa de minhas costas.
10. ☐ Eu somente fico em pé por períodos curtos de tempo por causa de minhas costas.
11. ☐ Por causa de minhas costas evito me abaixar ou me ajoelhar.
12. ☐ Encontro dificuldades em me levantar de uma cadeira por causa de minhas costas.
13. ☐ As minhas costas doem quase que o tempo todo.
14. ☐ Tenho dificuldade em me virar na cama por causa das minhas costas.
15. ☐ Meu apetite não é muito bom por causa das dores em minhas costas.
16. ☐ Tenho problemas para colocar minhas meias (ou meia calça) por causa das dores em minhas costas.

17. [ ] Caminho apenas curtas distâncias por causa de minhas dores nas costas.
18. [ ] Não durmo tão bem por causa de minhas costas.
19. [ ] Por causa de minhas dores nas costas, eu me visto com ajuda de outras pessoas.
20. [ ] Fico sentado a maior parte do dia por causa de minhas costas.
21. [ ] Evito trabalhos pesados em casa por causa de minhas costas.
22. [ ] Por causa das dores em minhas costas, fico mais irritado e mal humorado com as pessoas do que o habitual.
23. [ ] Por causa de minhas costas, eu subo escadas mais vagarosamente do que o habitual.
24. [ ] Fico na cama a maior parte do tempo por causa de minhas costas.

| Escala de dor ( <i>pain rating scale</i> )                      | Numerical pain rating scale |
|-----------------------------------------------------------------|-----------------------------|
| Dor quase insuportável ( <i>the pain is almost unbearable</i> ) | 5                           |
| Dor muito forte ( <i>very strong pain</i> )                     | 4                           |
| Dor forte ( <i>quite strong pain</i> )                          | 3                           |
| Dor moderada ( <i>moderate pain</i> )                           | 2                           |
| Dor leve ( <i>mild pain</i> )                                   | 1                           |
| Sem dor ( <i>no pain at all</i> )                               | 0                           |

**Assinatura do Avaliado:** \_\_\_\_\_

## APÊNDICE A

### FICHA DE AVALIAÇÃO

#### TABELA DOS RESULTADOS OBTIDOS: AVALIAÇÃO FÍSICA.

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

| TESTE                   | RESULTADO                           |
|-------------------------|-------------------------------------|
| Rolland-Morris          |                                     |
| Ipaq                    |                                     |
| Altura                  |                                     |
| Peso                    |                                     |
| I.M.C.                  |                                     |
| % de gordura            |                                     |
| Pressão Arterial        |                                     |
| Frequência Cardíaca     | Antes:                      Depois: |
| Escala Analógica de Dor |                                     |
| Obs:                    |                                     |

Avaliador: Prof. João Bernini - CREF 103985-G/SP.

Assinatura do voluntário: \_\_\_\_\_

Assinatura do avaliador: \_\_\_\_\_

GUARATINGUETÁ, 2014

## **APÊNDICE B**

### **Carta de Consentimento Livre e Esclarecida e Termo de Consentimento.**

#### **CARTA DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDA**

##### **Informações Gerais:**

Você está sendo convidado para participar, como voluntário, de uma pesquisa desenvolvida e coordenada pelo pesquisador JOÃO ANDRÉ BERNINI MONTEIRO, Educador Físico, CREF 103985-G/SP, aluno de Mestrado do Programa de Pós Graduação – Área de Projetos – Semiologia na FEG-UNESP, portador do CPF 403.138.008-98, estabelecido à R. Dona Nenê Figueiredo, 22 – Campo do Galvão, na cidade de Guaratinguetá - SP, telefone para contato nº (012) 3013-8599 e (012) 98304-1414, orientado pelo Professor Doutor Tamotsu Hirata e co-orientado pelo professor Doutor Marcelo Sampaio Martins, ambos professores do Departamento de Engenharia Mecânica da FEG-UNESP – GUARATINGUETÁ, situada à Av. Ariberto Pereira da Cunha, 333 – Pedregulho, na cidade de Guaratinguetá – SP.

##### **Análise da rotação ombro-quadril e co-ativação muscular do tronco durante um movimento de rotação axial com manuseio de carga**

Trata-se de uma pesquisa a ser realizada nas dependências do Departamento de Mecânica da FEG-UNESP, sob a autorização do chefe de departamento e supervisão do orientador do projeto, que objetiva a análise do levantamento manual de carga em condição de assimetria de movimento em diferentes velocidades. A pesquisa tem como objetivos a análise dos dados eletromiográficos dos músculos abdominais e eretores da coluna em tarefa de rotação de tronco com carregamento manual de carga, assimetria de movimento; a análise do comportamento postural dos indivíduos sob a condição do carregamento manual de carga assimétrico com diferentes sobrecargas e velocidades e a verificação da relação entre a rotação de quadril e do ombro durante a Rotação Axial com o carregamento da carga.

A presente pesquisa será realizada individualmente, e o procedimento experimental não acarretará em nenhum prejuízo aos voluntários. Todas as informações procedimentais da pesquisa serão esclarecidas, bem como qualquer outra informação solicitada pelo voluntário sobre a mesma.

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu declaro que os pesquisadores forneceram a mim todas as instruções relacionadas às medidas e testagens a serem feitas, sabendo que disponho de uma via do termo de consentimento livre e esclarecido, incluindo:

- (1) Explicação sobre a natureza e o propósito do estudo;
- (2) Explicações sobre os procedimentos, medidas, protocolos, estrutura básica e duração dos testes;
- (3) De forma a proteger meus direitos e privacidade, todos os dados relacionados à minha pessoa, e obtidos nesta oportunidade, serão mantidos confidenciais, e de acesso somente aos avaliadores, ao coordenador do projeto e minha pessoa;
- (4) Eu tenho conhecimento que ao participar deste estudo nem os avaliadores e/ou seus financiadores, nem o Curso pós graduação em Engenharia Mecânica e/ou a UNESP de Guaratinguetá, ou outras instituições envolvidas direta ou indiretamente no estudo, serão responsabilizadas por acidentes ou perdas ocorridas no local da avaliação, ou nos percursos, indo ou vindo para o local da coleta de dados;
- (5) Eu declaro ter conhecimentos dos riscos mínimos envolvidos nos testes, e que não possuo patologias que possam contraindicar minha participação neste tipo de estudo;
- (6) Eu declaro ter conhecimento, também, de que tenho liberdade de desistir da minha participação na pesquisa a qualquer momento, sem nenhuma repercussão negativa para a minha pessoa.

Concordando com todos os itens acima autorizo minha participação neste estudo.

NOME \_\_\_\_\_  
RG \_\_\_\_\_ CPF \_\_\_\_\_  
Endereço completo: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_ Telefone \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Voluntário

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

\_\_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_